

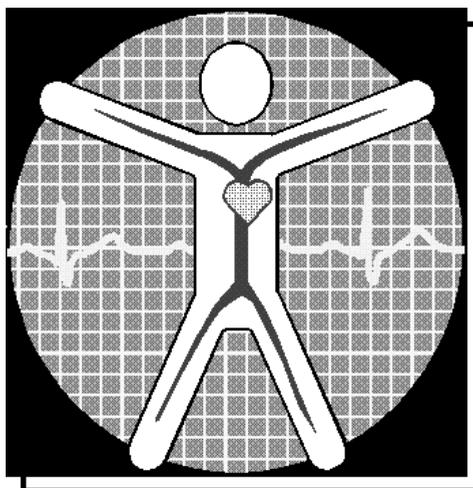
**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
РЯЗАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
РАДИОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ**

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ, МЕДИЦИНСКИЕ,
ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ
И РОБОТОТЕХНИЧЕСКИЕ КОМПЛЕКСЫ**

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2017

**XXX ВСЕРОССИЙСКАЯ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
СТУДЕНТОВ, МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ И СПЕЦИАЛИСТОВ**

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2017

УДК 615.47:621.37/89

Б 63

Б 63 Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2017 [текст]: сб. тр. XXX Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 6-8 декабря 2017 г. / под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2017. – 612с., ил.

ISBN 978-5-9500677-6-1

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2017). Освещаются вопросы обработки биомедицинской и экологической информации, применения измерительно-вычислительных комплексов в медицине и экологии, автоматизации сбора данных о развитии болезни и состоянии здоровья больных, разработки систем и устройств воздействия на биологические объекты, а также информационно-измерительные и управляющие системы роботов.

Авторская позиция и стилистические особенности сохранены.

Члены оргкомитета: Чиркин М.В. – председатель, и.о. ректора РГРТУ, д.ф.-м.н., профессор; Жулев В.И. – зам. председателя, зав. кафедрой ИИБМТ, д.т.н., профессор; Прошин Е.М. – д.т.н., профессор; Михеев А.А. – д.т.н., профессор; Мельник О.В. – д.т.н., профессор; Борисов А.Г. – к.т.н., доцент; Голь С.А. – к.т.н., доцент; Каплан М.Б. – к.т.н., доцент; Устинова Л.С. – начальник отдела информационного обеспечения; Трубицына С.Г. – ведущий инженер отдела информационного обеспечения; Матюхин Е.П. – секретарь оргкомитета, инженер.

УДК 615.47:621.37/89

ISBN 978-5-9500677-6-1

© Рязанский государственный
радиотехнический университет, 2017

© ИП Коняхин А.В., 2017

ПРОБЛЕМЫ КОММЕРЦИАЛИЗАЦИИ НОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ

Э.А. Клевцов

АО «Елатомский приборный завод»

Сфера производства медицинской техники в условиях стремительного развития научно-технического прогресса должна соответствовать растущим потребностям современного общества. В числе общечеловеческих ценностей здоровье занимает одно из первых мест, и для его сохранения здравоохранение должно быть обеспечено передовой материально-технической базой.

Ключевые слова: научно-технический прогресс, медицинская техника, здравоохранение.

THE PROBLEMS OF COMMERCIALIZATION OF NEW MEDICAL DEVICES

E.A. Klevtsov

Yelatma Instrument Making Enterprise

The field of medical technology in the rapid development of scientific and technological progress to meet the rising needs of modern society. Among human values, health is one of the first places. In order to preserve it, the system of health care must be provided with an advanced material and technical base.

Key words: scientific and technical progress, medical technology, health care.

Компания «Еламед» (АО «Елатомский приборный завод») входит в группу лидеров российских предприятий, изготавливающих медицинскую технику, по объему производства и динамике выпуска продукции. Объем производства составляет около 5% в общем объеме медицинской техники, изготавливаемой и продаваемой в России. Практически в каждом регионе в аптеках и магазинах медтехники можно купить производимые компанией аппараты и устройства. 80% учреждений оснащались и оснащаются изделиями под торговой маркой компании «Еламед».

Компания была создана в р.п. Елатьма Рязанской области в 1980 году как филиал производства №2 Рязанского приборного завода, выпускающего продукцию для оборонной промышленности.

В январе 1991 года филиал переименован в Елатомский приборный завод и стал самостоятельным Предприятием. В 1992 году завод изменил форму собственности с государственной на акционерную и приобрел статус юридического лица.

В настоящее время в ассортименте выпускаемой продукции более ста наименований изделий: портативная физиотерапевтическая техника, сложное лечебно-диагностическое оборудование, медицинская мебель, ультразвуковые мойки, полимерные изделия для предотвращения инфекций, связанных с оказанием медицинской помощи (ИСМП) и многое другое. Практически вся продукция является инновационной, а её применение неразрывно связано с совершенствованием существующих или развитием новых медицинских технологий.

Собственный научно-технический центр (НТЦ) уже более 15 лет проводит маркетинговые исследования, разрабатывает, тестирует и внедряет в серийное производство новые медицинские приборы, аппараты и изделия, а также проводит работы по модернизации выпускаемой предприятием продукции.

В рамках создания новой перспективной продукции компания «Еламед» сотрудничает со многими разработчиками и авторами идей, как в медицинском, так и научно-техническом сообществах.

Данное сотрудничество не всегда простое и понятное как для производителя, так и для исследователя, так как существует основная проблема – проблема коммерциализации новых медицинских изделий.

Представленное новшество может оказать несравненную пользу здоровью каждого человека, но производитель может не иметь возможности интеграции его в готовое изделие без каких-либо существенных изменений конструкции, принципа действия, управления и других характеристик.

Существует определенная «пропасть» у научно-технических коллективов по доведению новшеств на этапе зарождения идеи до медицинского сообщества. Развитие новшества может быть невозможно без достаточного количества технических, материальных или кадровых ресурсов.

Для сокращения такой «пропасти» и для привлечения большего количества идей и разработок в 2015-2016гг. компания «Еламед» проводила конкурс «ИДЕЯ» среди студентов, аспирантов и специалистов. Основной задачей конкурса явилась мотивация научных коллективов к интеграции с индустриальным партнером для реализации своих новшеств.

Наиболее важными результатами данного конкурса можно считать совместные работы со следующими организациями:

- Областным клиническим кожно-венерологическим диспансером (г. Рязани) по использованию метода облучения псориазических бляшек узкополосным интенсивным синим светом, не содержащим УФ-излучение;

- Воронежским государственным медицинским университетом им. Н.Н. Бурденко по проектированию и разработке установки программной барботажной санации (ПБС) для улучшения хирургического лечения больных с синдромом диабетической стопы (СДС).

Научная новизна данных работ на этапе конкурса была довольно далека до серийного изготовления. Устранить эту проблему возможно только путем интереса и совместных усилий производителя и исследователя. В настоящий момент данные разработки не доведены до совершенства, но, тем не менее, на предприятии над ними ведется полный цикл научно-исследовательских работ и опытно-конструкторских работ (НИОКР).

В условиях стремительного развития современного общества компания «Еламед» ежедневно проводит поиск и тщательный отбор возможных инновационных идей и разработок, которые так необходимы системе здравоохранения на пути оказания качественной и полноценной помощи пациентам. Как итог вложенных усилий – изделия, соответствующие не только требованиям медицинских учреждений, но и потребностям пациентов в результативности и удобстве лечения.

**КЛАССИФИКАЦИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ЭЭГ НА БАЗЕ
МАТЕМАТИЧЕСКОГО АППАРАТА КОНТУРНОГО АНАЛИЗА**

Я.А. Фурман, В.В. Севастьянов, К.О. Иванов

Поволжский государственный технологический университет, г. Йошкар-Ола

Предложена модель ЭЭГ в виде последовательности комплексных векторов, аппроксимирующих линию ее кривой. Для введенной модели разработан алгоритм декомпозиции на упорядоченную последовательность сегментов и решены задачи анализа и классификации этих сегментов по их форме на основе математического аппарата контурного анализа.

Ключевые слова: классификация ЭЭГ феноменов, контурная модель ЭЭГ, контурный анализ, сегментация, ритмы ЭЭГ

**EEG ELEMENT CLASSIFICATION BASED ON MATHEMATICAL
APPARATUS OF CONTOUR ANALYSIS**

Ya.A. Furman, V.V. Sevastyanov, K.O. Ivanov

Volga state technical university, Yoshkar-Ola

A model of the EEG signal is proposed as a sequence of complex vectors approximating a line of EEG curve. For the model derived algorithms of its decomposition into a series of segments, and solved the problem of the analysis and classification of the segments according to their shape based on the mathematical apparatus of contour analysis.

Key words: EEG phenomena classification, EEG contour model, contour analysis, segmentation, EEG rhythms

В настоящий момент в клинической нейрофизиологии сложились два подхода к решению диагностических задач по результатам анализа ЭЭГ. Первый подход основан на визуальном анализе, выполняемым опытным врачом-клиницистом, второй базируется на возможностях цифровой обработки ЭЭГ на компьютерах [1].

Визуальный анализ ЭЭГ является на данный момент основным, и в ряде случаев единственным способом формирования клинического заключения, для которого созданы зарекомендовавшие себя принципы использования ЭЭГ в клинике [2]. К недостаткам данного подхода можно отнести высокую трудоемкость и субъективный характер полученного заключения.

Как следует из анализа возможностей применяемых компьютерных систем анализа ЭЭГ все они, кроме регистрации колебаний и обширных редакционных функций, реализуют спектрально-корреляционные методы

анализа и подавление артефактов [2-5]. Отдельные типы компьютерных электроэнцефалографов обеспечивают решение задач трехмерной локализации источников электрической активности, картирования на поверхности скальпа результатов анализа, визуализацию и анализ вызванных потенциалов, а также анализ эпилептиформной активности. Из механизмов вычисления спектральных и корреляционных функций выборочных отсчетов сигналов следует, что основные результаты компьютерной обработки носят *интегральный* характер. Они получаются при *усреднении* с теми или иными видами весов всех отсчетов (эпохи) анализируемой ЭЭГ. Данные результаты имели бы исчерпывающий характер, если бы отдельные участки ЭЭГ внутри эпохи содержали бы один и тот же вид информации. В действительности же они несут разнородную информацию о работе головного мозга, особенности которой в результате усреднения утрачивается. В силу указанных причин эффективность автоматического анализа ЭЭГ остается по-прежнему ниже визуальной методики.

Таким образом, актуальной является задача автоматизации процесса анализа ЭЭГ, выявления патологических и пограничных паттернов, определения их численных характеристик, для решения которой требуется разработка методов и алгоритмов анализа ЭЭГ сигнала, обладающих временным разрешением.

Локальный анализ ЭЭГ может быть реализован на основе предложенной авторами контурной математической модели сигнала ЭЭГ [6]. Для ее получения соседние отсчеты с выхода электроэнцефалографа соединяются элементарными векторами, заданными в унитарном пространстве C_k . Предложенная модель допускает декомпозицию сигнала на отдельные информативные фрагменты, ограниченные глобально-локальными минимумами. Подобные фрагменты используются при визуальном анализе ЭЭГ [7]. При этом каждый фрагмент – ЭЭГ феномен, имеет свое вербальное описание и характеристики, часть их которых имеет количественное значение, а часть оценивается субъективно, в частности, острота вершины волны [8]. Математический аппарат контурного анализа позволяет с единых аналитических позиций получать количественные значения информативных признаков форм отдельных ЭЭГ волн. На основе полученных характеристик может быть решена задача автоматической классификации ЭЭГ, содержащих набор разнородных паттернов, путем сравнения параметров форм каждой волны с диапазонами значений, принятыми в клинической практике.

Для контурной модели ЭЭГ разработан алгоритм ее сегментации на фрагменты, ограниченные токами глобально-локального минимума [9]. Работа алгоритма базируется на глубоком подавлении высокочастотных компонент

сигнала и поиске границ между импульсами. Далее уточняются форма и границы между импульсами путем последовательного увеличения полосы пропускания низкочастотного фильтра, границы между импульсами определяются в окрестностях точек, найденных на предыдущей итерации. Была произведена оценка вероятностей правильной сегментации ЭЭГ в основных частотных диапазонах. Для этого сегментировано более ста фрагментов ЭЭГ. Правильность сегментации отдельных ЭЭГ волн оценивалась визуально под контролем врача-клинициста. Экспериментально полученные оценки вероятностей правильной сегментации ЭЭГ для δ , θ , α и β частотных диапазонов составили 0,91; 0,94; 0,98 и 0,98 соответственно.

На основании визуальной методики анализа ЭЭГ для классификации каждого сегмента ЭЭГ (волны) предложено использовать следующий набор информативных признаков: 1) признаки формы сегмента: параметры экстремальных точек сегмента, степень симметричности импульса и значения углов при каждой вершине импульса; 2) Признаки огибающей сегмента: размерность контура сегмента, размах сигнала, его минимальное и максимальное значения; 3) Временные признаки: длительности импульса на уровне 0,707 от размаха, на уровне нулевой линии и на уровне основания; 4) Частотные признаки – значение диапазона частот, в котором сосредоточена основная энергия импульса (диапазоны ритмов δ , θ , α , β_1 , β_2 , γ). Указанные признаки вычисляются в автоматическом режиме, алгоритмы их вычисления на базе контурной модели ЭЭГ описаны в работе [10]. На основе сравнения полученных информативных признаков форм сегмента с диапазонами значений, принятыми в клинической практике, каждая ЭЭГ волна может быть отнесена к одному из трех классов: «норма», «пограничная» и «патология».

Выводы. В работе предложен метод классификации элементов ЭЭГ человека на основании получения количественных характеристик их форм. В отличие от используемых на практике спектральных и корреляционных методов, предлагаемый подход позволяет определять положение элементов ЭЭГ по времени и сохранять информацию о разнородных элементах ЭЭГ сигнала. За счет использования количественных характеристик форм элементов ЭЭГ предлагаемый подход упрощает интерпретацию получаемых количественных данных и является прямым эквивалентом визуальной методики анализа ЭЭГ.

Библиографический список

1. Кулаичев, А. П. Компьютерная электрофизиология / А.П. Кулаичев. - М.: Изд-во Моск. ун-та, 2002. – 640 с.
2. Зенков, Л.Р. Клиническая электроэнцефалография / Л.Р. Зенков. – М: МЕДпресс-информ, 2013. – 356 с.
3. Электроэнцефалографы и приборы для видеомониторинга ЭЭГ [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://neurosoft.com/ru/catalog/sectionview/id/1>. - (дата обращения 26.01.2017).
4. Электроэнцефалографы Мицар [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://www.mitsar-eeg.ru/>. - (дата обращения 26.01.2017).
5. Медицинское оборудование для диагностики, нейрофизиологии и реабилитации [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://www.medicom-mtd.com/>. - (дата обращения 26.01.2017).
6. Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, К. О. Иванов, Р. Г. Хафизов, С. Н. Свинцов, А. В. Казаринов, С. А. Охотников. Контурная математическая модель электроэнцефалограммы // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2015. №2(26). – С. 50-61.
7. Ya. A. Furman, V. V. Sevastyanov, K. O. Ivanov Contour analysis of a fine structure in an electroencephalogram // Pattern Recognition and Image Analysis, Issue 4, Vol. 26. - 2016. pp. 758-772.
8. Жирмунская Е. А. Клиническая электроэнцефалография./ Е. А. Жирмунская - М.: Мэйби, 1991. - 78 с.
9. Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, К. О. Иванов, А. В. Казаринов. Сегментация тонкой структуры электроэнцефалограммы // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2015. №54. Часть 2. С. 56-67.
10. Я. А. Фурман, В. В. Севастьянов, К. О. Иванов. Формирование информативных признаков для автоматической классификации электроэнцефалограмм // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2017. №1(33). – С. 38 – 50.

АЛГОРИТМЫ РЕКОНСТРУКЦИИ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ КАРТИНЫ ОБЛАСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА ПО ДАННЫМ БОРТОВОЙ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

В работе рассматриваются алгоритмы анализа данных с лазерных сканирующих дальномеров, входящих в состав бортовой информационно-измерительной системы мобильного робота. Осуществляется построение пространственных картин, а также проводится их сопоставление с целью одновременного получения обобщённой пространственной картины и оценки перемещения мобильной платформы

Ключевые слова: *мобильный робот, пространство функционирования, сопоставление данных, облако точек.*

ALGORITHMS FOR MOBILE ROBOT FUNCTIONAL SPACE POINT CLOUD ANALYSIS USING ONBORAD SENSOR SYSTEM DATA

S.S.Luksha

Ryazan State Radioengineering University, Ryazan

This paper is about algorithms for laser scanner rangefinder data analyzing, which is the part of onboard measurement system. The process of point cloud registration is reviewed and estimation of mobile platform displacement is discussed.

Key words: *mobile robot, functional space, data registration, point cloud.*

Возможность функционирования в неструктурированной среде как фактор автономности мобильного робота (МР) требует использования в его составе развитой бортовой информационно-измерительной системы (БИИС). В задачи этой системы входит предоставление данных для оценки параметров перемещения в области функционирования (ОФ), оценки параметров окружающих объектов, траекторного управления и т.д. В условиях полного или частичного отсутствия априорной информации об объектах среды повышается актуальность задачи формирования пространственных картин ОФ, сопряженной с оценкой относительного положения робота.

Актуальность разработки алгоритмов обоснована следующими факторами:

– необходимость калибровки БИИС со сканирующими датчиками, не требующей специальных лабораторных условий или особых типов ОФ;

– необходимость получения пространственных картин высокой детализации, совмещённых на основе частных измерений с различных

положений МР для оценки параметров объектов ОФ;

– необходимость оценки пространственного положения МР в условиях низкой и нестабильной точности измерительной информации с инерциальных и спутниковых навигационных систем для формирования состоятельных обобщённых пространственных картин;

– необходимость минимизации геометрических искажений пространственных картин, полученных при движении МР;

– необходимость верификации полученных средствами БИИС данных.

В работе предложено использовать стандарт систем координат ENU (*Earth, North, Up*). Формат данных с лазерного сканирующего дальномера высокого разрешения (ЛСДВР) имеет вид $\{r, a, \varphi, \psi, \chi, t\}$, где r – измеренная дальность до объекта, a – интенсивность отражённого сигнала, φ – угол поворота лазерного сканирующего модуля (ЛСМ) относительно оси OX , ψ – угол поворота ЛСМ относительно оси OY , χ – угол поворота ЛСМ относительно оси OZ , t – момент времени получения измерения. Для каждого измерения элемент пространственной картины в виде точки вычисляется как

$$\mathbf{p} = R_z(\chi)R_y(\psi)R_x(\varphi)T_x(r), \quad (1)$$

где \mathbf{p} – искомая точка, описываемая вектор-столбцом с координатами (x, y, z) ,

$R_z(\chi)$ – матрица поворота вокруг оси OZ на угол χ , $R_y(\psi)$ – матрица поворота вокруг оси OY на угол ψ , $R_x(\varphi)$ – матрица поворота вокруг оси

OX на угол φ , $T_x(r)$ – вектор трансформации вида $T_x(r) = \begin{pmatrix} r \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$.

Отмечена важность минимизации систематической погрешности измерений, получаемых ЛСДВР размещённым на МР, одним из ключевых компонентов которой является неточность параметров пространственной трансформации при сопряжении двух компонентов. Используя данные об изменении пространственного положения ЛСДВР и полученные измерения расстояния, предлагается осуществлять калибровку такой системы согласно следующему алгоритму.

Алгоритм оценки параметров пространственной трансформации измерительной системы с ЛСДВР на подвижной части МР.

Шаг 1. Получение измерений путём сканирования сцены, содержащей калибровочный шаблон модели «плоскость».

Шаг 2. Выделение области пространства, содержащей калибровочный шаблон и не содержащей другие объекты.

Шаг 3. Оценка параметров модели плоскости по полученной пространственной картине алгоритмом RANSAC.

Шаг 4. Вычисление значения целевой функции вида

$$E(A, B, C, D) = \frac{1}{n_p} \sum_{i=1}^{n_p} \frac{|Ax_i + By_i + Cz_i + D|}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}}, \quad (2)$$

где n_p – количество точек в сформированной пространственной картине, A, B, C, D – параметры модели плоскости, полученной с использованием алгоритма RANSAC, x_i, y_i, z_i – координаты для каждого i -ого исследуемого измерения. Вид целевой функции обоснован необходимостью определить близость выбранной модели шаблона и имеющегося множества измерений в виде пространственной картины.

Шаг 5. Оптимизация значений параметров пространственного положения ЛСДВР.

Шаг 6. Если значение целевой функции не достигло требуемого минимума – повторить шаги 3-6. Иначе полученные параметры считаются оптимальными.

Конец алгоритма.

Экспериментальные исследования алгоритма калибровки проводились с использованием лазерного сканера Hokuyo URG-04LX и манипулятора Kuka Youbot на смоделированных идеальных и зашумлённых данных, а также на реальных данных. Для моделирования использовался программный модуль *Matlab*, в котором было получено множество измерений, соответствующих пространственной картине с шаблоном типа плоскость для трёх моделей $x = 0.6$, $y = 0.6$ и $z = 1$.

Для эксперимента с зашумлёнными данными использовался шум с нормальным распределением $\square(\mu, \sigma^2)$ с $\mu = 0$ и $\sigma = 0,01$ м. В отличие от идеальных данных эксперимент на зашумлённых данных не всегда позволял однозначно оценить минимум целевой функции. Анализ диапазона значений целевой функции в окрестностях минимума позволил сделать вывод об эффективности различных режимов калибровки.

Полученные суммарные среднеквадратические отклонения (СКО) от реальных значений составляют не более 0,003 м по линейной трансформации и не более 0,002 рад по угловой.

Эффективные режимы сканирования использовались для получения реальных данных. Минимизация целевой функции проводилась в два этапа: на первом была выполнена последовательная минимизация по каждому из параметров, которые использовались в качестве начальных приближений при многокритериальной минимизации. По итогам экспериментальных исследований можно сделать следующие выводы:

– разработанный алгоритм калибровки БИИС на основе ЛСДВР функционирует с суммарным СКО не более 0,003 м по линейной трансформации и не более 0,002 рад по угловой при СКО ЛСДВР не более 0,01 м;

– достижение вышеуказанных характеристик алгоритмом калибровки измерительной системы достигается без использования специализированных средств измерений и высококачественных шаблонов.

Проведена разработка и исследование комплексного алгоритма сопоставления пространственных картин. Задача алгоритма – для множеств P_b и P_c найти такие параметры вращения R и перемещения τ , при котором справедливо выражение

$$P_c = RP_b + \tau \quad (3)$$

Ввиду неточного совпадения областей отражения лазерного излучения при сканировании с разных местоположений МР, задача комплексного алгоритма сопоставления сводится к минимизации функции вида

$$E(R, \tau) = \sum_i \|\mathbf{p}_{c,i} - (R\mathbf{p}_{b,i} + \tau)\|^2, \quad (4)$$

где $\mathbf{p}_{b,i}$ и $\mathbf{p}_{c,i}$ – элементы множеств P_b и P_c , определённые как взаимосопоставляющиеся.

Комплексный алгоритм сопоставления состоит из уточняющих этапов:

Этап 1. Парное сопоставление – каждое последующая полученная картина совмещается с предыдущей картиной.

Этап 2. Стягивание – каждое последующая полученная картина совмещается с базовой, которая используется до тех пор, пока количество соответствующих точек выше заданного порога; в противном случае роль базовой картины переходит к последней успешно сопоставленной картине.

Этап 3. Сопоставление в пределах заданного окна – текущая картина совмещается с набором картин заданного окна.

Этап 4. Глобальная коррекция – уточнение параметров трансформации для каждой частной картины на всём имеющемся наборе картин.

На каждом из этапов сопоставления оценка пространственной трансформации осуществляется с использованием следующего алгоритма.

Алгоритм сопоставления

Шаг 1. Получение измерений в виде пространственных картин.

Шаг 2. Фильтрация измерений в соответствии с заданными параметрами.

Шаг 3. Выделение измерений, наиболее эффективных для оценки параметров сопоставления.

Предложен метод определения количественного показателя важности измерений для процесса сопоставления, учитывающий неравномерное

вертикальное и горизонтальное угловое разрешение ЛСДВР. Пусть $P_{b,i}$ – подмножество P_b , включающее измерения, полученные с помощью единичного ЛСМ, $N_{b,i}$ – количество измерений, полученное ЛСМ в одной пространственной картине, причём

$$N_{b,i} = \frac{N_P}{l_{sn}}, \quad (5)$$

где l_{sn} – количество ЛСМ в используемом ЛСДВР. Выберем исследуемую точку \mathbf{p}_j , такую что $\mathbf{p}_j \in P_{b,i}$, $j > l_{sn}$ и $j < N_{b,i} - l_{sn}$, а также соседние к ней \mathbf{p}_{j-1} , \mathbf{p}_{j+1} , $\mathbf{p}_{j-l_{sn}}$, $\mathbf{p}_{j+l_{sn}}$. Определим значение важности исследуемой точки используя выражения

$$I_{j,hor} = \frac{\|\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_{j-1}\| + \|\mathbf{p}_{j+1} - \mathbf{p}_j\| - \|\mathbf{p}_{j+1} - \mathbf{p}_{j-1}\|}{\|\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_{j-1}\| + \|\mathbf{p}_{j+1} - \mathbf{p}_j\|},$$

$$I_{j,ver} = \frac{\|\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_{j-l_{sn}}\| + \|\mathbf{p}_{j+l_{sn}} - \mathbf{p}_j\| - \|\mathbf{p}_{j+l_{sn}} - \mathbf{p}_{j-1}\|}{\|\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_{j-l_{sn}}\| + \|\mathbf{p}_{j+l_{sn}} - \mathbf{p}_j\|}, \quad (6)$$

$$I_j = \sqrt{I_{j,ver}^2 + I_{j,hor}^2}.$$

Шаг 4. Поиск соответствующих точек из сопоставляемых картин с использованием k -мерного дерева.

Предложен динамический критерий для отклонения несостоятельных пар соответствующих точек, вычисляющийся с использованием выражения

$$d_{tr} = d_{\min} + \alpha_1 \bar{d} \cdot \exp(\alpha_2 i_{iter}) \quad (7)$$

где d_{\min} – минимальное значение порогового расстояния, \bar{d} – среднее расстояние между соответствующими точками при последней итерации сопоставления, i_{iter} – номер текущей итерации, α_1 – коэффициент пропорциональности, определяющий превышение порога над фактическими значениями расстояния между соответствующими точками, α_2 – коэффициент, определяющий скорость уменьшения расстояния в зависимости от итерации, $\alpha_2 < 0$.

Шаг 5. Вычисление центроидов среди найденных соответствующих точек.

Шаг 6. Вычисление корреляционной матрицы для несмещённого множества соответствующих точек.

Шаг 7. Оценка параметров трансформации, минимизирующих суммарное расстояние (выражение 4) с использованием сингулярного разложения.

Шаг 8. Если значение суммарного расстояния больше заданного порога, повторить шаги 4-8. Если значение суммарного расстояния меньше или равно заданному порогу – завершить алгоритм.

Конец алгоритма.

Проведены экспериментальные исследования комплексного алгоритма сопоставления пространственных картин. Для оценки точности идентификации пространственного положения было проведено исследование с использованием реальных данных, полученных с ЛСДВР Velodyne HDL-32E, установленном на МР Газель «Бизнес». Сбор измерений осуществлялся на территории Рязанского государственного радиотехнического университета. МР перемещался по траекториям с совпадающими точками старта и финиша. Суммарная ошибка возврата МР в точку старта составляет не более 0,1 м. В качестве критерия оценки эффективности комплексного алгоритма сопоставления использовалось расстояние между идентифицированными алгоритмом начальным и конечным положениями маршрута. Результаты представлены в таблице 1.

Проведены экспериментальные исследования, направленные на оценку робастности комплексного алгоритма сопоставления. В качестве критерия оценки выбрана длина пройденного пути, оцененная алгоритмами сопоставления при использовании зашумлённых и незашумлённых данных. Дестабилизирующими факторами выбраны динамические объекты в области видимости ЛСДВР и общая зашумлённость измерений вследствие падения точностных характеристик ЛСДВР. В результате экспериментов показано, что значение выбранного критерия, полученного предложенным алгоритмом комплексного сопоставления в 4 раза ниже, чем значение аналогичного параметра у базового алгоритма, что подтверждает повышенную робастность предложенного алгоритма.

Таблица 1 – Результаты эксперимента по оценке комплексного алгоритма сопоставления при передвижении МР по замкнутой траектории

№	Длина пройденного пути, м	Расстояние между стартовой и финишной точкой траектории после сопоставления, м		
		Базовый алгоритм	Комплексный алгоритм с коррекцией в пределах заданного окна	Комплексный алгоритм с глобальной коррекцией
1	118,5	3,34	0,24	0,12
2	194,4	8,08	0,45	0,06
3	482,15	28,03	9,22	1,26

В результате проведённых исследований сделан вывод, что разработанный комплексный алгоритм сопоставления позволяет осуществлять идентификацию пространственного положения с ошибкой не более 0,02 м на 1

м перемещения в условиях городской местности, что в 8 – 10 эффективнее показателей базового алгоритма.

Рассмотрены вопросы разработки и экспериментального исследования алгоритма верификации БИИС МР. Предложен алгоритм верификации, основанный на получении опорной информации о параметрах перемещения независимо от измерительных преобразователей, входящих в состав БИИС. Для этой цели используется устройство установки контрольных точек (КТ) на поверхности перемещения.

Алгоритм получения эталонных данных о перемещении МР.

Шаг 1. Размещение устройства для установки КТ таким образом, чтобы его пространственное положение относительно МР оставалось неизменным при его движении.

Шаг 2. Установка КТ в стартовом положении МР и фиксация параметров положения по данным БИИС.

Шаг 3. Перемещение МР по ОФ с установкой КТ. Расстояние между точками остановки определяется в ходе испытаний, в условиях помещения должно быть 1-2 м, в условиях вне помещения 4-7 м.

Шаг 4. При установке КТ фиксируются пространственное положение МР по данным БИИС.

Шаг 5. Выполнение шагов 3-4 до достижения заданной дистанции перемещения. Дистанция определяется на основе типа МР в ходе испытаний.

Шаг 6. Вычисление относительного положения установленных КТ с использованием независимой информационно-измерительной системы.

Конец алгоритма.

Особенности предложенного алгоритма:

1. Характер КТ определяется системой, используемой для проведения измерений расстояния.

2. Устройство для установки КТ должно соответствовать в габаритах и весе МР и не должно препятствовать его нормальному перемещению.

3. Алгоритм не должен использовать информацию с БИИС МР.

4. Относительное положение устройства установки КТ на МР должно быть неизменным от точки к точке.

В качестве шаблона КТ предложен треугольник и показан алгоритм расчёта координат его вершин и геометрического центра на основе расстояний между вершинами. Количественным показателем оценки БИИС по предложено использовать статистические параметры ошибки оценки местоположения МР.

Рассматриваются вопросы разработки и реализации модуля картографирования для МР. Ключевым аспектом при разработке модуля является независимость от системы управления МР, что повышает возможности его использования на различных мобильных роботов. Структурная схема модуля показана на рисунке 1.

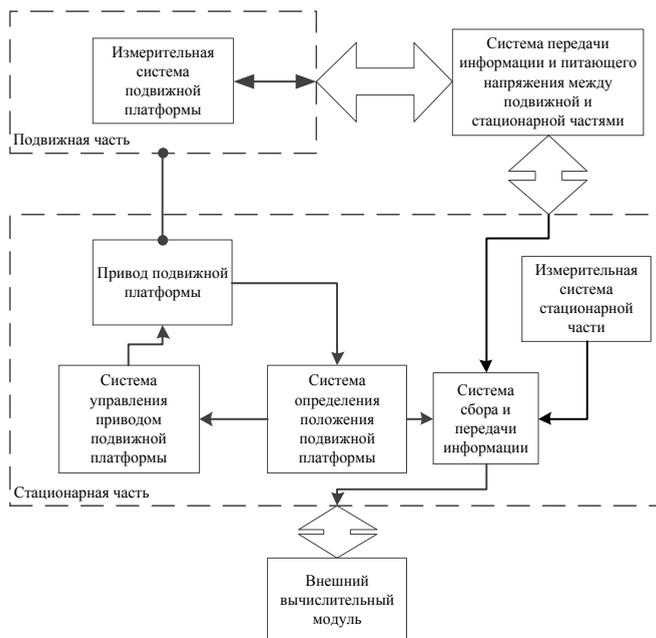


Рисунок 1 – Структурная схема модуля картографирования

Модуль картографирования состоит из подвижной и стационарной части, на которых могут размещаться стереосистема видеодатчиков, ЛСДВР, времяпролётный видеодатчик, а также датчики глобальной навигационной спутниковой системы, инерциальной навигационной системы и магнитного компаса. Комбинирование данных позволяет осуществлять взаимную коррекцию оценок различных параметров и расширять условия использования разрабатываемого модуля.

Библиографический список

1. Метод калибровки информационно-измерительной системы на базе лазерного сканирующего дальномера. А.Г. Борисов, С.А. Голь, В.И. Жулев, С.С. Лукша. // *Естественные и технические науки*, №5(107), с. 137-141, 2017 г.
2. Метод комплексного сопоставления измерительной информации с лазерного сканирующего дальномера при перемещении мобильного робототехнического комплекса. С.С. Лукша. // *Современная наука: актуальные проблемы теории и практики*», Серия «Естественные и технические науки», №5-6, с. 31-35, 2017 г.
3. Тестирование систем оценки перемещения бортовой информационно-измерительной системы мобильной робототехнической платформы методом маркерного треугольника. А.Г. Борисов, С.А. Голь, В.И. Жулев, С.С. Лукша. // *Естественные и технические науки*, №5 (107), с.142-147, 2017 г.

4. Робототехнические комплексы и универсальные модули автопилотирования для решения современных бытовых и промышленных задач. Лукша С.С. // Инновации. 2015. № 12 (206). С. 130-132.
5. Алгоритм построения карты окружающего пространства мобильной робототехнической платформы в реальном времени. Лукша С.С. // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2015. № 52. С. 112-118.
6. Алгоритмы обработки динамически формируемых карт помещений при поиске объекта с заданными характеристиками. Борисов А.Г., Лукша С.С. // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2015. № 54-2. С. 104-109.
7. Алгоритмы анализа карт помещений в задаче поиска объекта с заданными характеристиками автономной мобильной робототехнической платформой. Лукша С.С., Погудаев А.А. // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. № S1. С. 2-8.
8. Реализация сценария «следуй за мной» беспилотной системы управления автомобилем-роботом на основе данных лидара и видеодатчика. Артёмкин В.В., Лукша С.С., Маликов А.Ю. // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2013. № 4-3 (46). С. 28-34.

1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 004.93, 004.81

МОНИТОРИНГ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПО ЭЭГ И РЕЧЕВЫМ СИГНАЛАМ

К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова

Тверской государственной технической университет, г. Тверь

Рассмотрена возможность применения нейроподобной иерархической структуры для мониторинга эмоционального состояния человека. Приведена модель формализованного описания ЭЭГ и речевых сигналов на основе признаков реконструированных аттракторов. Описаны особенности и результаты работы классификатора эмоций.

Ключевые слова: эмоциональное состояние, речевой сигнал, ЭЭГ, аттрактор.

MONITORING OF THE HUMAN'S EMOTIONAL STATE BY EEG AND SPEECH SIGNALS

K.V. Sidorov, N.N. Filatova

Tver State Technical University

The paper considers the possibility of using a neural-like hierarchical structure for human's emotional state monitoring. The authors present a model of formalized EEG and speech signals description based on the characteristics from reconstructed attractors. This paper also include the results and features of emotion classifier.

Key words: emotional state, speech signal, EEG, attractor.

В последние полтора-два десятилетия в различных российских научно-исследовательских и проектно-конструкторских организациях и предприятиях (например, «Медиком МТД», г. Таганрог; «Центр речевых технологий», г. Санкт-Петербург; «Нейрософт», г. Иваново; «Нейроматикс», г. Санкт-Петербург и др.) разрабатываются аппаратно-программные комплексы, ориентированные на мониторинг эмоционального состояния человека посредством интерпретации биомедицинских сигналов, зарегистрированных контактно и/или бесконтактно от разнотипных биосенсоров. Особый интерес при создании подобных технических решений вызывает генерирование баз знаний и описаний закономерностей, а также формирование наборов продукционных правил, характеризующих эмоции человека по различным компонентам (валентности, уровню, динамике и др.) путем анализа сигналов.

Данная работа относится к вышеприведенным исследованиям. В результате экспериментов авторами сформирована мультимодальная база эмоций (табл. 1), включающая в себя образцы 2-х типов сигналов (паттерны

ЭЭГ и речевых сигналов), отображающие изменение знака и уровня эмоций испытуемых при аудиовизуальной и обонятельной стимуляции. Испытуемыми выступили условно здоровые люди – студенты, аспиранты и сотрудники Тверского государственного технического университета (5 мужчин и 5 женщин, возраст которых варьируется от 18 до 60 лет).

Таблица 1 – Состав мультимодальной базы эмоций

Выборка	Частота дискретизации, Гц	Длительность, с	Количество объектов, шт			
			Всего	Класс 1	Класс 2	Класс 3
ОВ _{ЭЭГ}	250	12	270	90	90	90
ОВ _{РС}	22050	2–6	270	90	90	90

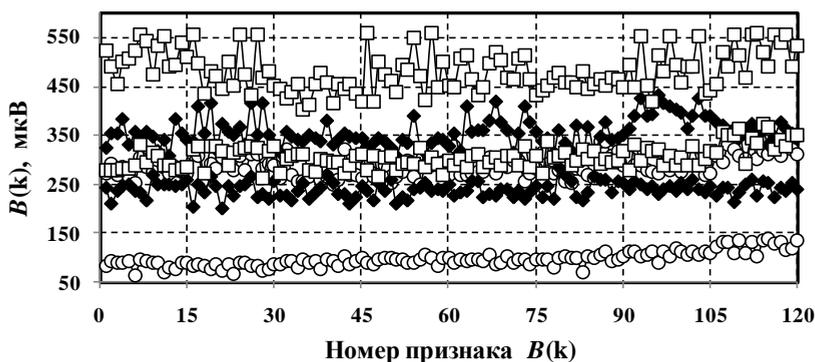
Каждый объект из базы эмоций (табл. 1) описывается в виде [1]:

$$A(z) = \bigcup_{i=1}^3 \bar{A}_{\max}^i \bigcup_{j=1}^4 A_{\max}^{i,j}, \quad (1)$$

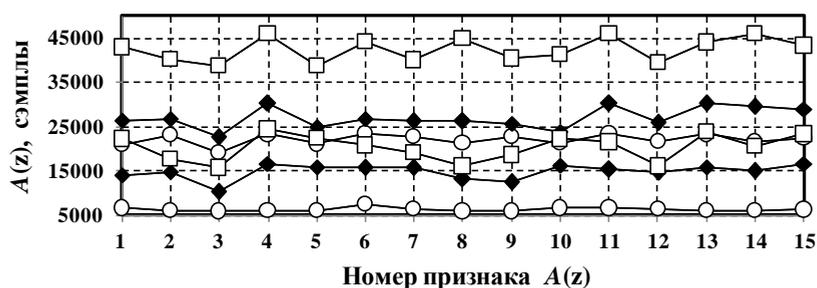
$$B(k) = |b_w|_{P \times 1}, \quad b_w = \bigcup_{i=1}^3 \bar{B}_{\max}^i \bigcup_{j=1}^4 B_{\max}^{i,j}(w),$$

где $A(z)$, $B(k)$ – описание признаков аттракторов, реконструированных по речевым сигналам и ЭЭГ; $A_{\max}^{i,j}$, $B_{\max}^{i,j}$ – длина максимального вектора j -го квадранта i -ой проекции аттрактора; \bar{A}_{\max}^i , \bar{B}_{\max}^i – длина усредненного вектора i -ой проекции аттрактора; z – номер объекта речевого сигнала; $z = \overline{1, 270}$; k – номер объекта ЭЭГ; $k = \overline{1, 270}$; w – номер отведения ЭЭГ; $w = \overline{1, P}$; $P \leq 8$.

Анализ выборок сигналов, включающих объекты 3-х классов, позволил оценить размах признаков (рис. 1) при использовании описаний признаков (1).



а – размах признаков $B(k)$ по 8-ми информативным отведениям ЭЭГ правого полушария: $w=1$ (F8-A2), $w=2$ (F4-A2), $w=3$ (O2-A2), $w=4$ (P4-A2), $w=5$ (C4-A2), $w=6$ (T6-A2), $w=7$ (T4-A2), $w=8$ (Cz-A2)



б – размах признаков $A(z)$ по речевым сигналам

○ – отрицательные эмоции (класс 1), ◆ – нейтральное состояние (класс 2),
 □ – положительные эмоции (класс 3)

Рис. 1 – Размах описаний признаков $A(z)$ и $B(k)$ (1) по классам эмоций

Классификатор эмоций (рис. 2) реализован на языке C# 3.0 для среды исполнения .NET Framework 3.5 и выше. Алгоритм генерации нейроразной иерархической структуры (НИС) подробно описан в работе [2]. НИС реализована в виде ориентированного ациклического графа в ярусно параллельной форме. Основными этапами работы алгоритма являются: 1) фазификация описаний объектов обучающей выборки (ОВ); 2) построение НИС; 3) параметрическая настройка НИС на структуру ОВ; 4) формирование описаний гипотез классификационных правил; 5) верификация гипотез правил; 6) корректировка гипотез и формирование рабочих правил.

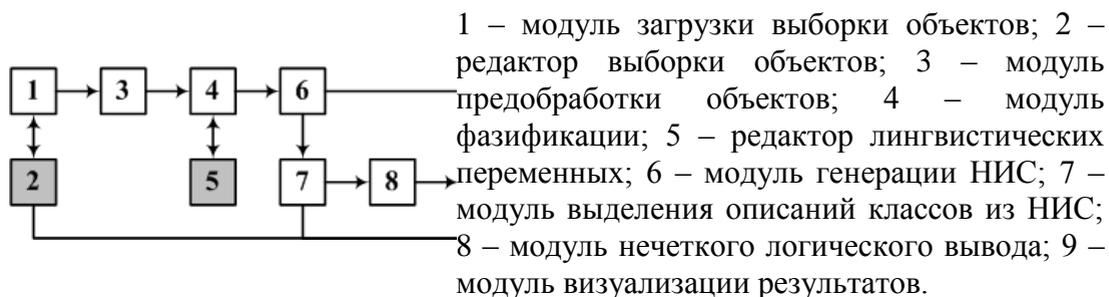


Рис. 2 – Блок-схема классификатора эмоций

Тестирование классификатора проведено по обучающим и тестовым выборкам, которые не пересекались (табл. 2).

Таблица 2
Результаты классификации знака эмоций по $A(z)$ и $B(k)$ (1)

Сигнал	ЭЭГ		Речевой сигнал	
	$B(k)$ для $OB_{ЭЭГ}$		$A(z)$ для $OB_{РС}$	
Вектор признаков	ОВ	ТВ	ОВ	ТВ
Выборка	ОВ	ТВ	ОВ	ТВ
Ошибка классификации F , %	0	8	0	5
Ошибка классификации Класс 1, %	0	12	0	8
Ошибка классификации Класс 2, %	0	12	0	7
Ошибка классификации Класс 3, %	0	0	0	0

$F = N_{error} / N_{all} * 100\%$, где N_{error} – количество ошибочно классифицированных объектов; N_{all} – общее количество объектов. ОВ – обучающая выборка, ТВ – тестовая выборка.

Проведенные исследования показали возможность применения НИС для мониторинга знака эмоций человека. Набор классификационных правил на основе НИС согласуется по форме с выводами, сделанными экспертами.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Фонда содействия инновациям в рамках выполнения НИР «Разработка программного комплекса для мониторинга эмоционального состояния человека по речевым сигналам и электроэнцефалограммам» по договору № 10962ГУ/2016 от 10.02.2017.

Библиографический список

1. Filatova N.N., Sidorov K.V. Human emotions valency and level change monitoring by means of the EEG and speech signals analysis // Proceedings of the 12th Russian-German Conference on Biomedical Engineering “RGC’2016” (4-7 July 2016, Suzdal, Russia). Suzdal: VISU, 2016. Pp. 87–91.
2. Филатова Н.Н., Ханеев Д.М. Построение правил классификации для биотехнических систем // VII Международная научно-практическая конференция «Интегрированные модели и мягкие вычисления в искусственном интеллекте». Т. 3. М.: Физматлит, 2013. С. 1153–1158.

АДАПТИВНАЯ СИСТЕМА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ ДЛЯ ПУЛЬСОМЕТРИИ

Чан Туан Зунг, Е.М. Прошин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Актуальность внедрения пульсометрии пациента заключается в комплексном подходе регистрации пульса пациента с помощью датчиков.

Ключевые слова: датчик пульса, фотоплетизмография, адаптивная система, АРУ, пульсометрия.

ADAPTIVE SYSTEM OF PHOTOPLETHYMOGRAPHY FOR PULSEOMETRY

Tran Tuan Dung, E.M. Proshin

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The urgency of the implementation of patient monitoring is an integrated approach of registration of biosignals of the patient by means of sensors.

Key words : Heart rate sensor, photoplethysmography, adaptive system, automatic gain control, pulsometry.

Актуальность внедрения пульсометрии пациента заключается в комплексном подходе регистрации пульса пациента с помощью датчиков. Поскольку амплитуда сигнала отличается от человека к человеку, необходимо гибко подбирать коэффициент усиления так , чтобы сигнал автоматически поддерживается заданное среднее значение выходного переменного напряжения. Целью разработки является создание адаптивной системы фотоплетизмографии для пульсометрии в условиях стационарного лечения и физиотерапевтической процедур. Для сердечной деятельности пациента в работе используется метод фотоплетизмография, схема которого показана на рис 1.

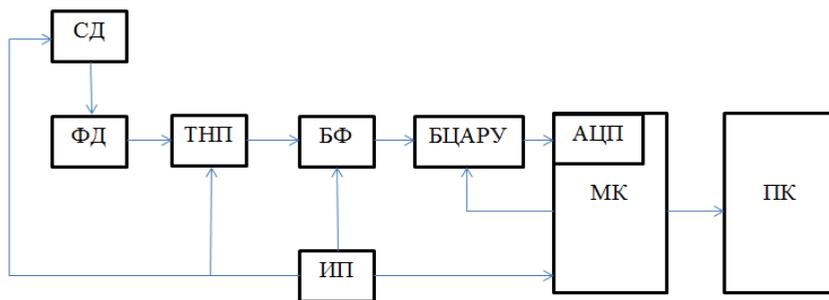


Рис. 1 – Функциональная схема

В основе фотоплетизмографа лежит датчик, устройство которого схематично изображено на рисунке 1. Здесь источник света СД и фотоприемник ФД располагаются на одной стороне, и информацию о пульсе несет отраженный сигнал. Измерение пульса по такому методу может производиться на любой части человеческого тела. В зависимости от объема крови в пальце, поглощается больше или меньше света, следовательно, меняется интенсивность отраженного света. Графическое представление зависимости изменений сигнала во времени и есть сигнал фотоплетизмографии [1].

Поскольку амплитуда сигнала отличается от человека к человеку, необходимо гибко подбирать коэффициент усиления так, чтобы эффективно использовать динамический диапазон АЦП на следующем этапе. Данный функционал реализуется с помощью блока цифровой автоматической регулировки усиления. Сигнал автоматически поддерживается заданное среднее значение выходного переменного напряжения [2].

Моделирование сигналов в среде Proteus и labview показаны на рис.2. 3,4 [3].

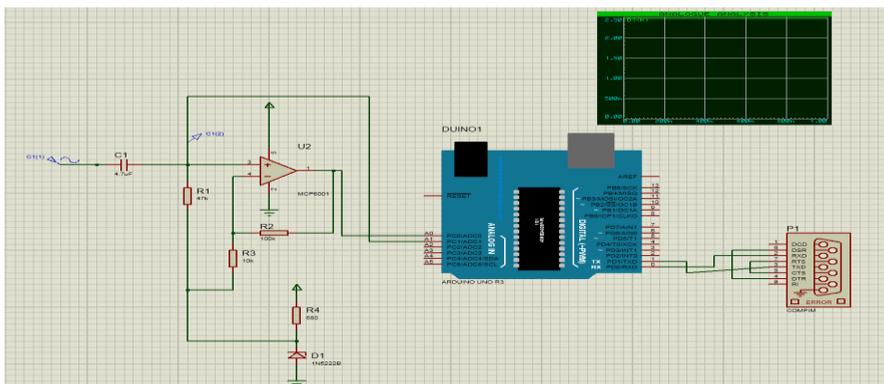


Рис.2 – Схема моделирования АРУ

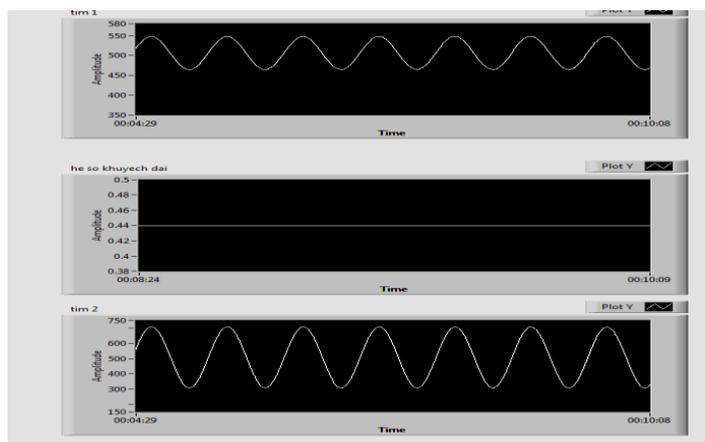


Рис. 3 – Сигналы при $U_{вх} = 250$ мВ

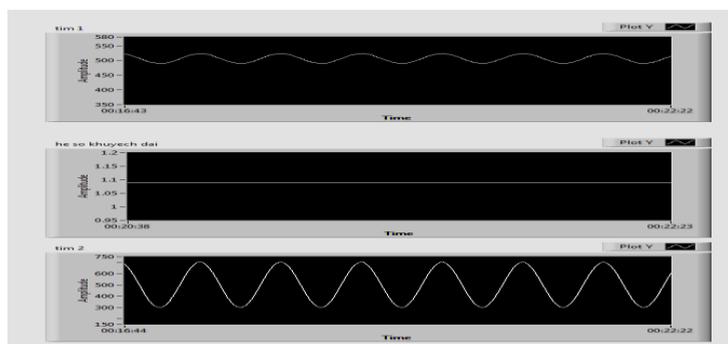


Рис 4 – Сигналы при $U_{вх} = 100$ мВ

Как видно из рисунков, цифровая АРУ гибко подбирает коэффициент усиления так, чтобы сигнал автоматически поддерживается заданное среднее значение выходного переменного напряжения ($U_{вых\ max} = 1$ В при $U_{вх\ max}$ на диапазоне {100, 250} мВ)

Библиографический список

1. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография (Аппаратура и методы исследования) - Медицина, 1970.
2. Н. Н. Фомин, “Радиоприемные устройства”, Издательство «Радио и связь», Москва, 1996.
3. Дж.Трэвис, Дж.Кринг (Lab VIEW для всех 4-е издание), 2011 .

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СХЕМЫ ПИТАНИЯ СВЕТОДИОДНЫХ МОДУЛЕЙ ДЛЯ ОПЕРАЦИОННЫХ СВЕТИЛЬНИКОВ

К. Ю. Кабашный

Научный руководитель – С. В. Воронин, к.ф.-м.н., доцент
Липецкий государственный технический университет, г. Липецк

Данная статья посвящена разработке электрической схемы питания светодиодных модулей в операционных светильниках. В настоящее время осветительная система операционных светильников в большинстве лечебных учреждений Российской Федерации требует глобального обновления в техническом плане. Решение данной проблемы представляется модернизацией осветительной системы путем замены галогенных источников излучения в устаревших, и отстающих по своим характеристикам, светильниках на светодиодные модули с современным источником питания. Основная цель создания электрической схемы - получение надежного источника питания светодиодов со стабильными выходными параметрами и устройством регулировки общей яркости для обеспечения качественной и долговечной работы светодиодных модулей в операционных и кабинетах для диагностики.

Ключевые слова: *светодиоды, осветитель, электрическая схема, электроника, модернизация.*

DESIGNING OF ELECTRICAL CONNECTION DIAGRAM OF LED MODULES FOR OPERATING LAMPS

K. Yu. Kabashnyi

Scientific adviser – S.V. Voronin, PhD in Physical-mathematical, associate professor
Lipetsk State Technical University, Lipetsk

This article is devoted to the designing of an electrical scheme for supplying light-diode modules in operating luminaires. Currently, the lighting system of operating lights in most medical institutions in the Russian Federation requires a global update in technical terms. The solution of this problem seems to be the modernization of the lighting system by replacing halogen radiation sources in obsolete and lagging behind in characteristics luminaires with LED modules with a modern power source. The main purpose of creating an electrical scheme is to obtain a reliable power source for LEDs with stable output parameters and a device for adjusting the overall brightness to ensure the high-quality and long-term operation of the LED modules in operating and diagnostic rooms.

Key words: *LEDs, illuminator, electric scheme, electronics, upgrade.*

Разработка электрической схемы

Основные задачи, преследуемые при проектировании электрической схемы питания светодиодных модулей – это создание надежного преобразователя напряжения с устройством регулировки общей яркости светодиодов и последующий монтаж конструкции в советский девятирефлекторный бестеневой светильник СМ-40 [1]. Устройство светильника позволяет внести конструкционные изменения с целью глобальной модернизации системы питания и освещения.

Накальный трансформатор светильника ТН-61-127 [2] питается переменным напряжением от сети номиналом 220~240В и выдает на выходе переменное напряжение номиналом 24В. Так как для питания светодиодов [3], подключенных последовательно в модуле необходимо постоянное напряжение, то возникает потребность в установке преобразователя напряжения необходимой мощности, который полностью заменил бы накальный трансформатор ТН-61-127, вмонтированный к панели на потолке. Таким образом, преобразователь со стабильным выходным напряжением и общим весом значительно легче трансформатора является улучшенным вариантом подключения и питания светодиодных модулей. В результате, разработанный согласно электрической схеме (Рис. 1.) преобразователь напряжения обеспечит долговечную службу и безопасную эксплуатацию обновленного светильника с учетом всех современных технических норм и требований [4].

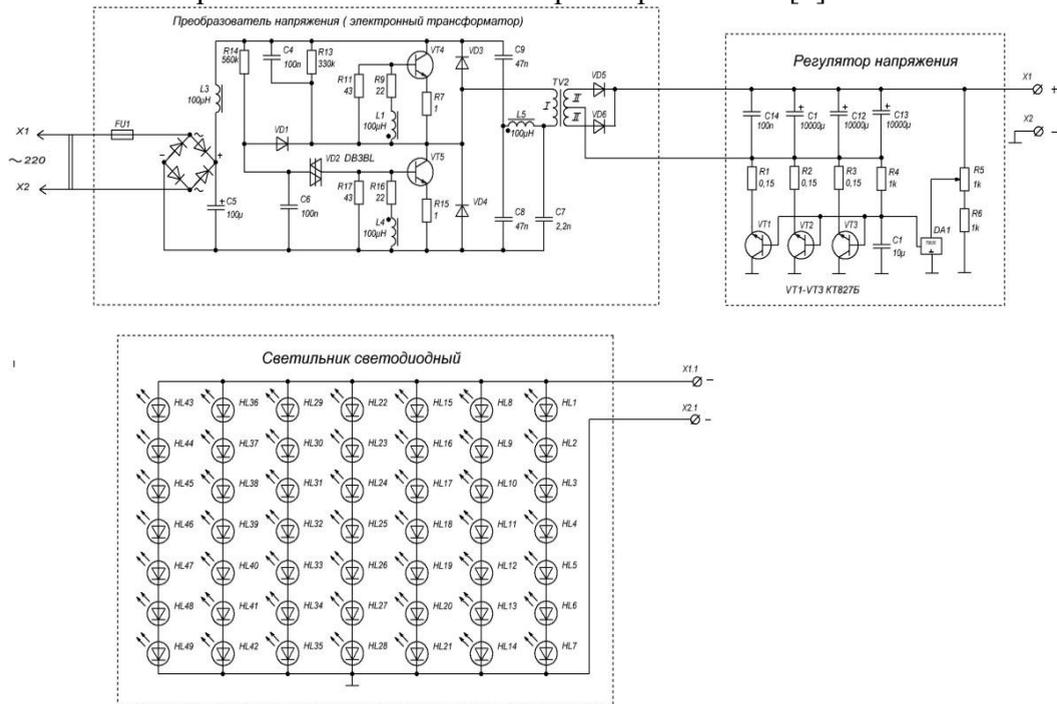


Рис. 1 – Электрическая схема питания светодиодов с регулятором напряжения

Учитывая тот факт, что определенные типы операций, в особенности требующие отслеживания хода процесса с видеокамер на мониторах, проводятся при слабом искусственном освещении или полном его отсутствии, возникает потребность в добавлении в схему устройства регулировки общей яркости светильника. Для решения поставленной задачи необходимо последовательно включить в схему питания светодиодных модулей регулятор напряжения, построенный на трех биполярных транзисторах.

Заключение

На основании разработанной электрической схемы в советских операционных девятирефлекторных светильниках СМ-40 могут быть установлены и подключены светодиодные модули. Монтаж преобразователя напряжения происходит в месте крепления накального трансформатора ТН-61-127, который исключается из схемы ввиду отсутствия необходимости в его дальнейшем использовании. Регулятор напряжения для удобства доступа встраивается непосредственно в корпус светильника. Светодиодные модули монтируются под защитные стекла светильника. Перед установкой модулей из конструкции предварительно изымаются светофильтры и галогенные источники излучения, таким образом, оставляя достаточно свободного пространства для размещения новых модулей, компенсируя при этом изменения в общем весе конструкции и сводя их к минимуму.

Важно отметить, что общий принцип построения конструкции светодиодных модулей и электрической схемы является универсальным, так как при внесении определенных изменений данная конструкция подойдет и к другим светильникам, работающим на галогенных излучателях, и отстающих по своим характеристикам от современным операционных осветителей.

Уместно отметить, что изменение конструкции медицинской техники без согласования с заводом-изготовителем недопустимо, однако, учитывая тот факт, что по плану модернизация должна коснуться бестеневых светильников советского производства и с учетом того, что электрические защитные схемы и общий вес навесной конструкции изменениям не подлежат, можно с уверенностью сказать, что проект имеет практический интерес и может быть технически реализован в больницах и лечебных учреждениях страны.

Библиографический список

1. Светильник девятирефлекторный стационарный СМ-40. Паспорт [Текст] / Верхняя Пышма: 1975 г. - 12 с.
2. Акимов Н. Н. Резисторы, конденсаторы, трансформаторы, дроссели, коммутационные устройства РЭА. Справочник [Текст] / Н. Н. Акимов, Е. П. Ващуков, В. А. Прохоренко, Ю. П. Ходоренок / Минск: 1994 г. - 592 с.
3. Мощный светодиод APRL-Star-1W3W-BCB Day White [Текст]. - Москва: "Арлайт ГРУПП", 2017. - 4 с.
4. Национальный стандарт Российской Федерации. Изделия медицинские электрические. Часть 2-41 [Текст] / М.: Стандартинформ, 2015.

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СХЕМА ПИТАНИЯ СВЕТОДИОДНЫХ МОДУЛЕЙ ДЛЯ ОПЕРАЦИОННЫХ СВЕТИЛЬНИКОВ

К. Ю. Кабашный

Научный руководитель – С. В. Воронин, к.ф.-м.н., доцент
Липецкий государственный технический университет, г. Липецк

Предлагается внедрение электрической схемы питания светодиодных модулей в хирургические светильники операционного блока. Решение данной проблемы представляется модернизацией осветительной системы путем замены галогенных источников излучения в операционных светильниках на светодиодные модули с современным источником питания. Создан проектный образец в схеме в графическом редакторе. Электрическая схема для получения надежного источника питания светодиодов со стабильными выходными параметрами и устройством регулировки общей яркости была разработана для обеспечения качественной и долговечной работы светодиодных модулей в операционных и кабинетах для диагностики.

Ключевые слова: светодиоды, осветитель, электрическая схема, электроника, модернизация.

DESIGNING OF ELECTRICAL CONNECTION DIAGRAM OF LED MODULES FOR OPERATING LAMPS

K. Yu. Kabashnyi

Scientific adviser – S.V. Voronin, PhD in Physical-mathematical, associate professor
Lipetsk State Technical University, Lipetsk

It is proposed the introduction of an electrical scheme for supplying the light-diode modules into the surgical lamps of the operating bloc. The solution of this problem seems to be the modernization of the lighting system by replacing halogen radiation sources with light-diode modules with a modern power source. The project sample of the scheme was created in a graphic editor. The electrical scheme for obtaining a reliable power source for LEDs with stable output parameters and a device for adjusting the overall brightness was designed to provide high-quality and long-term operation of the LED modules in operating and diagnostic rooms.

Key words: LEDs, illuminator, electric scheme, electronics, upgrade.

При проектировании электрической схемы питания светодиодных модулей были решены следующие задачи: создание надежного преобразователя напряжения с устройством регулировки общей яркости светодиодов и последующий монтаж конструкции в советские девяти- и

двенадцатирефлекторные бестеневые светильники СМ-40 [1] и СНТ-12 [2]. Устройство светильников позволяет внести конструкционные изменения с целью глобальной модернизации системы питания и освещения.

Накальный трансформатор светильников ТН-61-127/220 [3] питается напряжением от сети номиналом 220~240В и выдает на выходе напряжение номиналом 24В. Так как для питания высокоомощных светодиодов [4], подключенных последовательно в модуле необходимо постоянное напряжение, то возникает потребность в установке преобразователя напряжения необходимой мощности, который полностью заменил бы накальный трансформатор ТН-61-127/220, вмонтированный к панели на потолке. Т. о., преобразователь со стабильным выходным напряжением и общим весом значительно легче трансформатора является необходимым элементом в системе подключения и питания светодиодных модулей. В результате преобразователь напряжения из схемы (Рис. 1.) обеспечит долговечную службу и безопасную эксплуатацию обновленного светильника с учетом всех современных технических норм и требований [5].

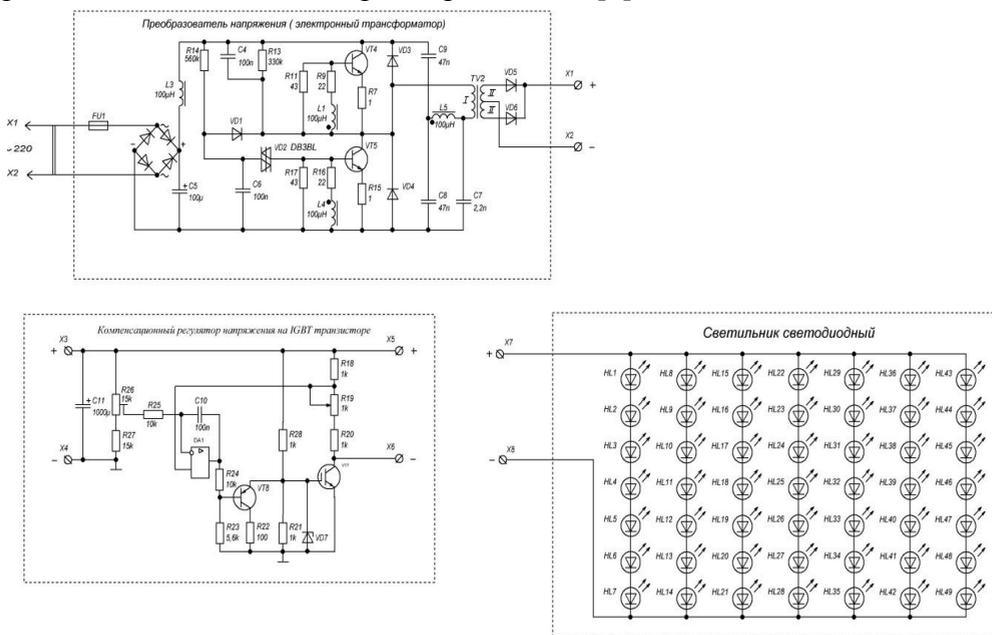


Рис. 1 – Электрическая схема питания светодиодов с регулятором напряжения

Учитывая тот факт, что операции, требующие отслеживания хода процесса с видеокамер на мониторах могут проводиться при слабом искусственном освещении или полном его отсутствии, возникает потребность в добавлении в схему устройства регулировки общей яркости светильника. Для решения этой задачи необходимо последовательно включить в схему питания

светодиодных модулей регулятор напряжения, построенный на биполярном транзисторе с изолированным затвором FGH80N60FDTU [6], выбранному благодаря высокому параметру максимального тока и низкой степени нагрева.

На основании разработанной электрической схемы в советских операционных девяти- и двенадцатирефлекторных светильниках СМ-40 и СНТ-12 могут быть установлены и подключены светодиодные модули. Монтаж преобразователя напряжения происходит в месте крепления накаливаемого трансформатора ТН-61-127/220, который исключается из схемы ввиду отсутствия необходимости в его дальнейшем использовании. Регулятор напряжения для удобства доступа встраивается непосредственно в корпус светильника. Светодиодные модули монтируются под защитные стекла светильника. Перед установкой модулей из конструкции предварительно изымаются светофильтры и галогенные источники излучения, таким образом, оставляя достаточно свободного пространства для размещения новых модулей, компенсируя при этом изменения в общем весе конструкции и сводя их к минимуму.

Важно отметить, что общий принцип построения конструкции светодиодных модулей и электрической схемы является универсальным, так как при внесении определенных изменений данная конструкция подойдет и к другим светильникам, работающим на галогенных излучателях, и отстающих по своим характеристикам от современным операционных осветителей.

Изменение конструкции медицинской техники требует согласования с заводом-изготовителем, однако, учитывая тот факт, что по плану модернизация должна коснуться бестеневых светильников советского производства и с учетом того, что электрические защитные схемы и общий вес навесной конструкции изменениям не подлежат, можно с уверенностью сказать, что проект имеет практический интерес и может быть технически реализован в больницах и лечебных учреждениях страны.

Библиографический список

1. Светильник девятирефлекторный стационарный СМ-40. Паспорт [Текст] / Верхняя Пышма: 1975. - 12 с.
2. Светильник медицинский двенадцатирефлекторный стационарный СНТ-12. Паспорт [Текст] / Свердловск: 1986. – 25 с.
3. Акимов Н. Н. Резисторы, конденсаторы, трансформаторы, дроссели, коммутационные устройства РЭА. Справочник [Текст] / Н. Н. Акимов, Е. П. Вашуков, В. А. Прохоренко, Ю. П. Ходоренко / Минск: 1994. - 592 с.
4. Мощный светодиод APRL-Star-1W3W-BCB Day White [Текст]. - Москва: "Арлайт ГРУПП", 2017. - 4 с.
5. Национальный стандарт Российской Федерации. Изделия медицинские электрические. Часть 2-41 [Текст] / М.: Стандартинформ, 2015. – 24 с.
6. FGH80N60FD 600 V Field Stop IGBT [Текст] / Саннивейл, Калифорния: 2013. – 9 с.

СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИЕТИЧЕСКОГО ПРОДУКТА, ОБОГАЩЕННОГО ХРОМОМ, В ВОССТАНОВЛЕНИИ БОЛЬНЫХ МЕТАБОЛИЧЕСКИМ СИНДРОМОМ

А.Я. Клочков¹, Т.А. Левина¹, О.В. Дашкевич²

¹Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

²Рязанский государственный медицинский университет, г. Рязань

Проведен статистический анализ эффективности диетического продукта, обогащенного хромом, в амбулаторном лечении больных метаболическим синдромом (МС). Включение диетического продукта в комплекс лечебно-профилактических мероприятий при МС позволяет улучшить клинические и метаболические показатели в сравнении со стандартной терапией. Диетический продукт хорошо переносится больными, не вызывая нежелательных побочных эффектов.

Ключевые слова: метаболический синдром, хромсодержащий диетический продукт, инсулинорезистентность.

STATISTICAL EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF A DIETARY PRODUCT, CHROMIUM-RICH, IN THE RECOVERY OF PATIENTS WITH METABOLIC SYNDROME

A. Y. Klochkov¹, T. A. Levina¹, O. V. Dashkevich²

¹Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

²Ryazan State Medical University, Ryazan

Investigated the effectiveness of dietary medical food: jam on the basis of laminaria, enriched with chromium in ambulatory patients with metabolic syndrome (MS). The inclusion of a dietary product in the complex of treatment and prophylaxis of the metabolic syndrome allows to improve the clinical and metabolic parameters in comparison with standard therapy. Dietary product well tolerated by patients without causing unwanted side effects.

Key words: metabolic syndrome, chromium-containing dietary product, insulin resistance.

Метаболический синдром (МС) представляет актуальную проблему современной терапии[2]. На протяжении многих лет внимание клиницистов привлекает жизненно важный микроэлемент хром, потенцирующий действие инсулина в периферических клетках[3]. Есть основания полагать, что обогащенная хромом диета влияет на ключевые механизмы развития МС и может способствовать позитивным сдвигам в самочувствии и состоянии больных.

Цель исследования. Оценить клиническую эффективность и безопасность нового диетического продукта лечебного питания - джема из морской капусты, обогащенного хромом - в комплексном лечении больных МС, а также установить его влияние на клинико-лабораторные показатели, адаптационные резервы организма. Материалы и методы. В исследование включены 50 пациентов с метаболическим синдромом в возрасте от 30 до 65 лет, средний возраст $53,4 \pm 7,5$ года, наблюдающихся на городском территориальном терапевтическом участке ГБУ РО «Городская поликлиника №6» г. Рязани. Из них 30 человек, группа сравнения, выполняли рекомендации по моделированию образа жизни. Пациенты основной группы (20 человек) дополнительно получали в течение 6 месяцев диетический продукт, разработанный ФГБНУ «ВНИРО», обогащенный хромом (20г/сут). В состав продукта входят ламинария, ферментоллизат хромосодержащих дрожжей, курага, вода. Исследовались в динамике: масса тела, индекс массы тела (ИМТ), окружность талии (ОТ), общий холестерин (ОХС), липопротеиды низкой плотности (ЛПНП), пероральный глюкозотолерантный тест (ПГТТ). Состояние адаптационных резервов организма анализировалось по вариабельности сердечного ритма (ВСР), регистрируемой комплексом «Варикард». Статистическая обработка полученных данных проведена с использованием пакета программ Analyst Soft Inc. Bio Stat-2009 Professional, Microsoft Office Excel-2007.

Результаты и обсуждение. Все больные, получавшие диетический лечебный продукт, отмечали его хорошие органолептические свойства и переносимость. После 6 месяцев диетической коррекции среднее относительное снижение ИМТ и массы тела в основной группе составило 5,0% ($p < 0,05$), в группе сравнения - 3,0% ($p < 0,05$). Положительная динамика окружности талии у пациентов основной группы составила 5,9% ($p < 0,05$), в группе сравнения - 3,1%. Различия между группами статистически достоверны (таблица 1).

Таблица 1 – Динамика уровня антропометрических показателей у больных МС в исследуемых группах

Показатель	Основная группа			Группа сравнения		
	исходно	через 6 месяцев	изменение, %	исходно	через 6 месяцев	изменение, %
Масса тела, кг	93,8±3,7	89,1±3,5***	5,0	93,0±2,6	90,3±2,6*	3,0
ИМТ, кг/см ²	32,9±0,8	31,2±0,8*	5,2	34,0±0,7	32,9±0,7*	3,3
ОТ, см	103,0±2,3	97,3±2,3***	5,9	102,0±1,7	99,2±1,7*	3,1

Примечание: здесь и далее * - $p < 0,05$, достоверность различий по сравнению с исходным уровнем, тест Вилкоксона для двух зависимых

выборок, ** - $p < 0,05$ - достоверность различия между двумя группами, критерий Манна-Уитни. Анализ динамики показателей липидного и углеводного спектра (таблица 2) выявил статистически достоверные различия между группами. Среднее относительное снижение уровня ОХС составило 12,2% в основной группе и 9,1% в группе сравнения. Выявлено статистически достоверное снижение ХС ЛПНП в основной группе (28,3%), в группе сравнения изменение составило 18,3%. Положительная динамика значений ТГ в основной группе (28,9%) значительно превышает результаты группы сравнения (3,7%). Динамика результатов перорального глюкозотолерантного теста (ПГТТ) в основной группе составила 13,1% ($p < 0,05$), в группе сравнения - 8,6% ($p > 0,05$).

Таблица 2 – Динамика биохимических показателей у больных МС

Показатель	Основная группа			Группа сравнения		
	исходно	через 6 месяцев	изменение, %	исходно	через 6 месяцев	изменение, %
ОХС, ммоль/л	5,1±0,2	4,4±0,1	12,2	4,8±0,1	4,3±0,1	9,1
ХС ЛПНП, ммоль/л	3,5±0,1	2,4±0,1	28,3	3,5±0,1	2,8±0,1	18,3
ТГ, ммоль/л	1,9±0,2	1,2±0,1	28,9	1,9±0,2	1,7±0,1	3,7
ПГТТ, ммоль/л	6,1±0,1	5,3±0,3	28,2	6,5±0,3	5,8±0,2	8,6

Вариабельность сердечного ритма относят к объективным критериям состояния адаптационных резервов организма [1]. Анализ ВСР у больных МС установил на старте исследования признаки выраженной симпатикотонии в исследуемых группах. В процессе диетической коррекции в основной группе наблюдалась достоверная положительная динамика индексов ВСР: смещение вегетативного баланса в сторону усиления парасимпатического тонуса (HF), снижение симпатического контура регуляции (SI, IC, ПАРС).

Таблица 3 – Динамика индексов ВСР в группах сравнения

Показатель	Основная группа			Группа сравнения		
	исходно	через 6 месяцев	изменение, %	исходно	через 6 месяцев	изменение, %
SI, у.е.	762,0±20,4	415,6±11,4	38,5	929,6±14,6	813,3±13,2	26,2
HF, %	25,1±3,3	29,9±3,1	38,6	17,6±2,4	18,4±2,2	23,8
IC, у.е.	5,1±0,9	3,8±0,9	25,4	6,1±0,8	5,3±0,1	13,1
ПАРС, у.е.	4,0±0,4	2,7±0,4	32,5	4,3±0,4	4,3±0,3	0,02

Выводы. Включение диетического продукта, обогащенного хромом, в комплекс лечебно-профилактических мероприятий больным метаболическим синдромом в сравнении со стандартной терапией позволяет: улучшить

клинические и метаболические показатели болезни; приводит к эффективному снижению напряжения неспецифических адаптационных механизмов у больных, что, в конечном итоге, позволяет уменьшить риск развития сосудистых осложнений.

Библиографический список

1. Баевский Р.М. Анализ вариабельности сердечного ритма с помощью комплекса «Варикард» и проблема распознавания функциональных состояний / Р.М Баевский, Ю.Н. Семенов, А.Г. Черникова.-М.: Медицина, 2000.-155 с.
2. Звенигородская Л.А. Метаболический синдром и органы пищеварения / Лазебник Л.Б., Звенигородская Л.А.-М.: Анахарсис, 2009.-184с.
3. Bailey C.H. Improved meta-analytic methods show no effect of chromium supplements on fasting glucose. Biological Trace Element Research 2014;157(1):1-8.

УДК 681.3

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ПОДСИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОГО ПИЕЛОНЕФРИТА С ПОМОЩЬЮ ЛОГИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ПОСТАНОВКИ ДИАГНОЗА НА ОСНОВЕ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Е.Н. Коровин, В.Н. Коровин, К.О. Левенков, М.В. Лущик
ФГБОУ ВО «Воронежский государственный технический университет»
ФГБОУ ВО «Воронежский государственный медицинский университет им.
Н.Н. Бурденко» МЗ РФ

Статья посвящена разработке имитационной модели рационального принятия решений для диагностики и выбора тактики лечения пиелонефрита на основе аппарата сетей Петри. И разработке программного продукта, позволяющего с высокой точностью ставить диагноз и вести лечение, учитывая индивидуальные особенности пациента.

Ключевые слова: хронический пиелонефрит, сеть Петри, программный продукт, имитационная модель, событие, метка, алгоритм

DESIGNING OF SUBSYSTEM OF DIAGNOSTICS AND TREATMENT OF CHRONIC PIELONEFRITIS WITH LOGICAL MODELS OF DIAGNOSIS POSITION BASED ON IMITATION MODELING

E.N. Korovin, V.N. Korovin, K.O. Levenkov, M.V. Lushchik
Voronezh State Technical University
Voronezh State Medical University N.N. Burdenko

The article is devoted to the development of the simulation model of rational decision-making for diagnosis and selection of the tactics of treatment of pyelonephritis based on the apparatus of Petri nets. And the development of a

software product that allows you to diagnose and treat with high accuracy, taking into account the individual characteristics of the patient.

Key words: *chronic pyelonephritis, Petri net, software product, simulation model, event, label, algorithm*

Одним из наиболее распространённых заболеваний в урологии и нефрологии является хронический пиелонефрит. Согласно статистическим данным в среднем на планете каждый год пиелонефритом болеет 1 % людей (М.Ф. Трапезникова 2007). Однако, вопросы профилактики, диагностики и дифференциальной диагностики заболевания, лечения далеки от разрешения. Причиной этого служит многообразие субъективных и объективных проявлений заболевания, указывающих как на местные проявления, так и на системную реакцию организма. Зачастую, диагностические методы не позволяют ни установить, ни исключить диагноз. Тогда как, диагностическая ценность отдельных критериев все еще оспаривается врачами. Хронический пиелонефрит - это вялотекущее, волнообразно обостряющееся бактериальное воспаление интерстиция почки, приводящее к необратимым изменениям в чашечно-лоханочной системе с последующим склерозированием паренхимы и сморщиванием почки. Данное заболевание является одним из самых распространённых неспецифических воспалительных заболеваний мочеполовых органов.

В современной терапевтической практике привлечение математического аппарата для моделирования процесса управления постановкой диагноза является неотъемлемой частью работы врача – диагноста. Ключевым направлением является имитационное моделирование. Имитационное моделирование является методом исследования, суть которого заключается в том, что изучаемая система заменяется моделью, с достаточной точностью, описывающей реальную систему, с которой проводятся эксперименты с целью получения информации об этой системе. Проведение экспериментов с моделью называют имитацией.

Алгоритм процесса диагностики заболевания хронический пиелонефрит состоит из последовательности взаимосвязанных событий – сбор анамнеза, проведение осмотра пациента, проведение лабораторных и инструментальных исследований. В такой ситуации предлагается использовать имитационную сетевую модель диагностики и лечения хронического пиелонефрита, в которой причинно-следственная связь описывается при помощи сети Петри. Таким образом, маркированная сеть процесса диагностики и лечения хронического пиелонефрита будет описана в виде пятерки элементов $\langle V, D, I, O, M \rangle$, где V – это конечное число символов-позиций; D – переходы; I – входная функция; O – выходная функция. $V = \langle b_0 - b_{18} \rangle$, $D = \langle d_1 - d_{26} \rangle$.

В данной модели под переходом понимается событие, которое происходит с пациентом в ходе диагностики и лечения, а также события,

которые обладают фиксированной продолжительностью, соответственно, позиции будут представлять собой условия, выполнение которых влечет за собой срабатывание переходов. Имитационная модель диагностики и лечения хронического пиелонефрита представлена на рис. 1. Функциональные назначения позиций: b0 - Госпитализация в стационар для диагностики и лечения; b1 – Определение характерных местных симптомов; b2 – Исследование осадков мочи количественными методами; b3 - Бактериологическое исследование мочи; b4 - Исследование функции почек (проба Реберга); b5 - Общий анализ мочи; b6 - Биохимический анализ крови; b7 - УЗИ в В-режиме и эходопплерографии (УЗИ); b8 - Внутривенная урография; b9 - Компьютерная томография (КТ); b10 - Преднизолоновый тест; b11 – Ангиография; b12 - Анализ данных и постановка диагноза; b13 – Нефростомия; b14 – Катетеризация; b15 - Антибактериальная, противовоспалительная, иммуностимулирующая, литокинетическая терапия; b16 - Амбулаторное лечение: назначение уроантисептиков; b17 - Противорецидивные курсы уроантисептиков; b18 - Контрольное обследование.

Разработанная сеть Петри достижима, безопасна, так как она 1 – ограничена, достижима. Все переходы L1 – активны (потенциально запускаемые), так как существует последовательности запусков в маркированной СП, начинающиеся с маркировки M0. СП необратима, так как она не может вернуться к начальной маркировке (состоянию), покрываема и неустойчива.

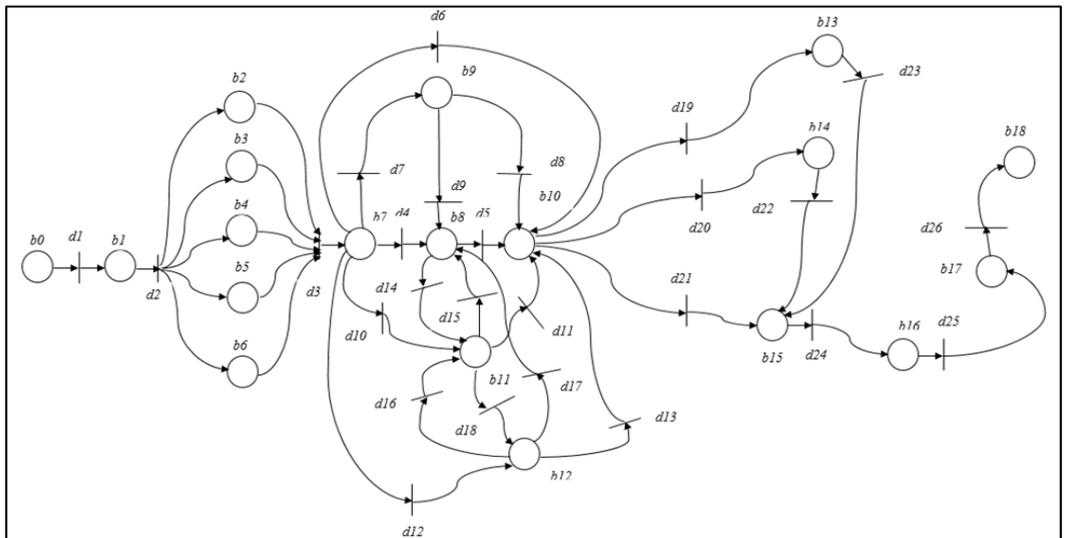


Рис. 1 – Имитационная модель диагностики и лечения хронического пиелонефрита

Правила функционирования, разработанной СП, позволяют отслеживать состояние диагностики и лечения пациента с подозрением на хронический пиелонефрит и генерировать варианты управления посредством имитации.

В современных реалиях при ведении пациентов с диагнозом «хронический пиелонефрит» уролог должен учитывать большое количество симптомов, клинических признаков, множество показателей инструментальных исследований. Вести учет, обработку и анализ всех этих факторов помогают современные программные продукты, внедряемые в повседневную медицинскую практику. Разработанный программный продукт позволяет по данным анамнеза, лабораторным и клиническим исследованиям индивидуально и максимально точно определить форму течения хронического пиелонефрита, что значительно ускоряет процесс диагностики, исключая возможность «врачебной ошибки» при постановке диагноза. А также программа позволяет назначить лечение больного с учетом его индивидуальных особенностей. В основе информационно-программного обеспечения лежит имитационная модель на базе сети Петри. Данная модель отражает ход диагностики и выбор тактики лечения заболевания, позволяя рассмотреть различные варианты течения болезни. На рисунке 2 изображена структура программного продукта «Подсистема диагностирования и выбора тактики лечения хронического пиелонефрита в условиях многопрофильного стационара». Данная программа позволяет пользователю (врачу-диагносту) хранить, корректировать, обобщать данные о пациентах и использовать специальные средства, такие как нейронные сети, дискриминантный анализ, дерево решений для постановки диагноза «хронический пиелонефрит» с указанием формы и фазы заболевания.

Работа данной программы обеспечивается при помощи двух специальных подсистем. Первая специальная подсистема отвечает за сбор, хранение, обработку информации и последующую постановку диагноза при помощи нейронных сетей и дискриминантных функций. В данной подсистеме создается база данных, которая хранит в себе необходимую информацию о пациенте. Источник информации, в данном случае, является сам пациент, общение которого с базой данных осуществляется через врача-диагноста, формирующего историю болезни конкретного пациента. Вторая специальная подсистема программы отвечает за выбор тактики лечения хронического. Выбор стратегии лечения основывается на правилах, полученных при построении «дерева решений», что позволяет учитывать осложнения заболевания «хронический пиелонефрит» и сопутствующие заболевания и состояния пациента при назначении лечения. Информационно-справочный модуль «Подсистемы диагностирования и выбора тактики лечения хронического пиелонефрита в условиях многопрофильного стационара» содержат справочную информацию о заболевании «хронический пиелонефрит», о его формах, о лечении.

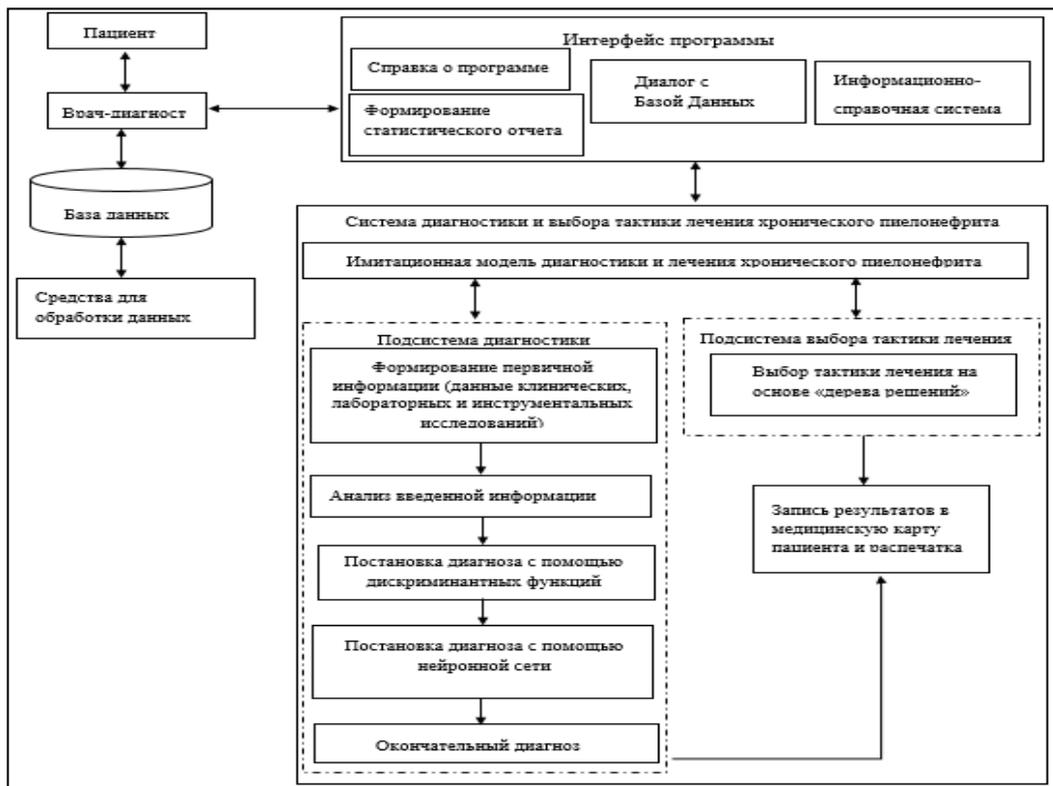


Рисунок 2 – Структурная схема «Подсистемы диагностирования и выбора тактики лечения хронического пиелонефрита в условиях многопрофильного стационара»

Разработанная программа ориентирована на применение в нефрологическом и урологическом отделениях и предназначена для повышения точности и сокращения времени диагностирования и выбора тактики лечения хронического пиелонефрита. Данное информационно-программное обеспечение очень удобно, компактно, не требует специальных навыков работы с ним, не занимает много места на диске компьютера. Для выбора метода лечения требуется лишь достоверность и правильность результатов клинико-лабораторных исследований, и компетентность пользователя компьютером.

Библиографический список

1. Васильев Н.С., Панов В.М. «Имитационное моделирование сложных систем» М.: Практика, 2004
2. Коровин Е.Н., Родионов О.В. Методы обработки биомедицинских данных: учебное пособие. Воронеж: ВГТУ, 2007.

ОЦЕНКА ПРИНЦИПОВ НОРМИРОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ МОБИЛЬНОГО ТЕЛЕФОНА

Л.А. Бондарева

Орловский государственный университет имени И. С. Тургенева, г. Орёл

Проводится сравнение принципов нормирования параметров электромагнитного излучения мобильного телефона, действующих в нашей стране и за рубежом. Отмечается значительное превышение допустимого нагрева тканей во время сеанса сотовой связи, регламентированного международным стандартом ICNIRP.

Ключевые слова: электромагнитное излучение, мобильный телефон, SAR, нагрев структур мозга, барабанная перепонка.

STUDY THE REGULATION PRINCIPLES OF ELECTROMAGNETIC RADIATION PARAMETERS A MOBILE PHONE

L.A. Bondareva

Oryol State University named after I.S. Turgenev, Oryol

The comparison is carried out the principles of regulation of electromagnetic radiation of a mobile phone in Russia and abroad. There is a significant excess of permissible heating of tissues during a cellular communication session, which regulated by the international standard ICNIRP.

Key words: electromagnetic radiation, mobile phone, SAR, heat structures of the brain, the eardrum.

Оценка влияния электромагнитного излучения мобильных телефонов на организм человека не теряет своей актуальности. Но для РФ характерным является не интерес к этой проблеме с научной точки зрения, а, в большей степени, он определяется тем, что в настоящее время все чаще поднимается вопрос о пересмотре российских предельно-допустимых уровней (ПДУ) электромагнитного излучения (ЭМИ) сотовой связи и переходе на международные нормативы.

Принципиальное отличие заключается в том, что в качестве основного критерия определения предельно допустимого уровня ЭМИ в России принято положение о том, что воздействие не должно вызывать у человека даже временного нарушения гомеостаза. Допустимым считается уровень ЭМИ, не вызывающий статистически достоверного нарушения гомеостаза организма абонента (так называемый «дотепловой»). В зарубежных стандартах при определении безопасного уровня исходят из значений интенсивности ЭМИ,

при превышении которых возникают доказуемо опасные последствия воздействия [1]. Разные принципы в определении приводят к тому, что сотовые телефоны, используемые на территории нашей страны, имеющие декларацию соответствия и соответствующие требованиям международных стандартов, заведомо не соответствуют российским требованиям, поскольку излучаемые ими электромагнитные поля превышают ПДУ электромагнитного поля в несколько раз. Объясняется это более жесткими требованиями российских норм.

Международный стандарт разработан независимой научно-исследовательской организацией International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) и использует в качестве нормируемого параметра параметр SAR [1]. Для определения SAR принята так называемая «тепловая методика», т.е. оценивается тепловой эффект в биологической ткани (кстати, по аналогии с СВЧ-печами, работающими в близком частотном диапазоне). Еще одним не бесспорным моментом является методика его определения, вернее расчета, так как на сегодняшний день не существует прямого метода экспериментального измерения этого параметра. Определение SAR проводится либо с помощью "фантома", т.е. копии человеческого тела, либо с помощью компьютерного моделирования [2]. В любом случае приходится оперировать моделью (физической или математической).

Абсолютно уверенным на данный момент можно быть только в том, что чем меньше SAR, тем безопаснее телефон, но вот по поводу того, что приведенные нормы SAR гарантируют не нарушение теплового баланса, все чаще даже у широкого круга потребителей возникают вопросы. Известны данные, которые, исходя из информации о SAR мобильного телефона, равной 2 Вт/кг, показывают увеличение температуры в тканях не более чем на 0,3 °С, причем при наиболее долгосрочном воздействии [3]. Однако даже при отсутствии измерительных приборов каждый потребитель в процессе использования мобильного телефона ощущает нагрев в области наружного уха, который значительно больше указанного. Наибольший интерес, безусловно, вызывает не только нагрев поверхности наружного уха, а то, происходит ли этот нагрев и с внутренними структурами уха и головы человека.

Анатомическое расположение барабанной перепонки, обладающей обширной кровеносной системой, таково, что значение температуры крови в этой области максимально приближается к значению температуры крови, которой питается гипоталамус. Он расположен в самой сердцевине головного мозга и играет большую роль в поддержании постоянства внутренней среды организма, обеспечивая интеграцию функций вегетативной, эндокринной и соматической систем, получая информацию о любых изменениях в окружающем мире и управляя внутренней средой организма. Соответственно, основываясь на том, что гипоталамус является центром терморегуляции

организма, обоснованно считается оптимальным местом для измерения температуры организма именно область барабанной перепонки.

В связи с этим было проведено экспериментальное исследование, целью которого являлось определение изменения температуры в области барабанной перепонки во время использования мобильного телефона. В качестве экспериментального оборудования был использован инфракрасный термометр, принцип работы которого основан на регистрации инфракрасного излучения, исходящего от тела человека и, в частности, из области барабанной перепонки. Все телефоны, задействованные в эксперименте, имели значение SAR, не превышающее 1,6 Вт/кг, даже существенно более низкое. Длительность разговора ограничивалась 45 минутами, при этом каждые 15 минут фиксировалась температура барабанной перепонки [4].

Полученный результат подтвердил наличие нагрева, величина которого значительно больше декларируемого широкому кругу общественности, а среднее значение по всей группе испытуемых составило 2,56 °С. Проведенный анализ прироста температуры за каждые 15 минут эксперимента, показал, что наиболее интенсивно нагревание тканей происходит за первые 15 минут. В дальнейшем нагрев не останавливается, но его интенсивность ослабевает примерно в два раза, и в остальные интервалы времени была примерно одинаковой.

Исходя из полученных данных, можно предположить, что нагрев и в дальнейшем будет продолжаться, поэтому параметр, используемый для учета влияния электромагнитного излучения мобильного телефона, должен быть времязависимой величиной, так как степень воздействия на организм человека мобильного телефона напрямую зависит от времени его использования. Возвращаясь к SAR, стоит отметить, что удельная поглощенная мощность усредняется по времени за характерный интервал "времени усреднения", который в разных стандартах варьируется от 6 до 30 минут [2].

В настоящее время акценты многих исследований в данном направлении сместились с, так называемого, «теплого» на «нетепловое» воздействие, оказываемое мобильными телефонами. Степень изученности проблемы считается вполне достаточной, чтобы обсуждать введение параметра SAR, который не учитывает, время, в течение которого осуществлялось воздействие. Но совершенно понятно, что степень воздействия со временем усугубляется, и именно температурные изменения в этом случае выступают неким маркером, который показывает динамику этого воздействия. Использование мобильного телефона в течение нескольких минут или в течение часа априори предполагает разные последствия для биологического организма.

Библиографический список

1. ICNIRP. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). // Health Physics.– 1998. – 74 (4). – P. 494-522.
2. Доклад Российского национального комитета по защите от неионизирующих излучений «Санитарно-гигиеническая оценка сотовых телефонов в России: Современные проблемы и пути их решения». – Москва, 2001 г.
3. Radiation and nuclear reviews. Radio waves and our environment. – Radiation and Nuclear Safety Authority, 2009.
4. Бондарева, Л.А., Золкина, Е.П. Оценка теплового воздействия электромагнитного излучения мобильного телефона на головной мозг // Л.А. Бондарева, Е.П. Золкина. – Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. – № 2 (322). – 2017. – С. 121-126.

УДК 519.237.5

ВЛИЯНИЕ СОДЕРЖАНИЯ ФТОРА В ПИТЬЕВОЙ ВОДЕ НА ПОРАЖЕННОСТЬ КАРИЕСОМ У ДЕТЕЙ

И.С. Маркова, Д.А. Марков
ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

Исследуется стохастическая модель влияния содержания фтора в питьевой воде на пораженность кариесом у детей, взятых из опытных данных. Получены доверительные оценки исследуемых показателей методами корреляционного и регрессионного анализов.

Ключевые слова. *Корреляция, уравнение регрессии, фтор, кариес, зависимость.*

IMPACT OF THE CONTENT OF FLUORINE IN DRINKING WATER ON THE INFLUENCE OF CARIES IN CHILDREN

I.S. Markova, D.A. Markov
Ryazan State Medical University, Ryazan

Annotation. A stochastic model of the effect of fluorine content in drinking water on caries damage in children taken from experimental data is studied. Trusted estimates of the studied indicators were obtained by the methods of correlation and regression analysis.

Key words. *Correlation, regression equation, fluorine, caries, dependence.*

Одной из важных задач медицинского исследования является изучение связи между фактором, воздействующим на организм, и параметром-откликом на это воздействие, а также моделирование этого параметра в зависимости от действующего фактора. Эта задача решается методами корреляционного и регрессионного анализа [1,2,3,4].

Корреляция – это описание взаимосвязи количественных или порядковых признаков. Мера корреляции показывает, в какой степени изменение значения одного признака сопровождается изменением значения другого признака в данной выборке. Значения коэффициента корреляции изменяются в интервале от -1 до 1 . Модель для параметра $y=f(x)$ может быть построена методом регрессионного анализа. Простейшей является линейная модель – уравнение регрессии вида $\hat{y}=a+bx$, где \hat{y} – прогнозируемое значение параметра Y , a – свободный член, b – коэффициент регрессии [5,7].

Моделирование связи входного фактора и выходного параметра выполним с помощью модуля Multiple Regression ППП Statistica 8.0 и рассмотрим на следующей задаче.

Задача. В 9 районах с различным содержанием фтора в питьевой воде была подсчитана пораженность кариесом у детей. Требуется установить связь между этими параметрами и построить модель. Результаты замеров приводятся ниже.

Таблица 1.

№ п/п	Район	Содержание фтора в воде (мг/л)	Пораженность кариесом (%)
1	А	0,8	66,6
2	Б	0,7	59,9
3	В	0,9	60,5
4	Г	0,51	80,8
5	Д	0,43	80,4
6	Е	0,43	81,9
7	Ж	0,51	68,2
8	З	0,45	74,5
9	И	0,52	73,8

Воспользуемся критерием Пирсона для определения коэффициентов корреляции. При анализе связи признаков проверяется нулевая статистическая гипотеза об отсутствии линейной связи признаков ($r=0$), и вычисляется значение p :

- если $p>0,05$, то независимо от значения коэффициента корреляции r нулевая гипотеза не отклоняется;
- если $p<0,05$, то нулевая гипотеза отклоняется, и принимается альтернативная гипотеза о том, что значение коэффициента корреляции r не

равно нулю. В этом случае его значение можно подвергнуть интерпретации [6,8,9].

Найдем уравнение регрессии для следующих параметров: Φ_{top} и $Карлес$. Так как коэффициент корреляции $r=-0,835$, то между переменными существует обратная сильная корреляционная связь. По значению $p<0,05$, корреляционную связь следует считать значимой.

Коэффициенты модели и оценки их значимости получились следующие: свободный член $a=95,729$ с уровнем значимости $p=0,000001$; коэффициент регрессии $b=-40,946$ с уровнем значимости $p=0,005$ и достоверностью $1-p=0,995$ определяет характер изменения параметра Φ_{top} . Таким образом, модель можно представить в виде $Карлес = -40,946 * \Phi_{top} + 95,729$.

Дисперсионный анализ модели. По коэффициенту детерминации $R^2=0,698$ модель можно считать информативной. По критерию $F=16,168$ и уровню значимости $p=0,005$ модель следует признать значимой, ее достоверность близка к 1 (100%).

График линии регрессии дан на рис. 1. Точками обозначены результаты наблюдений, пунктирными линиями – 95% доверительный интервал для ожидаемого среднего значения параметра $Карлес$.

Таким образом, полученные стохастические оценки решают рассматриваемую задачу.

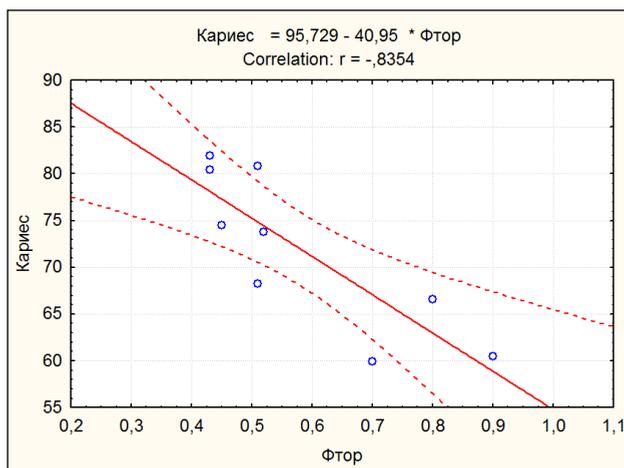


Рис. 1 – Парная линейная регрессия

Библиографический список

1. Булаев М.П., Маркова И.С. Индуктивная модель жизненно важных показателей человека / Материалы межрегиональной научно-методической конференции с международным участием "Современные подходы к формированию образовательного процесса в медицинском вузе: опыт, проблемы, перспективы". (К 70-летию со дня основания Рязанского государственного медицинского университета имени академика И.П. Павлова)

- / под общ. ред. проф. Р.Е. Калинина, проф. Ю.Ю. Бяловского - Рязань: РязГМУ, 2013. с. 201 – 205.
2. Григорьева И.В., Дмитриева М.Н., Маркова И.С., Огнева Н.И. Выявление сезонности реализации муколитических средств методами непараметрической статистики // Наука молодых - Eruditio Juvenium. 2016. № 4. С. 107-116.
3. Дмитриева М.Н. Применение критерия хи – квадрат Пирсона в медицинских исследованиях // Сборник материалов докладов XXVIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы-2015). Рязань: Рязанский государственный радиотехнический университет, 2015. С. 158-159.
4. Калинин Р.Е., Авачева Т.Г. Корреляционная связь некоторых биохимических показателей у больных облитерирующим атеросклерозом артерий нижних конечностей в различные сроки наблюдения // Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН Сердечно-сосудистые заболевания. 2008. Т. 9. № S3. С. 81.
5. Маркова И.С., Ильинцева Н.Г., Савина А.С. Критерий хи-квадрат для сравнения двух экспериментальных распределений // Материалы ежегодной научной конференции Рязанского государственного медицинского университета имени академика И.П. Павлова, посвященной 65-летию работы университета на Рязанской земле / редкол.: Р.Е. Калинин, В.А. Кирюшин, И.А. Сучков; ГБОУ ВПО РязГМУ Минздрава России. Рязань: РИО РязГМУ, 2015. С. 285-286.
6. Петри А., Сэбин К. Наглядная статистика в медицине. Пер. с англ. М., Изд.-й дом «ГЕОТАР-МЕД», 2003. С. 142.
7. Прохорова Е.В. Доверительные оценки в задачах непараметрической статистики. // Материалы межрегиональной научно-методической конференции с международным участием "Современные подходы к формированию образовательного процесса в медицинском вузе: опыт, проблемы, перспективы". (К 70-летию со дня основания Рязанского государственного медицинского университета имени академика И.П. Павлова) / под общ. ред. проф. Р.Е. Калинина, проф. Ю.Ю. Бяловского - Рязань: РязГМУ, 2013. с.287-289
8. Реброва О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ Statistica. М.: МедиаСфера, 2002. – 312 с.
9. Юнкеров В.И., Григорьев С.Г. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований. СПб.: ВМедА, 2002. – 266 с.

**РОЛЬ НОВЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ОКАЗАНИИ
ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ПОМОЩИ ПАЦИЕНТАМ
ПЕДИАТРИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ**

Г.П. Пупченко, Д.А. Кузнецов

Рязанский государственный медицинский университет, г. Рязань

В работе приводятся результаты исследования влияния современных информационных технологий на качество оказания фармацевтической помощи пациентам педиатрического профиля. Установлено, что внедрение информатизации деятельности на основе модуля «Аптека» медицинской информационной системы «Медialog» позволяет улучшить систему лекарственного обеспечения в Детской городской клинической больнице г. Москвы.

Ключевые слова: *медицинские и фармацевтические организации, лекарственное обеспечение в педиатрии.*

**ROLE OF NEW INFORMATION TECHNOLOGY IN RENDERING OF THE
PHARMACEUTICAL HELP TO PATIENTS OF THE PEDIATRIC PROFILE**

G.P.Pupchenko, D.A. Kuznetsov

The Ryazan state medical university, Ryazan

In work findings of investigation of influences of modern information technology on quality of rendering of the pharmaceutical help to patients of a pediatric profile are resulted. It is established that introduction of information of activity on the basis of module "Drugstore" of medical information system "Media broad gull" allows to improve system of medicinal provision in the Children's city hospital of Moscow.

Key words: *the medical and pharmaceutical organizations, medicinal provision in pediatrics.*

Актуальность исследования. Сохранение жизни и здоровья детей тесно связано с оказанием качественной фармацевтической помощи в условиях стационарного и амбулаторного лечения. Применение лекарственных средств в педиатрии обусловлено анатомическими и физиологическими особенностями детского организма, например, их метаболизмом, фармакокинетикой и фармакодинамикой [1]. Утвержденная в России «Стратегия национальной безопасности Российской Федерации до 2020 года» и «Стратегии развития фармацевтической промышленности на период до 2020 года» указывает на необходимость оказания качественной фармацевтической помощи населению на основе современных фармацевтических и информационных технологий [2].

Целью настоящего исследования явилось совершенствование фармацевтической помощи пациентам педиатрического профиля с использованием современных информационных технологий.

Использовались методы контент-анализа, анкетирование, интервьюирование, экспертный опрос, статистическая обработка данных, базой исследования выступила система лекарственного обеспечения Детской городской клинической больницы г. Москвы.

В ходе исследования установлено, что для управления лекарственным обеспечением пациентов педиатрического профиля в Детской городской клинической больнице г. Москвы используется модуль «Аптека» медицинской информационной системы «Медиалог». Было проведено исследование целевого назначения программного обеспечения, в ходе которого установлено, что программа позволяет осуществлять учет лекарственных средств, медицинских изделий, расходных материалов, препаратов крови, инструментов и других товаров в аптеке медицинской организации. Особенностью программы является возможность интеграция с другими модулями системы, проведение персонифицированного учета медикаментов, экономический анализ работы медицинского и аптечного учреждения [3, 4, 5].

Использование модуля «Аптека» в работе Детской городской клинической больницы г. Москвы позволяет оперативно осуществлять обработку заявок по отделениям медицинского учреждения на требуемые лекарственные средства. Значительно сокращаются затраты времени фармацевтического персонала на подготовку, оформление и передачу заказов на различные лекарственные средства фирмам-поставщикам (Рис.1). Оптимизируется ведение документов по учету закупленных препаратов: приходные акты (приход от поставщика, приход по инвентаризации, возврат из других подразделений), расходные акты (расход по инвентаризации, перевод в другие подразделения, возврат поставщику, списание).

The screenshot shows a software interface for recording a purchase. The main window is titled "Товар прихода от поставщика [новая запись]". It features several sections:

- Product Information:** Fields for "Товар:" (анальгин), "Производитель:", and "Аналитический код:".
- Quantity and Pricing:** "Количество:" (200 уп.), "Цена учетная:" (4.00 р.), "Цена с НДС:" (4.00 р.), "Цена без НДС:" (3.39 р.), "Итого:" (800.00 р.).
- Taxes and Discounts:** "НДС прихода:" (дополнительные услуги), "Сумма НДС:" (0.61 р.), "Розничная надбавка:" (%).
- Additional Data:** "Цена производителя:", "Срок годности:", "Источник финанс.:", "Положение на складе:", "Блокировать" checkbox.
- Realization Parameters:** "НДС реализации:" (НДС на дополнител), "Наценка:" (0 %), "Валюта реализации:" (Рубль), "Цена реализации:" (4.00 р.).

Рис.1 – Экранная форма модуля «Аптека»

Установлено, что использование сканера штрих-кодов во всех основных режимах работы, и ведение учета средств при продажах за наличный и безналичный расчет значительно повышают производительность труда фармацевтов. Интервьюирование экспертов показало, что положительной особенностью программного обеспечения является ведение справочника рецептур лекарственных препаратов (прописей) с возможностью группировки препаратов (например, по категориям или аналитическим признакам), а также ведение справочника по фирмам-поставщикам лекарственных препаратов и номенклатурных справочников лекарственных средств. В программу заложена возможность экспорта документов в бухгалтерскую систему медицинской организации, а также импорт справочников, прејскурантов, приходных документов из внешних источников.

Провизорами-экспертами отмечена возможность ведения складских запасов аптеки, например, отслеживание сроков годности лекарств, учёт возвратной тары; выдача оперативной справки по наличию и запасам лекарственных препаратов. Особо констатируется необходимость контроля движения лекарственных препаратов на каждом этапе работы с ними: приход на склад, переводы между подразделениями, расход на пациента или покупателя, списание; на основе полученных данных обосновывается прогноз наличия лекарственных средств на заданный период с учётом средней скорости их расходования.

Для оказания фармацевтической помощи пациентам педиатрического профиля, отмечают эксперты, особую важность имеет персонифицированный учет расхода лекарственных средств, что позволяет контролировать курс лечения детей [1, 3]. В модуль «Аптека» заложена возможность осуществления контрольно-надзорных мероприятий, например, подготовка нормативных и типовых отчётов по поступлению, хранению и расходу лекарственных средств, в том числе, учёт наркотических средств и психотропных веществ; составление статистических отчетов о деятельности отделений медицинской организации, провизоров и врачей, что имеет, несомненно, важное значение для соблюдения лицензионных требований и условий.

Выводы. Использование модуля «Аптека» медицинской информационной системы «Медиалог» в работе Детской городской клинической больницы г. Москвы позволяет оперативно осуществлять обработку заявок по отделениям медицинского учреждения на требуемые лекарственные средства, значительно сокращать затраты времени фармацевтического персонала на подготовку, оформление и передачу заказов на различные лекарственные, автоматизируется составление приходных и расходных актов, документов для инвентаризации. Используя исследованное программное обеспечение оптимизируется фармацевтическую помощь пациентам педиатрического профиля за счет персонифицированный учет

расхода лекарственных средств и экономического анализа работы системы лекарственного обеспечения.

Библиографический список

1. Пупченко Г.П. Лекарственное обеспечение в педиатрии /Г.П. Пупченко, Д.А. Кузнецов // INTERNATIONAL INNOVATION RESEARCH: Сборник статей XI Международной научно-практической конференции. – Пенза: МЦНС «Наука и просвещение». - 2017. - С.178-182.
2. Кузнецов Д.А. Обоснование и разработка методологии управления экономической безопасностью фармацевтических систем: автореф. дис.... докт. фармац. наук. – М., 2015. – 49 с.
3. Программа «Медиалог». – Режим доступа: <http://training.medialog.ru>
4. Кузнецов Д.А. Разработка системы управления финансовой безопасностью фармацевтической организации /Д.А. Кузнецов, Э.А. Коржавых// Наука молодых – Eruditio Juvenium. – 2016. - № 4. – С.33-41. DOI: 10.23888/НМЖ2016433-41
5. Кузнецов Д.А. Анализ кадровой безопасности в фармации //Рос. медико-биол. вестн. им. акад. И.П. Павлова. – 2011. - № 2. – С.139-145.

УДК 621.3

ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКЕ

Р. Д. Голкова¹, С. В. Голков²

¹Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

²Башкирский государственный медицинский университет, г. Уфа

В статье рассмотрены основные аспекты применения ультразвуковых аппаратов в медицине. Раскрывается понятие термина медицинская акустика. Особое внимание уделяется биофизическим основам механизмов действия ультразвука, а также проблемам безопасности.

Ключевые слова: медицина, акустика, ультразвук, аппарат.

APPLICATION OF ULTRASOUND IN MEDICAL TECHNOLOGY

R. D. Golkova¹, S. V. Golkov²

¹Ufa state aviation technical university, Ufa

²Bashkir state medical university, Ufa

In article the main aspects of use of ultrasonic devices in medicine are considered. The concept of the term medical acoustics reveals. Special attention is paid to biophysical bases of mechanisms of action of ultrasound and also security concerns.

Key words: medicine, acoustics, ultrasound, device.

В настоящее время ультразвуковые явления широко применяются во всех областях науки и техники. Особенно важное положение в условиях стремительно растущего прогресса научно-технического производства и ухудшения состояния экологии занимает вопрос влияния ультразвукового излучения на живой организм.

Медицинская акустика – быстро развивающаяся область науки и техники, целью которой является использование различных акустических эффектов и явлений при создании различных типов медицинской техники [1]. Примером могут служить ультразвуковой аппарат визуализации глубоких структур организма и внутренних органов, аппарат контроля параметров движущихся сред и структур. При лечении различных заболеваний успешно применяется физиотерапевтическая ультразвуковая техника. Кроме того, на данном методе построены новые методики в хирургии и микрохирургии.

В целом биофизическое действие ультразвуковых волн связывают с явлением кавитации, возникающим в жидких средах. В каждом месте среды, куда приходит звуковая волна, наблюдается периодическое сжатие и разрежение. Фаза сжатия сопровождается большим давлением. В момент разряжения в жидкости возникают разрывы. В образующиеся пустоты устремляются пузырьки воздуха, пары жидкости. Когда вновь наступает фаза сжатия, внутри жидкости развиваются большие давления. Этот процесс и называют кавитацией [2]. Под воздействием данного явления погибают практически все бактерии, вызывающие заболевания человека. Разрушительное действие ультразвука также распространяется и на вирусы (например, сыпной тиф). В таблице 1 отражены особенности применения ультразвуковых явлений в наиболее распространенных областях современной медицины.

Как видно из приведенной таблицы, за последнее время ультразвук имеет широкое применение практически во всех областях медицины для лечения и диагностики различных заболеваний. В целом ряде болезней такое лечение оказывает положительное действие. Несмотря на то, что еще не полностью изучено влияние ультразвука на живой организм, с высокой точностью можно утверждать о безопасности его применения по сравнению с другими известными методами и эффектами при соблюдении терапевтических доз. Кроме того, установлено, что на ткани человека ультразвук способен оказать:

- механическое;
- химическое;
- тепловое действие.

Именно на этих действиях построены основные датчики и аппараты, позволяющие расширить области применения и контроля. Современные диагностические методы ультразвуковой эхолокации применяются для

контроля практически всех внутренних органов человека, что позволяет обнаружить деструктивные изменения на ранних стадиях развития болезней.

Таблица 1 – Применение ультразвука в различных областях медицины

	Назначение	Принцип	Особенности	Пример
Диагностика	Исследование внутренних органов, визуализация состояния и размеров	Проникновение вглубь тела, взаимодействие с биотканью	Простота применения, информативность, безвредность	УЗ-сканнер ALOKA SSD-500, УЗ-система LOGIQ 9, УЗ-система Xario
Травматология	Изменение костной структуры, эхография	Обнаружение жидкости в перитонеальной или перикардиальной области	Высокая скорость проведения, безопасность, простота	Портативная ультразвуковая USB-система фирмы Direct Medical Syatens
Акушерство	Определение сердечной деятельности плода, выявление патологий	Прослушивание доплеровских сигналов от плода	Безопасность для плода, высокая информативность и чувствительность	Ультразвуковой доплеровский датчик кнопочного типа Nautilus 5700HAX
Кардиология	Измерение расстояния до участка сердца, скорости, ускорения, размеров	Регистрация доплеровской частоты, вызванной отражением УЗ от движущихся участков сердца	Определение мгновенных значений с разверткой во времени, безопасность	Vivid T8 — новый ультразвуковой сканер компании GE Healthcare
Стоматология	Препарирование зубов при кариесе, протезирование	Движения абразива под кончиком вибратора осуществляют резание	Безболезненное и высокоэффективное проведение процедуры, высокая скорость, минимальные вибрации и нагрев	Аппарат ультразвуковой «Air-Flow Master Piezon», «VDW Ultra»
Хирургия	Создание локальных разрушений в тканях организма	Применение ультразвуковых колебаний для разрушения биологических тканей	Абсолютная безвредность ультразвуковых хирургических методов	УЗ хирургический аппарат Dmetec Surgystar

Библиографический список

1. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: П75 Пер. с англ./Под ред. К. Хилла. – М.: Мир, 1989. – 586 с., ил.

2. Физические основы применения ультразвука в медицине и экологии: учебно-методическое пособие / А. С. Шилаев, С. П. Кундас, А. С. Стукин; под общ. ред. профессора С. П. Кундаса. – Минск: МГЭУ им. А. Д. Сахарова 2009 – 110 с.

УДК 621.3

СОВРЕМЕННЫЕ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Р. Д. Голкова¹, С. В. Голков²

¹Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

²Башкирский государственный медицинский университет, г. Уфа

Статья посвящена анализу современных систем ультразвуковой диагностики, представленных на рынке. Дается обобщенная характеристика аппаратуры, рассматриваются особенности и преимущества применения данного вида диагностики по сравнению с известными.

Ключевые слова: *ультразвуковая диагностика, разработка, производство, аппаратура, датчик.*

MODERN AUTOMATED SYSTEMS FOR ULTRASONIC DIAGNOSTICS

R. D. Golkova¹, S. V. Golkov²

¹Ufa state aviation technical university, Ufa

²Bashkir state medical university, Ufa

The article is devoted to analysis of modern ultrasound systems on the market. Given a generalized description of the equipment, discusses the features and benefits of using this type of diagnosis in comparison with the known.

Key words: *ultrasound diagnosis, development, manufacture, instrument, sensor.*

В современных условиях высокоразвитого научно-технического производства на рынке представлен широкий выбор компьютерно-управляемых ультразвуковых диагностических систем. Большинство их них способны дать картину полного представления функционирования исследуемого органа живого организма. Кроме того, каждая из представленных систем обладает специфическим набором функций, помогающих исследователю оценить в полной степени состояние органа, на основе чего и дается заключение о заболевании, повреждении, патологии.

Среди основных требований, предъявляемых к автоматизированным системам ультразвуковой диагностики, выделяют следующие:

- сведение негативного влияния ультразвука на оператора и объекта до минимума;

- наглядность результата исследования (четкая картина на экране с возможностью оценить состояние и размеры исследуемого объекта);
- высокая точность и информативность;
- сниженная себестоимость аппаратуры за счет рационального использования материалов и технологий изготовления.

Наиболее существенные достижения в разработке и производстве таких систем имеют фирмы Siemens, Philips, Toshiba, SonoScape, «Медицинские системы» и многие другие [1].

Таблица 1 – Некоторые современные системы ультразвуковой диагностики

Название	Фирма	Применение	Особенность
Atrida	Toshiba (Япония)	Использование в области эхокардиографии: получение информации и сокращения миокарда, определение нарушений	Возможность слежения и представления движения миокарда в 3D режиме. Быстрое и точное получение результатов без особых временных затрат
Voluson 730 Expert	General Electric (Америка)	Получение объемных изображений в режиме реального времени с высокой скоростью	Тканеспецифическая визуализация с подавлением зернистости, высокое контрастное разрешение
MyLAB5	Esaote (Италия)	Кардиологические, акушерские, амбулаторные, интраоперационные исследования	Высокая частота кадров, широкополосные многочастотные датчики позволяют получить изображение высокой детализации
SSI-500Plus	SonoScape (Китай)	Проведение всех видов ультразвукового исследования органов для пациентов всех возрастов	Поддержание всех режимов сканирования, подавление шума на изображениях, тканевая гармоника, трехмерная реконструкция

В качестве примера в таблице 1 приведено краткое описание возможностей некоторых систем.

Исследования в данной области обусловлены высоким спросом на ультразвуковое оборудование, которое, в свою очередь, обладает большим количеством преимуществ по сравнению с другими известными методами диагностики:

- эффективность получения результата;
- минимальные временные затраты;

- уверенность в безопасности (при соблюдении ряда условий: минимальная интенсивность и экспозиция, подтвержденная квалификация оператора и другие).

Сочетание большого количества функций и возможностей с учетом возложенных требований приводит к усложнению конструкции прибора и, соответственно, повышению стоимости. Однако ультразвуковая аппаратура имеет одно из самых широких применений в современной медицинской диагностике.

Библиографический список

1. Физические основы применения ультразвука в медицине и экологии: учебно-методическое пособие / А. С. Шияев, С. П. Кундас, А. С. Стукин; под общ. ред. профессора С. П. Кундаса. – Минск: МГЭУ им. А. Д. Сахарова 2009 – 110 с.

УДК 574

РАЗРАБОТКА СИСТЕМ КОМПЛЕКСНОЙ ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД ПРОМЫШЛЕННЫХ ПРЕДПРИЯТИЙ

Л. И. Закирова, И. Д. Бузова

Научный руководитель И. Х. Мингазетдинов, к. т. н., профессор.

Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.

Н. Туполева – КАИ, г. Казань

Рассмотрены новые схемы и устройства очистки сточных вод, загрязненных взвешенными веществами, маслами, растворенными компонентами. В устройствах используются сочетания разных физико-химических процессов – центробежное разделение, флотация, гальванокоагуляция.

Ключевые слова: *центробежная сепарация, флотация, анодное растворение, сорбция, ионный обмен.*

DEVELOPMENT OF THE SYSTEM OF KOPMLEX SEWAGE TREATMENT OF INDUSTRIAL ENTERPRISES

LI Zakirova, ID Burov

Scientific adviser I. Kh. Mingazetdinov, Cand. Sc. (Eng.), Professor.

Kazan National Research Technical University. AN Tupolev - KAI, Kazan

Abstract of the work material. New schemes and devices for wastewater treatment contaminated with suspended solids, oils, dissolved components are considered. The devices use combinations of different physicochemical processes - centrifugal separation, flotation, galvanocoagulation.

Key words: *centrifugal separation, flotation, anodic dissolution, sorption, ion exchange.*

Производство современных приборов и аппаратов медицинской техники реализуется с использованием сложной технологии и сопровождается образованием большого количества загрязненных сточных вод. Решение серьезных экологических задач требует разработки систем комплексной очистки сточных вод.

Для очистки сточных вод от взвешенных веществ и растворенных органических соединений разработано устройство [1], в котором реализуется центробежное разделение и адсорбция загрязнителей. Аппарат представляет собой конус с вертикальной осью, образованный магистралью прямоугольного сечения, и свернутой в спираль Архимеда, обращенной вершиной вниз. В магистраль сверху подается исходная загрязненная вода, закручивается в спиральном канале и под действием центробежных сил происходит ее расслоение. Взвешенные вещества в виде слоя шлама собираются около наружной стенки спирального канала и движутся в виде вязкого слоя. На этой наружной стенке имеются сливные окна с отражателями, через которые производится отвод шлама в шламоприемный бункер.

Очищенная от взвешенных веществ вода сливается в сорбционную камеру, через нижний сливной патрубок. Сорбционная камера представляет кольцевой бункер с вертикальной осью вращения. Эта камера из двух кольцевых стенок разного диаметра одна в другой, которые соединены непровальными сетками, а пространство между ними заполнено слоем гранулированного сорбента (например, активированный уголь).

Вода, проходя через слой сорбента, очищается от растворенных веществ и после этого поступает потребителю. По мере работы сорбент насыщается и по мере исчерпания сорбционной емкости, сорбционная камера поворачивается вокруг оси от внешнего привода и использованный сорбент попадает в зону регенерации, где обрабатывается горячим паром.

В тех случаях, когда загрязненная сточная содержит мелкие частицы загрязнителя, а также масла и смазочно-охлаждающие жидкости, можно использовать устройство [2], в котором центробежная сепарация сочетается с флотацией. Устройство представляет собой цилиндрический бак с вертикальной осью. В центральной части бака, коаксиально установлена центральная отводная труба, которая в нижней части не доходит до днища бака. Вокруг центральной отводной трубы имеется ряд кольцевых каналов с отражателями расположенными на разной высоте объема бака. Эти кольцевые каналы, в нижней части соединены с камерой закрутки, а в верхней части имеют лопасти для дополнительной подкрутки потока. Вокруг камеры закрутки установлена флотационная камера. Очищаемая вода подается в камеру закрутки по тангенциальному каналу, приобретает вращение и поступает в кольцевые каналы, где на выходе получает дополнительную подкрутку. Частицы загрязнителей, а также масла, нефтепродукты и СОЖ равномерно распределяются по объему бака. В флотационную камеру

подается сжатый воздух и барботируется через перфорированный лист, поток пузырьков насыщает весь объем бака. Образующиеся комплексы «пузырек-частица» в виде флотационной пены поднимаются в верхнюю часть бака, откуда удаляются сжатым воздухом, а очищенная вода через центральную трубу отводится потребителю.

В тех случаях, когда в сточной воде содержится наряду с взвешенными веществами и растворенные компоненты в виде ионов различных металлов, что бывает в промывных водах после различных гальванических процессов, можно использовать схемы и устройства [3], [4] при которых можно обеспечивать глубокую качественную очистку, используя гальванокоагуляцию, мембранную технологию, барабанные фильтры, насыпные и тканевые иониты.

Таким образом, применяя предложенные схемы и устройства, исходя из конкретного состава загрязненных сточных вод, можно организовать рациональные системы очистки и создавать замкнутые оборотные схемы водоснабжения.

Библиографический список

1. Центробежно-сорбционный сепаратор. Патент на ПМ № 158792. Бюл. № 2 от 20.01.2016г. Мингазетдинов И. Х., Бутова И. Д., Смирнова С. В., Чорная С. И.
2. Устройство для центробежно-флотационной очистки сточных вод. Патент на ПМ № 173778. Бюл. № 26 от 11.09.2017г. Мингазетдинов И. Х., Закирова Л. И., Бутова И. Д., Лисин Р. А.
3. «Повышение эффективности технических методов очистки сточных вод для предприятий энергетики» // «Энергетика Татарстана» № 4, 2013 г. стр. 59-64.
4. Шнековый гальванокоагуляторю Патент на ПМ № 169940. Бюл. № 10 от 06. 04. 2017 г. Мингазетдинов И. Х., Григорьева И. Г., Бутова И. Д., Лисин Р. А.

УДК 665.72

ОПАСНЫЕ ГАЗЫ ТЕХНОГЕННОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ И ИХ ВЛИЯНИЕ НА ЗДОРОВЬЕ

В. Максимов¹, Г.Н. Чесалина¹, О.В. Андрианова¹, Е.П. Матюхин²
¹МБОУ «Школа №65», г. Рязань

²Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Перечислены вещества, загрязняющие атмосферный воздух, а также их некоторые действия на биологические объекты.

Ключевые слова: атмосферный воздух, угарный газ, сернистый газ, фенол.

DANGEROUS GASES OF TECHNOGENIC ORIGIN AND THEIR INFLUENCE ON HEALTH

V. Maksimov¹, G.N. Chesalina¹, O.V. Andrianova¹, E.P. Matyukhin²

¹MBOU «School № 65», Ryazan

²Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The substances polluting the atmospheric air, as well as their action on biological objects.

Key words: *atmospheric air, carbon monoxide, sulfur dioxide, phenol.*

Согласно данным Главной геофизической обсерватории им. А.И. Воейкова г. Рязань входит в число тридцати самых загрязненных городов России. Приоритетными веществами, загрязняющими атмосферный воздух, являются оксид углерода(II), сернистый газ, фенолы, оксиды азота, пыль, углеводороды.

В Рязанской области на состояние атмосферного воздуха оказывают влияние следующие негативные факторы:

- высокая техногенная нагрузка, обусловленная концентрацией на территории Рязанской области промышленных производств, включая экологически опасные производства;

- использование устаревших производственных технологий и оборудования, высокая ресурсомкость и энергоемкость производства;

- наличие крупных транспортных магистралей;

- высокие темпы развития транспортной инфраструктуры, включая различные виды транспорта, в том числе речной, железнодорожный, автомобильный, воздушный, среди которых приоритетным источником загрязнения является автотранспорт;

- близость промышленно развитых регионов.

Атмосферный воздух в наибольшей степени загрязняют предприятия: электроэнергетики, нефтехимической и химической промышленности, транспорта и связи.

Предприятиями города Рязани в атмосферу выбрасывается более 37%, Пронского района более 36%, Михайловского района более 10% и Касимовского района более 5% от общего количества выбросов загрязняющих атмосферу веществ, отходящих от стационарных источников Рязанской области.

Оксид углерода(II), или угарный газ - очень ядовитое вещество без цвета, запаха и вкуса. Он образуется при неполном сгорании древесины, ископаемого топлива и табака, при сжигании твердых отходов и частичном анаэробном разложении органики. Примерно 50% угарного газа образуется в связи с деятельностью человека, в основном в результате работы двигателей внутреннего сгорания автомобилей. В закрытом помещении (например, в

гараже), наполненном угарным газом, снижается способность гемоглобина эритроцитов переносить кислород, из-за чего у человека замедляются реакции, ослабляется восприятие, появляются головная боль, сонливость, тошнота. Под воздействием большого количества угарного газа может произойти обморок, случиться кома и даже наступить смерть.

Сернистый газ (двуокись серы) – это токсичный газ. Вдыхание невысокой концентрации способно привести к воспалениям верхних дыхательных путей, спровоцировать кашель, хрипоту голоса или насморк. Дальнейшее воздействие приводит к болям во время глотания, существенным дефектам речи, ощущениям рвоты и недостатка кислорода, даже отеку легких в острой форме. Поражение легочной ткани, при этом, дает знать о себе не сразу, а лишь через сутки или двое после того, как газ проник в органы.

При значительном превышении максимальных концентраций, могут фиксироваться существенные поражения организма: бронхиты в острой и глубокой форме, отеки гортани и других органов дыхательной системы.

Все эти перечисленные симптомы говорят о том, что диоксид серы, при значительном превышении нормативных концентраций, способен многократно увеличивать риск недугов дыхательных путей, провоцировать острые боли во всех органах дыхания. Особую опасность серный диоксид представляет для лиц, которые уже страдают от заболеваний дыхательной системы. Например, человек, больной астмой, может столкнуться с аллергической реакцией, способной привести к летальному исходу. Также диоксид серы разрушает витамин В1.

Фенол C_6H_5OH – искусственное соединение с резким характерным запахом. Это промышленный загрязнитель, который является крайне токсичным для человека и животных.

При вдыхании фенол вызывает нарушение деятельности нервной и сердечнососудистой системы. Пары и раствор фенола оказывают раздражающее действие на кожу, слизистые оболочки дыхательных путей и глаз, провоцируя химические ожоги, а также поражают внутренние органы, особенно почки и печень. Попав на кожу, фенол быстро всасывается, даже при целостных кожных покровах, и спустя несколько минут оказывает воздействие на ткани головного мозга. Вначале появляется кратковременное возбуждение, а затем — паралич дыхательного центра. Даже незначительные дозы фенола вызывают кашель, чихание, головокружение, головную боль, тошноту и упадок сил. Для тяжелых случаев отравления характерно бессознательное состояние, синюшность кожи и слизистых оболочек, затрудненность дыхания, холодный пот, нечувствительность роговицы, едва ощутимый пульс, судороги.

Часто фенол вызывает развитие онкологических заболеваний. Со временем фенол не теряет токсические свойства, и для человека его опасность не снижается. При попадании внутрь это крайне опасное вещество может вызвать атрофию мышц, язвенные заболевания, внутренние кровотечения.

Время вывода фенола из организма — 24 часа, однако за этот период он способен нанести непоправимый вред организму на долгие годы. Смертельная доза для взрослого человека составляет 1-10 граммов, для детей 0,05-0,5 грамма.

Таким образом, в Рязанской области на состояние атмосферного воздуха оказывает влияние техногенная нагрузка. Основными его загрязнителями являются: оксид углерода(II), сернистый газ, фенолы, оксиды азота, пыль, углеводороды. Важно знать влияние перечисленных веществ на здоровье человека.

УДК 546

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ НЕКОТОРЫХ СВОЙСТВ ВОДЫ

О. Самсонов¹, В. Смагин¹, Г.Н. Чесалина¹, О.В. Андрианова¹, Е.П. Матюхин²

¹МБОУ «Школа №65», г. Рязань

²Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Представлены результаты исследования некоторых свойств воды в школьной лаборатории.

Ключевые слова: вода, эффект Мнембы, «живая» и «мертвая» вода.

RESULTS OF THE STUDY OF SOME PROPERTIES OF WATER

O. Samsonov¹, V. Smagin¹, G.N. Chesalin¹, O.V. Andrianova¹, E.P. Matyukhin²

¹MBOU «School № 65», Ryazan

²Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The results of a study of water in a school laboratory.

Key words: water, Mpemba effect, «living» and «dead» water.

Вода – самое привычное и самое необычное вещество на Земле. Она сопровождает нас каждую минуту нашей жизни. Вода обладает определенными физическими и химическими свойствами, они изучаются на уроках химии и биологии, на факультативных курсах. Чем больше получаем информации о воде, тем больше возникает вопросов. Поэтому возникло желание немного изучить ее свойства.

Целью проделанной работы было проведение исследования, доказывающие или опровергающие некоторые, почти неизвестные широкому кругу людей, свойства воды.

Для этого были поставлены следующие задачи:

1) собрать, изучить и проанализировать учебную, научную, научно-популярную литературу, материал Интернета по теме исследования;

2) обобщить и систематизировать информацию, полученную из разных источников;

3) подготовить реферат, компьютерную презентацию для выступления на классных часах, химико-биологической декаде, школьной научно-практической конференции «Интеллект будущего» и на городском конкурсе исследовательских работ «Юных химиков».

Объектом исследования стала вода, а предметом исследования: подробное изучение некоторых физико-химических свойств воды.

Были задействованы следующие методы исследования: теоретические (изучение научной, научно-популярной литературы); практические (анализа и синтеза, индукции и дедукции); экспериментальные (проведение исследований в домашних условиях и в школьных лабораториях)

Значимость проведенной работы заключается в том, что ее результаты могут быть использованы:

- при проведении школьных уроков биологии и химии по данной теме;
- на занятиях кружка «Юный исследователь»;
- на элективных курсах по предметам естественного цикла;
- на школьной научно-практической конференции «Интеллект будущего»;
- для расширения наших знаний по химии и биологии и применению их в учебной и внеурочной работе;
- при проведении классных часов и бесед с учащимися младших классов.

Исследовательский компонент

В научной литературе и средствах массовой информации содержится еще много интересных, необычных и даже загадочных свойств этого удивительного вещества. Но нам стало интересно выяснить – все ли факты правдивы? Сомнению мы подвергли два факта – о «живой» и «мертвой» воде и эффект Мпембы.

1. Как добыть живую и мертвую воду мы узнали из разных источников информации, а технологию использовали из журнала «Юный техник для умелых рук», где предложена схема изготовления прибора. Весь прибор состоит из двух металлических электродов, помещенных в обычную стеклянную банку. Электроды с помощью винтов и гаек крепятся на крышке банки. Один из электродов подключен напрямую, это будет катод, а другой подключен через диод. На положительном электроде будет выделяться мертвая вода – анолит, поэтому для ее сбора на аноде укреплен мешочек из плотной ткани. Ткань должна быть достаточно плотной, но тонкой, через нее должен проходить воздух. Для этой цели достаточно ткань приложить ко рту и попробовать продуть сквозь нее воздух: сопротивление ткани должно быть достаточно заметно. Мы взяли брезент от противогазной сумки. Через полученную конструкцию в течение 15 минут пропускали электрический ток. Мы соблюдали все правила техники безопасности и работали под

руководством учителя физики. Затем мы быстро собрали оба вида воды в два разных стакана и убедились в том, что в стакане с анолитом среда кислая, а с католитом – щелочная. Для контроля мы взяли еще два стакана с талой и водопроводной водой. Во все четыре стакана мы поместили черенки, срезанного с одного растения. Через 20 дней получили результаты (таблица 1).

Таблица 1. Результаты опыта с «живой» и «мертвой» водой

Талая вода	Водопроводная вода	Анолит (мертвая вода)	Католит (живая вода)
Зачатки придаточных корней, верхушечная почка тронулась в рост.	Небольшой зачаток придаточных корней, верхушечная почка немного тронулась в рост.	Видимых изменений не наблюдается.	Роста не наблюдается.

- Для опыта взяли водопроводную воду, часть обычной температуры, а другую – вскипятили. Залили в ячейки формочки для льда и поместили в морозильную камеру. Через 45 минут вынули. Результат – холодная вода замерзла, кипятки – остыл.

Заключение

По итогам проделано работы, выяснили, что вода – самое загадочное вещество. Она таит в себе столько секретов, что люди всего мира до сих пор пытаются разгадать хоть небольшую часть всех загадок этой удивительной жидкости. Каждый раз вода преподносит нам всё больше сюрпризов, а мы пытаемся найти им объяснения и научиться использовать их во благо. В работе была попытка ответить на несколько самых часто задаваемых вопросов о воде, продемонстрировать её необычные свойства. В результате проведенных опытов наблюдали, что эффект Мпембы в исследуемом случае не «сработал», а эффекта «живой» и «мертвой» воды мы четко не обнаружили.

Библиографический список

- Дерпгольц В. Ф. Вода во вселенной. – Л.: «Недра», 1971.
- Кородецкий А. «Живая и мертвая вода – совершенное лекарство». М., 1981
- Хомченко Г.П. Химия для поступающих в ВУЗы. – М., 1995г.
- Журнал «Юный техник для умелых рук» – № 6 – 1989.

СИСТЕМА ВОДОПОДГОТОВКИ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ЦЕЛЕЙ

И.А. Коваленко, И.С. Трубицын, Р.Р. Базаров

Липецкий государственный технический университет, г. Липецк

В данной статье представлена система для подготовки воды, предназначенной для использования в медицинских лабораторных системах.

Ключевые слова: вода, водоподготовка, лабораторные системы.

WATER CONDITIONING SYSTEM FOR MEDICAL PURPOSES

I.A. Kovalenko, I.S. Trubitsyn, R.R. Bazarov

Lipetsk State Technical University, Lipetsk

This paper presents a system for conditioning of water meant to be used in medical laboratory systems.

Key words: water, water conditioning, laboratory systems.

Без чистой воды существование многих отраслей медицины фактически невозможно, ведь именно вода непосредственно используется для получения различных медицинских рецептов и препаратов, в том числе инъекционных; вода широко применяется при гемодиализе, а также в лабораториях и станциях переливания крови; с ее помощью проводятся биохимические и диагностические исследования [1]. Поэтому в медицине предъявляются повышенные требования к качеству и чистоте используемой воды, а точнее к процессу водоподготовки. Для того чтобы вода соответствовала всем установленным нормам, водоподготовка выполняется на специальном оборудовании [2].

Вода, используемая в медицине, различается по цели применения и степени очистки. Она делится на воду очищенную и воду для инъекций. Рассмотрим первую из них.

Очищенная вода для медицинских лабораторных систем должна соответствовать определенным требованиям [3]: электропроводность воды должна быть не более 1 мкСм/см (показатель указывает на количество растворенных в воде солей), значение общего органического углерода (ТОС) должно быть не более 200 мкг/л (показатель говорит о содержании в воде органической составляющей, в том числе легкой органики), содержание кремния не должно превышать 1 мг/л.

В современных условиях используется ряд методов очистки воды:

1. Фильтрация — одна из первоначальных стадий предварительной подготовки воды. Выпускается широкий диапазон конструкций фильтрующих устройств различного применения, начиная от фильтров грубой механической очистки, систем глубинной фильтрации и заканчивая мембранными фильтрами

для удаления мельчайших частиц. Одними из наиболее применяемых в фармацевтической практике являются фильтры с активированным углем, адсорбирующим органические вещества с низким молекулярным весом.

2. Умягчение — является одной из начальной стадией водоподготовки. Происходит оно с помощью катионообменных смол, которые заменяют ионы жесткости, тем самым снижают общую жесткость воды.

3. Ионный обмен — является одним из самых эффективных способов очищения воды от анионов и катионов. Для этого метода применяют ионообменные смолы, которые путем диффузии поглощают растворенные в воде электролиты.

4. Электродеионизация — это очистка воды под воздействием электрического тока в специальных камерах со стенками: полупроницаемыми ионообменными мембранами, заполненными ионообменной смолой. Неоспоримым плюсом данной технологии является то, что под действием электрического тока происходит не только отвод в слив практически всех заряженных частиц, но и восстановление емкости ионообменной смолы.

5. Обратный осмос — процесс, в ходе которого растворитель (исходную воду) разницей давлений принуждают проходить через наноперфорированную полунепроницаемую мембрану из более концентрированного в менее концентрированный раствор. Этот метод обладает высокой степенью обессоливания воды и порогом отсеивания частичек с молекулярным весом 100–200 дальтон, что обуславливает возможность их применения не только для получения воды очищенной, но и воды для инъекций [4].

6. Дистилляция — надежный, эффективный и традиционный способ водоподготовки, обеспечивающий высокое качество получаемой воды. Метод дистилляции должен использоваться на конечной стадии получения воды для инъекций, поскольку по сравнению с обратным осмосом он является более надежным с точки зрения микробиологической чистоты методом получения воды требуемого качества.

7. Ультрафиолетовое облучение — используется для поддержания нужного микробиологических характеристик воды и элементов системы.

Чаще всего для водоподготовки используют основные из приведенных выше методов: ионный обмен, фильтрация и дистилляция [5]. При этом удаётся достичь электропроводности воды 2–5 мкСм/см, что говорит о вероятности возникновения на внутренних поверхностях медицинских лабораторных систем налета.

Предложенная система водоподготовки, состоящая из механического фильтра, угольного фильтра дехлорирования, двух мембран обратного осмоса и блока электродеионизации включает в себя одновременно несколько методов очистки и позволяет получать воду с электропроводностью 0,6–1,0 мкСм/см, что соответствует предъявляемым к ней требованиям.

Библиографический список

1. Гамова Л.Г., Осинин В.Ф. Естественные электромагнитные поля и их воздействие на биообъекты и радиосистемы / Л.Г. Гамова, В.Ф. Осинин // *Фундаментальные проблемы системной безопасности: материалы V Международной научной конференции, посвященной 90-летию со дня рождения выдающегося ученого, генерального конструктора ракетно-космических систем академика В.Ф. Уткина.* – Елец: ЕГУ им. И.А. Бунина, 2014. – 558 с. – С.80–84.
2. Пугачев А.С., Астафьев А.Н. Система очистки воды для медицинских целей / А.С. Пугачев, А.Н. Астафьев // *Сборник тезисов докладов научной конференции студентов и аспирантов Липецкого государственного технического университета: В 2-х ч. Ч.2.* – Липецк: Изд-во Позитив-Л, 2016. – 425 с. – С.334–335.
3. Селифонова Е.И., Чернова Р.К., Евсеева О.С. О катионном составе некоторых питьевых и природных вод / Е.И. Селифонова, Р.К. Чернова, О.С. Евсеева // *Изв. Саратов. ун-та Нов.сер. Сер. Химия. Биология. Экология.* 2013. №3. С.46–50.
4. Бойко Н.И., Одарюк В.А., Сафонов А.В. Применение мембранных технологий в очистке воды / Н.И. Бойко, В.А. Одарюк, А.В. Сафонов // *Технологии гражданской безопасности.* 2014. Т. 11. № 2 (40). С.64–69.
5. Приходько А.Е., Валевко С.А. Методы предварительной подготовки и получения воды для фармацевтических целей (обзор) / А.Е.Приходько, С.А.Валевко // *Хим.-фармац. журн.* – 2002. – Т. 36. – № 10. – С. 31–40.

УДК 615.471

ОПТИМИЗАЦИЯ РАБОТЫ УСТАНОВКИ ПОЛУЧЕНИЯ ДЕОНИЗИРОВАННОЙ ВОДЫ ДЛЯ БИОХИМИЧЕСКИХ АВТОМАТИЧЕСКИХ АНАЛИЗАТОРОВ

И.А. Коваленко, Р.Р. Базаров, И.С. Трубицын

Липецкий государственный технический университет, г. Липецк

В статье предлагается изменение состава элементов водоподготовки для биохимических анализаторов, эксплуатирующихся в большинстве лечебных учреждений.

Ключевые слова: биохимический анализатор, установка, деонизированная вода, водоподготовка.

BIOCHEMICAL AUTOMATIC ANALIZER DEIONIZED WATER GENERATOR SYSTEM OPERATION OPTIMISATION

I.A. Kovalenko, R.R. Bazarov, I.S. Trubitsyn
Lipetsk State Technical University, Lipetsk

The article proposes changing the composition of medical analyzer water conditioning system used in most of the health care centers.

Key words: *biochemical analyzer, setup, deionized water, water purification.*

Биохимические автоматические анализаторы (БХА) применяются в клинично-диагностических лабораториях при проведении исследований проб венозной крови пациентов. Правильный биохимический анализ предполагает наличие и исправность не только самого анализатора, но и установки для получения деионизированной воды, источника бесперебойного питания и стабилизатора напряжения, а также же всех их узлов и агрегатов [1,2].

Особое внимание также уделяется процессу предварительной подготовки воды [3], так как от него зависит качество получаемых результатов анализа, а также количество и экономичность проводимых тестов за короткий промежуток времени.

Так, во многих лечебно-профилактических исследования крови проводят с помощью БХА в связке с установкой для получения очищенной воды «АКВАЛАБ». Но не всегда совокупность элементов, составляющих наполнение водоподготовки, соответствует высокой производительности и хорошему результату, кроме того необходимо учитывать и срок службы составных элементов.

Состав воды, пришедшей в трубопровод, представлен на рис. 1. [4]. Чаще всего водоподготовка позволяет получить деионизированную воду лишь 3-го типа с электропроводностью 2- 5 мкСм/см (рис. 2).

Целесообразнее комплектовать установки для водоподготовки необходимым набором компонентов, обеспечивающих качество и чистоту воды 2-го типа (с электропроводностью не более 1 мкСм/см), используя технологию обратного осмоса (рис. 3).

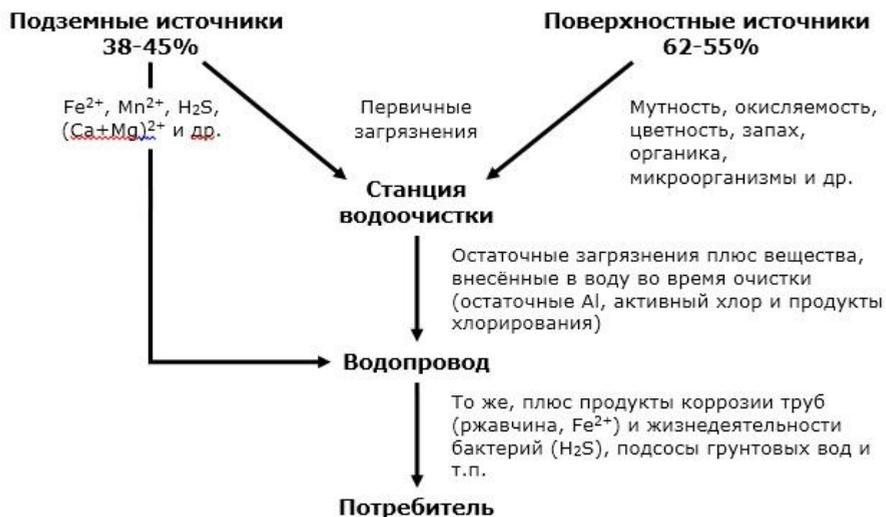


Рис. 1 – Вода из трубопровода

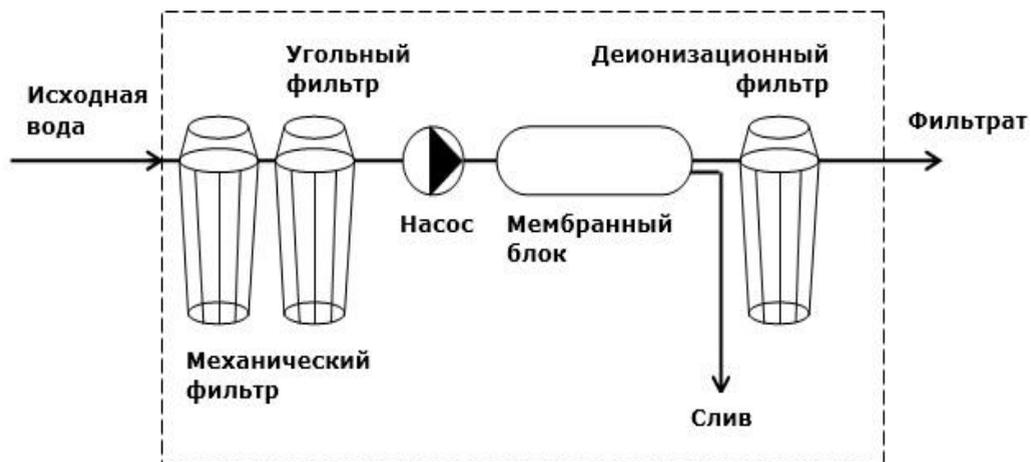


Рис. 2 – Получение воды 3-го типа

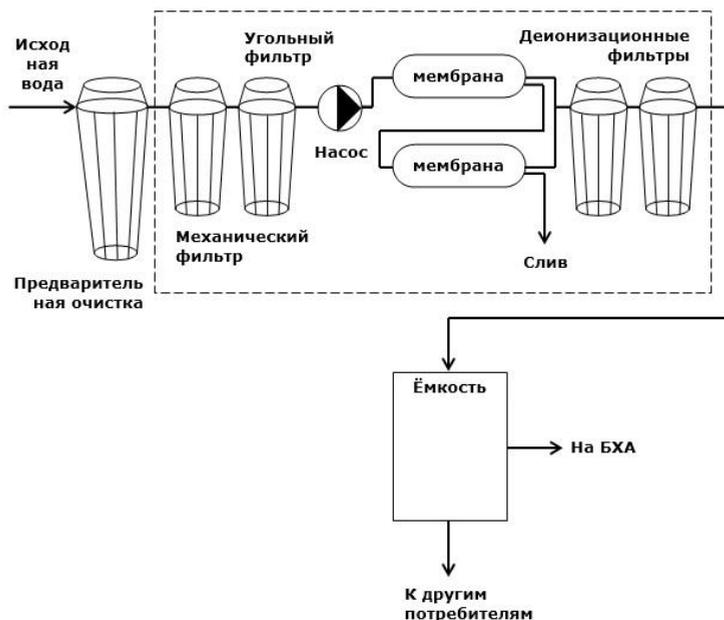


Рис. 3 – Получение воды 2-го типа

Предложенное количество компонентов позволит увеличить срок службы установки водоподготовки, а также повысить количество производимых тестов, что, в свою очередь, повысит производительность лабораторий.

Библиографический список

1. Руководство по эксплуатации биохимического автоматического анализатора Furuno SA-270. – FURUNO Electric Company, 2014. – 307с.
2. Гамова Л.Г., Осинин В.Ф. Естественные электромагнитные поля и их воздействие на биообъекты и радиосистемы / Л.Г. Гамова, В.Ф. Осинин // *Фундаментальные проблемы системной безопасности: материалы V Международной научной конференции, посвященной 90-летию со дня рождения выдающегося ученого, генерального конструктора ракетно-космических систем академика В.Ф. Уткина.* – Елец: ЕГУ им. И.А. Бунина, 2014. – 558 с. – С.80–84.
3. Пугачев А.С., Астафьев А.Н. Система очистки воды для медицинских целей / А.С. Пугачев, А.Н. Астафьев // *Сборник тезисов докладов научной конференции студентов и аспирантов Липецкого государственного технического университета: В 2-х ч. Ч.2.* – Липецк: Изд-во Позитив-Л, 2016. – 425 с. – С.334–335.
4. Руководство по эксплуатации установки «АКВАЛАБ» (для получения воды очищенной). – Медиана-фильтр, научно-производственная компания, 2014. – 73с.

АНАЛИЗ И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕДИЦИНСКИХ СТЕРИЛИЗАТОРОВ

К.О. Гальцова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

В настоящей статье рассматриваются различные методы стерилизации, применяемые в медицинских учреждениях. Проведен обзор существующих решений медицинских стерилизаторов, основанных на разных типах стерилизации. Для дальнейших исследований предлагаются паровые стерилизаторы.

Ключевые слова: стерилизация, паровые стерилизаторы.

ANALYSIS AND RESEARCH OF MEDICAL STERILIZERS

K.O.Galtsova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In the present article various methods of sterilization applied in medical institutions are considered. A review of existing solutions of the medical sterilizers based on different types of sterilization is carried out. For further research steam sterilizers are offered.

Key words: sterilization, steam sterilizers.

Стерилизация – это процесс уничтожения всех живых микроорганизмов внутри или на поверхности предметов с помощью физических или химических воздействий.

Обработка медицинских инструментов и материалов с целью их стерилизации очень важный процесс, от качества которого зависит здоровье пациентов. Данная процедура должна гарантировать полное уничтожение патогенных микроорганизмов, так как инструменты, прошедшие стерилизацию будут повторно применяться во многих областях медицины при осмотре пациентов. Стерилизации должны подвергаться медицинские изделия, контактирующие с кровью пациента, с раненой поверхностью и соприкасающиеся со слизистой оболочкой [1]. Для успешной стерилизации необходимо выполнение следующих требований:

- Эффективная очистка;
- Соблюдение правил упаковки медицинских изделий;
- Соответствующие упаковочные материалы;
- Соблюдение правил хранения и транспортировки простерилизованного материала.

Для достижения этой цели был разработан специальный прибор – медицинский стерилизатор.

Можно выделить следующие методы стерилизации [2]:

- Паровой метод. Заключается в обработке медицинских изделий горячим паром под давлением. Данный метод дает возможность обработки различных медицинских инструментов, которые нельзя подвергать высоким температурам.
- Химический метод. Стерилизация осуществляется специальными химическими веществами в виде растворов и газов
- Воздушная очистка. Дезинфекция производится сухим горячим воздухом, который генерируется духовым шкафом.
- Гласперленовый метод. Обработка только металлических инструментов производится путем размещения их в колбе с нагретыми до высокой температуры мелкими стеклянными шариками.

В медицинских учреждениях лечебно-профилактического профиля используют различные методы стерилизации.

Наиболее широкое применение получил паровой метод стерилизации. Основными преимуществами данного метода является удобство использования, уничтожение патогенных организмов при низких температурах стерилизации, возможность обработки любых медицинских инструментов.

Обработка инструментов паром под высоким давлением происходит в специальных приборах – автоклавах. Согласно общепринятому европейскому стандарту автоклавы можно разделить на следующие классы:

- Класс «N» - используется для работы с оборудованием без упаковки, для цельнометаллических инструментов и для пластиковой посуды, выдерживающей нагревание до $+121^{\circ}\text{C}$;
- Класс «S» - предназначен для стерилизации инструментов как в упаковке, так и без неё, не допускается обработка пористых и мягких тканей в большом объеме, а так же полых длинных предметов;
- Класс «B» - имеет функции предвакуума и вакуумной сушки, применяется для стерилизации любых тканей и изделий;

Обрабатывать паром можно не только хирургические инструменты, но и текстиль, одежду, изделия из резины, пластика, стекла. Дополнительные программы позволяют стерилизовать медицинские растворы, питательные среды и микробиологические культуры. Следовательно, такое оборудование востребовано не только в медучреждениях, но и в фармацевтических, пищевых, косметических лабораториях.

В некоторых случаях использование только паровых стерилизаторов недостаточно или невозможно, тогда используются другие медицинские стерилизаторы [3].

Химический метод стерилизации используется для обработки тех инструментов, которые не могут выдержать высокие температуры. Стерилизация проходит в герметичных камерах, наполненных в основном окисью этилена. Для полноценной стерилизации требуется 15-16 часов, при этом температура сохраняется на уровне $+18^{\circ}\text{C}$. Для достижения полного

обеззараживания инструментов могут использоваться сильнодействующие специальные растворы, например формалин [4].

Воздушный метод стерилизации является наиболее старым методом и в современной медицине используется все реже. При стерилизации воздушным методом инструменты стерилизуют при $+180^{\circ}\text{C}$ в течении 60 минут. Качество зависит от того, насколько равномерно распределится горячий воздух в камере. Основными недостатками данного метода является достаточно длительный процесс обработки и отсутствие международных стандартов.

Стерилизация гласперленовым методом происходит в колбе с нагретыми до $+240^{\circ}\text{C}$ стеклянными шариками, при этом время стерилизации от 20 секунд до 3 минут. Недостатком данного метода является невозможность стерилизации крупных предметов. Широко применяется в стоматологических клиниках и салонах красоты.

Библиографический список

1. А.Е.Федотов. Производство стерильных лекарственных средств. – Москва: АСИНКОМ, 2012. – 400 с.
2. ОСТ 42-21-2-85 Стерилизация и дезинфекция изделий медицинского назначения.
3. Л.М. Зорина, М.Ш. Шафеев, Н.М. Хакимов и др. Дезинфекция и стерилизация изделий медицинского назначения в лечебно-профилактических учреждениях. – Казань, КГМУ, 2003. – 48 с
4. Б.Т.Мороз, О.В.Мироненко. Особенности дезинфекции и стерилизации в амбулаторной стоматологии. 2008г.

УДК 615.47

ИНКУБАТОРЫ ДЛЯ НОВОРОЖДЕННЫХ

А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов, М.А. Сергеева

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., старший преподаватель

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

The presented work considers incubators for newborns.

Ключевые слова: новорождённые, инкубаторы, инкубаторы для новорожденных.

INCUBATORS FOR NEWBORNS

A.F. LATYPOV, Y.L. LEMDYSOV, M.A. SERGEEVA

Scientific adviser - Sayapova LR, senior lecturer

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In the presented work complexes for carrying out laparoscopy are considered.

Key words: newborns, incubators, incubators for newborns.

Инкубатор для новорожденных используется с целью проведения экстренных процедур по реанимации и поддержки терапии у новорожденных. Недоношенные новорожденные дети сильно подвержены тепловым потерям, поэтому особенно важно быстро и вовремя компенсировать потерю тепла ребенка и поместить его в комфортную среду. Этой средой для ребёнка является кювез для новорожденных (инкубатор для новорожденных) – это медицинское оборудование, которое предназначено для того, чтобы поддерживать температуру тела младенцев и новорожденных, которые имеют проблемы терморегуляции. Они служат для поддержания нужной влажности, а также для излечения гипоксии у младенцев, которые недоношены или доношены с пневмопатиями, а также гипоксическими поражениями центральной нервной системы.

Инкубатор для новорожденных представляет из себя ящик, изготовленный из прозрачного стекла, который содержит нагревательный элемент, устройство для увлажнения воздуха и управляющий блок. Кювезы в основном изготавливаются из органического стекла или подобных материалов, которые не боятся обработки химическими реактивами для дезинфекции. Боковые стенки в инкубаторах для новорожденных изготовлены с окошками и дверцами для рук ухаживающего медицинского персонала. [1]

1) Инкубатор транспортный неонатальный ИТН-01-«УОМЗ»

Назначение ИТН-01 заключается в том, чтобы обеспечить комфортное размещение (по кислородно-воздушному режиму, по температурному режиму, режиму звукоизоляции) новорожденного во время непродолжительной или продолжительной транспортировки в машине скорой помощи, вертолёте. Наиболее часто применяется в областных детских клинических больницах, детских реанимационно-консультативных центрах при областных больницах, перинатальных центрах или институтах материнства и детства.



Рис. 1 – Инкубатор транспортный неонатальный ИТН-01-«УОМЗ»

2) Инкубатор для новорожденных для интенсивной терапии PC-307 Natal Care

Инкубатор для интенсивной терапии новорождённых PC-307 Natal Care удобно использовать для близнецов благодаря большому размеру колпака, матраса и двум датчикам температуры. Система постоянно проводит самодиагностику, поэтому о любых проблемах будет сразу известно, до того, как они успели бы навредить пациенту. Дисплей может быть жидкокристаллическим или электролюминисцентным. Колпак четырёхдверный, с четырьмя откидными стенками. Электронный наклон поверхности, автоматический возврат в горизонтальное положение.



Рис. 2 – Инкубатор для новорожденных для интенсивной терапии PC-307 Natal Care

3) Инкубатор для новорожденных FANEM 1186

Инкубатор для новорожденных имеет сервоконтроль температуры кожи ребенка ($34-38^{\circ}$) и окружающей среды ($20-39^{\circ}$) и систему циркуляции подогретого воздуха для равномерного распределения тепла. Акриловый колпак с двойным стенками, герметичным замком и тепловой завесой уменьшает образование конденсата и потери тепла. Имеется точная система управления. Есть шесть портов доступа. Инкубатор герметичен. Ложе выдвигается, рентгенопрозрачно, имеет встроенный выдвижной лоток для рентгеновской кассеты, имеет мягкий матрас. Оно устанавливается в положения Тренделенбурга и Фовлера, а также перемещается вверх и вниз в горизонтальной плоскости. [2]



Рис. 3 – Инкубатор для новорожденных FANEM 1186

Библиографический список

1. Кувез. Инкубатор для новорожденных [Электронный ресурс] - <http://nikolanta.ru/> – (дата обращения 18.10.2017)
2. Инкубатор для новорожденных [Электронный ресурс] - <http://www.tiamed.ru/>– (дата обращения 18.10.2017)

УДК 615.47

**ВИРТУАЛЬНЫЕ СИМУЛЯТОРЫ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ
ЛАПАРОСКОПИИ**

А.Ф. Латыпов, А.Б. Блинова, А.В. Терентьева

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., старший преподаватель
Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В представленной работе рассматриваются комплексы для проведения проведения лапароскопии.

Ключевые слова: лапароскопия, медицинские симуляторы.

VIRTUAL SIMULATORS FOR LAPAROSCOPY.

A.F. Latypov, A.B. Blinova, A.V. Teretyeva
Scientific adviser - Sayapova LR, senior lecturer
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In the presented work complexes for carrying out laparoscopy are considered.

Key words: laparoscopy, medical simulators.

Современный хирург, вне зависимости от специализации, должен быть уверенным профессионалом, обладающим отработанными практическими навыками, однако для этого он должен придти в операционную уже с приобретенными базовыми моторными навыками. В программу стандартного хирургического обучения входят, как правило, отработка лишь на простейших муляжах и тренажерах. Однако они не способны симулировать реальную картину операционного поля, не в состоянии «оценить» качество и точность движений начинающего врача, и, в конечном счете, не могут создать иллюзию реального оперативного вмешательства.

Единственным эффективным и безопасным способом для отработки начальных практических умений в настоящее время служат виртуальные тренажеры — системы, моделирующие при помощи компьютера реальную операцию и полностью имитирующие реакцию тканей на действия хирурга.

Существует множество видов виртуальных симуляторов, предназначенных для различных медицинских направлений — для проработки хирургических вмешательств, тренировки бригады скорой помощи, а также гинекологические, стоматологические симуляторы и так далее. Виртуальный симулятор способен имитировать физические и функциональные особенности человеческого организма в обычной и экстремальной обстановке. В арсенале студента все необходимые реалистичные инструменты: например, имитация эндоскопа, катетеров и различных хирургических инструментов. Такой тренажер можно в любой момент остановить, чтобы обсудить работу студента, а многократное повторение позволит закрепить навык. Симулятор позволит осуществлять контроль над качеством знаний студента и проводить анализ его ошибок. Нередко такие тренажеры применяют при оценке профессионализма соискателя на вакантное место в медицинское учреждение. [1]

Лапароскопия — это малоинвазивная, без послойного разреза передней брюшной стенки, операция, которая проводится посредством специального оптического (эндоскопического) оборудования в целях осмотра органов брюшной полости. Для получения навыков проведения лапароскопии существуют комплексы и системы, которые рассмотрим далее. [2]

1) Виртуальный тренажер Симсургери предназначен для отработки практических навыков как начинающими, так и опытными эндохирургами, является одним из самых совершенных в мире симуляторов для тренинга в эндохирургии. Отличительной способностью является то, что это первый симулятор, у которого появился русскоязычный интерфейс.

Все результаты могут быть легко импортированы в удобной форме, в том числе и в таблице Excel (время выполнения, точность попадания, количество повреждений, кровотечения и т.п.), сохранены на обычном компьютере, переданы по офисной (больничной) сети, по электронной почте, размещены в интернете.



Рис. 1 – Виртуальный тренажер Симсургери

2) Лапароскопический виртуальный симулятор LapVR. Он предназначен для отработки владения эндохирургическим инструментарием, приобретения практических навыков и приемов выполнения эндохирургических вмешательств в абдоминальной хирургии и гинекологии в виртуальной среде с имитацией тактильной чувствительности. Симулятор обеспечивает высокочувствительную тактильную обратную связь (сопротивление тканей), производит оценку уровня подготовки и прогресса в получении практических навыков.



Рис. 2 – Виртуальный симулятор LapVR

Имеет имитацию головки видеокamеры с двумя кнопками (левая – виртуальная смена угла обзора лапароскопа, правая –фотографирование текущего кадра.

3) Виртуальный симулятор LAP Mentor является стационарной образовательной платформой, предназначенной для эффективной отработки разнообразных практических навыков начинающими хирургами, а также для освоения опытными врачами ключевых этапов ряда эндохирургических

операций. Виртуальные эндоскопы имеют угол обзора 0 и 30 градусов, используют актуальные хирургические инструменты.



Рис. 3 – Виртуальный симулятор LAP Mentor

Имеет возможность имитации сопротивления тканей и тактильных ощущений. [3]

Библиографический список

1. Виртуальные медицинские симуляторы-тренажеры: новая эра в медицинском образовании. [Электронный ресурс] - <http://airestech.ru/> – (дата обращения 18.10.2017)
2. Лапароскопия в гинекологии – малотравматичный метод проведения диагностики и операции [Электронный ресурс] - <http://ginekolog-i-ya.ru> – (дата обращения 18.10.2017)
3. Продукция: виртуальные симуляторы [Электронный ресурс] - <http://medsim.ru> /- (дата обращения 18.10.2017)

УДК 004.383.3

РАСПОЗНАВАНИЕ СТАДИЙ АНЕСТЕЗИИ ПО ЭНТРОПИЙНЫМ ПОКАЗАТЕЛЯМ ЭЭГ

А.В. Миганько

Научный руководитель – Манило Л.А., д.т.н., профессор

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Исследован подход к распознаванию стадий анестезии по ЭЭГ с использованием аппроксимированной энтропии (оценки энтропии Колмогорова). Относительный минимум скорректированного значения аппроксимированной энтропии предложен в качестве показателя глубины наркоза. Показано, что данный параметр обеспечивает надежное распознавание крайних состояний - глубокий наркоз и пробуждение, и смежных состояний - неглубокая анестезия и пробуждение.

Ключевые слова: *глубина анестезии, электроэнцефалограмма (ЭЭГ), мониторинг ЭЭГ, аппроксимированная энтропия.*

USE OF APPROXIMATE ENTROPY OF THE EEG IN DETERMINING DEPTH OF ANAESTHESIA

A.V. Miganko

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"

The approach to recognition of EEG anesthesia stages using approximated entropy (Kolmogorov entropy estimation) is investigated. As an indicator of the depth of anesthesia the relative minimum of the corrected value of the approximated entropy is proposed. That parameter provides reliable recognition of conditions - deep anesthesia and awakening, shallow anesthesia and awakening.

Key words: *depth of anesthesia, electroencephalogram (EEG), electroencephalography monitoring, approximated entropy.*

Автоматическое распознавание стадий анестезии в ходе проведения хирургических операций является важнейшей задачей современной анестезиологии. Преждевременное пробуждение или слишком глубокая анестезия отрицательно сказываются на качестве оперативного лечения и представляют опасность для жизни пациента [1].

В существующих системах мониторинга состояния пациента во время операции обычно анализируют электроэнцефалографический сигнал, как более полно отражающий уровень общего функционирования головного мозга человека.

Для решения задачи контроля глубины анестезии часто используют частотные характеристики (граничная частота спектра ЭЭГ-сигнала, медианная частота, абсолютные и относительные значения мощности сигнала в диапазонах ритмов головного мозга) [2]. Существуют различные алгоритмы анализа на основе расчёта энтропии (спектральная энтропия, энтропия Шеннона, энтропия Колмогорова и другие) [4]. Одним из наиболее распространенных приборов контроля глубины анестезии является BIS-монитор, позволяющий измерить эффект от анестезирующего препарата и глубину сна по ЭЭГ с помощью биспектрального метода [1,3]. Несмотря на то, что наиболее надежным на сегодняшний день считается биспектральный метод анализа ЭЭГ, актуальной остается задача исследования других характеристик сигнала, например, основанных на вычислении показателей энтропии.

S.M. Pincus для оценки хаотичности предложил использовать аппроксимированную энтропию (*ApEn*) [5]. Этот параметр имеет ряд свойств, которые определяют его ценность при анализе физиологических временных рядов: слабая подверженность влиянию шумов и случайным артефактам, возможность анализа на относительно коротких выборках [2,5].

Для экспериментального исследования был организован сбор реальных записей ЭЭГ, снятых у пациентов в ходе проведения хирургических операций.

Одновременно с регистрацией ЭЭГ для оценки глубины анестезии фиксировались показания контрольного прибора – BIS монитора. Преобразование ЭЭГ в цифровую форму осуществлялось с частотой дискретизации 500 Гц и разрядностью 24 двоичных разряда. В качестве анестезирующего препарата использовался пропофол.

С целью проведения экспериментальных исследований был сформирован отдельный набор фрагментов ЭЭГ-сигнала продолжительностью 10 и 5 секунд каждый для трех состояний пациента во время операции: а) значения BIS-монитора, соответствующие состоянию глубокой анестезии, через несколько минут после введения анестетика, равны 15-25; б) при неглубокой анестезии, через несколько часов после применения препарата, значения BIS 55-65; в) состоянию пробуждению после общего наркоза советуют значения равные 85-95. Было выбрано 40 10-ти секундных фрагмента для трех состояний (120 фрагментов общей продолжительностью 1200 секунд). И 40 5-ти секундных фрагментов для трех состояний (120 фрагментов общей продолжительностью 600 секунд).

В качестве показателя глубины наркоза предлагается использовать относительный минимум скорректированного значения аппроксимированной энтропии - $ApEn_{cor}^{\approx}$. Данный показатель рассчитывается как разница между абсолютным значением и минимумом скорректированного значения аппроксимированной энтропии. В теории линейного дискриминантного анализа принято оценивать разделимость двух состояний по некоторому параметру с помощью критерия J [6].

На выборке реальных записей ЭЭГ проведены эксперименты, позволившие выбрать оптимальную длину анализируемого фрагмента N для обеспечения наилучшего разделения стадий анестезии.

При сравнении состояний, соответствующих показаниям BIS=20 и BIS=60, при длине фрагмента 10 и 5 секунд эти состояния оказались почти не различимы. При сравнении BIS=20 и BIS=90, BIS=60 и BIS=90 разделение значительно улучшилось $J_{20,90} = 6,5728$ и $J_{60,90} = 3,4331$. При уменьшении длительности фрагментов до 5 секунд критерий J принимает значения $J_{20,90} = 14,0721$ и $J_{60,90} = 7,1646$.

Этот анализ показывает, что распознавание смежных состояний анестезии целесообразно проводить при значении параметр $N=2500$ (5 секундные записи ЭЭГ). В то же время значимого разделения можно достичь только при сравнении крайних состояний BIS=20 и BIS=90 и смежных состояний BIS=60 и BIS=90.

Использование оптимальных параметров ($r = 0.2 \cdot CKO, N = 2500$) для $ApEn_{cor}^{\approx}$ позволило разделить крайние состояния, соответствующие BIS=20 и BIS=90, и промежуточные состояния BIS=60 и BIS=90. В то же время

распознавание глубокой стадии наркоза и состояния близкого к пробуждению (BIS=20 и BIS=60) требует введения дополнительных параметров, что является предметом последующих исследований. Проведенные исследования позволяют говорить о перспективности использования аппроксимированной энтропии в задаче распознавания стадий глубины анестезии

Библиографический список

1. Tong S. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications/ Tong S., Thakor N.V.//Artech House. – 2009. - 421 p.
2. Bibian S. Estimation of the anesthetic depth using wavelet analysis of electroencephalogram/ S. Bibian, T. Zikov, Guy A. Dumont, Craig R. Ries, Ernest Puil et al.// The University of British Columbia, Department of Electrical and Computer Engineering, Department of Anesthesia, Department of Pharmacology and Therapeutics. – Vancouver, BC, CANADA.
3. Bein B. Entropy// Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology – 2006. – Vol. 20, N. 1. – P. 101–109.
4. Schwilden H. Use of median EEG frequency and pharmaco-kinetics in determining depth of anaesthesia// Balliere's Clinical Anaesthesiology. – 1989. – Vol 3. – P. 603–621.
5. Pincus S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity// Proc. Natl. Acad. Sci. USA. – 1991. – N. 88. – P. 2297– 2301.
6. Манило Л.А. Автоматическое распознавание мерцательной аритмии с использованием оценок аппроксимированной энтропии/ Манило Л.А., Зозуля Е.П.// Информационно-управляющие системы, Санкт-Петербург. – 2006. – 21-27 с.

УДК 612-224

МЕТАБОЛИЧЕСКИЙ КОСВЕННЫЙ КАЛОРИМЕТР

М.А. Сергеева, Э.С. Шарипова

Научный руководитель – Мирина Т.В., к.т.н. доцент

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г. Уфа

В данной статье рассматривается понятие метаболизм и способ его измерения. Приводится структурная схема метаболического косвенного калориметра и его принцип работы.

Ключевые слова: метаболизм, не прямая калориметрия, основной обмен веществ, метабологф.

THE METABOLIC INDIRECT CALORIMETRY

M. A. Sergeeva, E.S. Sharipova

Scientific supervisor - T. V. Mirina, Ph. D. associate Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article discusses the concept of metabolism and a method for its measurement. Provides the block diagram of the metabolic indirect calorimetry and its working principle.

Key words: *metabolism, not direct calorimetry, basal metabolic rate, mutablegraph, calorimetry.*

Лишний вес и нарушение обмена веществ являются самыми распространенными проблемами здоровья в современном обществе. В борьбе с лишним весом таким пациентам важно учитывать сколько калорий они употребляют вместе с пищей, и сколько они тратят в процессе своей жизнедеятельности. Существует несколько подходов к подсчету потребляемой и потраченной суточной калорийности, которые учитывают вес, возраст, параметры пациента. Однако эти методы недостаточно точные, так как не зависят от таких факторов, как основной обмен веществ, гормональная система, температура тела, соотношения жира и мышц. На основной обмен веществ приходится до 75% калорий, расходуемых организмом человека. Именно соотношение уровня основного обмена веществ и потребляемых ккал могут оказать существенную помощь пациентам в борьбе с лишним весом.

Основной обмен веществ - это количество энергии, которое требуется нашему организму для того, чтобы поддерживать минимальные процессы жизнедеятельности в покое.

Уровень метаболизма показывает, сколько калорий израсходует организм человека в полном покое.

По мере того как человек худеет, величина основного обмена веществ ООВ будет уменьшаться, так как уменьшается масса мышц, органов и тканей. В результате организм потребляет все меньшее количество энергии. Для дальнейшего похудения необходимо понижать калорийность пищи с учетом изменившегося основного обмена веществ ООВ [1].

Для определения количества энергетических затрат организма в основу работы метаболического косвенного калориметра был выбран метод непрямой калориметрии с использованием данных неполного газового анализа. При этом методе определяется только концентрация потребленного кислорода O_2 . Средний дыхательный коэффициент ДК принимают равным 0,85. При данном дыхательном коэффициенте ДК калорический эквивалент 1л кислорода равен 20,356 кДж (или 4,85 ккал). Этот калорический эквивалент умножается на измеренное количество потребленного кислорода O_2 . Таким образом находится количество энергетических затрат [2].

На основе проведенного патентного поиска, обзора существующих технических средств для проведения непрямой калориметрии предлагается структурная схема (рис.1) метаболического косвенного калориметра.

Структурная схема косвенного метаболографа работает следующим образом.

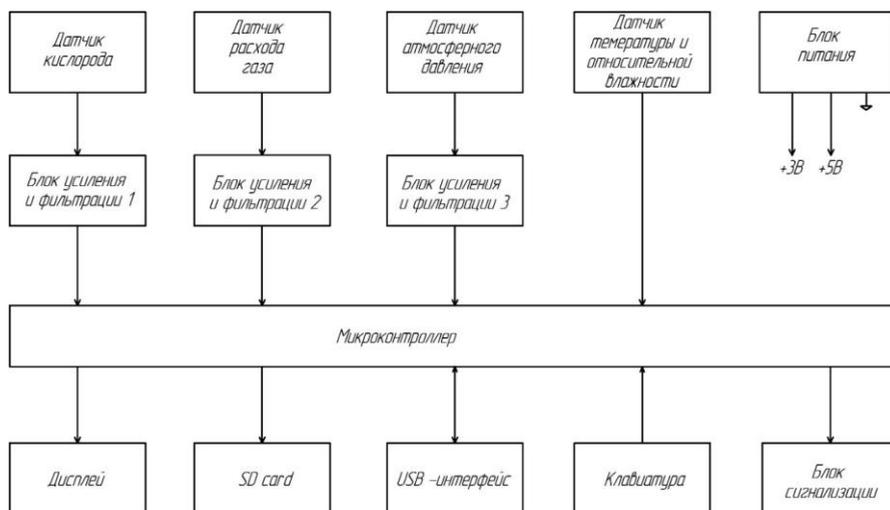


Рисунок 1 – Структурная схема косвенного метаболографа

Датчик кислорода, датчик расхода газа, датчик давления и датчик температуры и относительной влажности находятся в измерительной камере. Датчик кислорода измеряет концентрацию кислорода в воздушном потоке при вдохе. Датчик расхода фиксирует направление воздушного потока и измеряет объем прошедшего воздуха. Датчик давления и датчик температуры и относительной влажности измеряют параметры условий измерения.

Сигналы с датчика кислорода, датчика расхода, датчика давления поступают в соответствующий блок усиления и фильтрации, затем поступают на аналоговые входы микроконтроллера. Сигнал с датчика температуры и относительной влажности по интерфейсу поступают в микроконтроллер.

Микроконтроллер обрабатывает сигналы, подаваемые на него от датчиков и с помощью заданного и запрограммированного алгоритма, вычисляет параметры основного обмена веществ, которые затем передаются и отображаются на дисплее. В устройстве разработана возможность подключения SD карты, куда микропроцессор записывает полученные результаты. Управление калориметром осуществляется клавиатурой, которая соединена с микроконтроллером. Также есть возможность управления и соединения устройства с персональным компьютером через USB.

Калориметр включается первой кнопкой клавиатуры. Измерение проводится в течении 2-3 минут до появления звукового сигнала от блока сигнализации. Метаболический косвенный калориметр питается от аккумулятора типа Li-Pol, с возможностью зарядки через кабель USB.

Метаболический косвенный калориметр с использованием анализа дыхательных газов, работающий на основе принципа метода непрямой

калориметрии является стандартом оценки метаболических потребностей любого человека. Метод заключается в измерении потребления кислорода при спокойном дыхании человека, а также объема вентиляции легких. На основании полученных результатов, применив заданный алгоритм, метабологграф позволяет получить результат об энергетических затратах покоя в ккал в сутки.

Разрабатываемое устройство достаточно простое в применении, не инвазивное, дает точные результаты, имеет возможность использования в разных сферах медицины.

Библиографический список

- 1.Анатомия и физиология человека-Обмен энергии. Прямая и непрямая калориметрия [Электронный ресурс] -URL: <http://anfiz.ru/books/item/f00/s00/z0000000/st034.shtml>(дата обращения 19.10.17)
- 2.Обмен энергии [Электронный ресурс]-URL: <http://www.km.ru/zdorove/encyclopedia/obmen-energii> (дата обращения 19.10.17)

УДК 681.784.43

АЙТРЕКЕР НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРООКУЛОГРАФИИ

К.Л. Хузягулова

Научный руководитель – Мирина Т.В., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Приводятся теоретические основы электроокулографии. Предлагается для снятия сигналов использовать емкостные датчики электрического поля, датчики движений головы и плату на платформе Arduino. Описывается структурная схема и принцип работы устройства.

Ключевые слова: окулография, айтрекер, емкостные датчики, Arduino.

EYE TRACKER BASED ON ELECTRICOCULOGRAPHY

K.L. Khuzyagulova

Scientific adviser – Mirina TV, Ph.D., associate professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The theoretical foundations of electrooculography are presented. It is proposed to use capacitive electric field sensors, head movement sensors and a board on the Arduino platform to receive signals. The structure scheme and the operating principle of the device are described.

Key words: oculography, eye tracker, capacitive sensors, Arduino.

По данным ряда общественных организаций, в мире насчитывается около 750 тыс. полностью парализованных людей. В повседневной жизни они сталкиваются с такими трудностями, о которых здоровые даже не

догадываются. Даже включение и выключение света превращается для них в неразрешимую задачу, не говоря уже о работе на компьютере. Повысить качество жизни людей с ограниченными возможностями может окулография (айтрекинг). Это технология, позволяющая отслеживать движения глаз. С 2005 года системы айтрекинга используются в коммуникационном оборудовании для полностью парализованных людей. Эти системы позволяют набирать текстовые сообщения, отправлять электронную почту, работать в интернете, используя исключительно глаза.

Одним из методов слежения за направлением взора является электроокулография (ЭОГ). По сравнению с другими окулографическими методами, такими, как фотооптический, фотоэлектрический и электромагнитный, ЭОГ исключает контакт с глазным яблоком, может проводиться при любом освещении и тем самым не нарушает естественных условий зрительной активности. В основе метода лежит использование собственных электрических свойств глазного яблока. По своей физической природе оно является диполем, в котором сетчатка относительно роговицы заряжена отрицательно. Электрическая ось глазного яблока примерно совпадает с оптической осью и, следовательно, может служить индикатором направления взора. Изменение разности потенциалов между роговицей и сетчаткой (корнеоретинальный потенциал), сопровождающее перемещение глаз, обнаруживается через изменение потенциала в тканях, прилегающих к глазнице. Диапазон изменения амплитуды электроокулографического сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...40 Гц.

Целью работы является разработка электроокулографа – устройства, которое для определения движений глаз использует изменения биопотенциалов глазных яблок. Такое устройство может быть полезно людям с ограниченными возможностями как устройство ввода информации при работе с компьютером (альтернатива компьютерной мыши). Также оно может применяться для управления бытовыми приборами.

На первых этапах значительно облегчает проектирование использование плат на платформе Arduino. Arduino – это платформа для моделирования на основе микроконтроллера. В составе платы имеется регулятор питания, микроконтроллер, программатор, интерфейсы для подключения устройств, и программные библиотеки. Устройство программируется через USB без использования программаторов. Язык программирования устройств Arduino основан на C/C++. Для Arduino также выпускается множество плат расширения, с помощью которых можно расширить функциональные возможности устройства.

Разрабатываемое устройство работает следующим образом. Потенциалы, возникающие при движении глаз, воспринимаются активными емкостными датчиками PS25202 фирмы Plessey Semiconductors (Рис. 1). Для измерения отдельно вертикальной и горизонтальной составляющей движений

глаз используется по 2 датчика. Сигналы с датчиков подаются на инструментальный усилитель, с помощью которого выделяется разность потенциалов и подавляется синфазная составляющая сигнала. Далее с помощью фильтра низких частот выделяется полезная часть сигнала. Так как амплитуда сигнала зависит не только от угла поворота глаз, но и индивидуальна для каждого человека, используется усилитель, коэффициент усиления которого настраивается с помощью микроконтроллера. Из-за того, что сигнал ЭОГ может иметь не только положительное, но и отрицательное значение, он сдвигается в положительную область с помощью схемы смещения сигнала. Далее полученный сигнал, несущий информацию о движениях глаз, поступает на плату Arduino, где переводится в цифровую форму с помощью встроенного в микроконтроллер аналого-цифрового преобразователя.

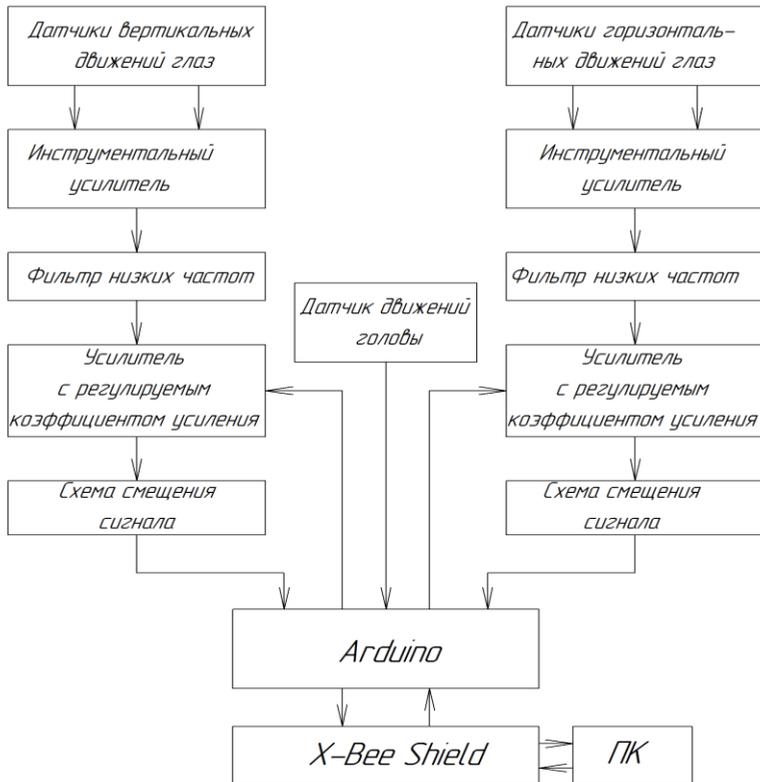


Рис. 1 – Структурная схема устройства

На голове пользователя кроме датчиков электрического поля также устанавливается датчик движения, который позволит компенсировать движения головы, которые также оказывают влияние на электроокулограмму. Кроме того, при необходимости это позволит управлять устройствами не только при помощи движений глаз, но и при помощи движений головы. В качестве датчика движений головы используется микросхема МЭМС

(микроэлектромеханическая система) ICM-20608-G, которая представляет собой трехосевой акселерометр и трехосевой гироскоп. Данными с микроконтроллером датчик обменивается по интерфейсу I²C.

Далее с помощью беспроводной сети, через модуль через X-Bee Shield сигналы отправляются на компьютер для дальнейшей обработки.

Таким образом, преимуществом разработанного устройства по сравнению с аналогами является повышение точности регистрации и расширение функциональных возможностей за счет использования датчика движений головы и беспроводной сети. Кроме того, практическая значимость устройства также состоит в решении проблемы импортозамещения, так как в нашей стране подобные устройства пока не выпускаются.

УДК 615.8-7

ОДЕЖДА ДЛЯ КОНТРОЛЯ МЫШЕЧНОЙ АКТИВНОСТИ ОРГАНИЗМА

Э.Р. Латыпова

Научный руководитель – Нурлыгаянова Е.Ф., старший преподаватель
Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа.

Современные инновационные технологии позволяют создавать умную одежду, отслеживающую мышечную нагрузку организма человека.

Ключевые слова: Умная одежда. Сенсоры. Беспроводная связь.

CLOTHES FOR MONITORING THE MUSCULAR ACTIVITY OF THE ORGANISM

E. R. Latypova

Supervisor – Nurlygayanova E. F., senior lecturer
Ufa state aviation technical University, Ufa.

Modern innovative technologies allow you to create smart clothes that track the muscular load of the human body.

Key words: Smart clothes. Sensors. Wireless connection.

Интеллектуальный контроль мышечной нагрузки организма играет большую роль в жизни современного человека. Подготовка профессиональных спортсменов, популяризация фитнес-направлений, реабилитация больных, вот основные области, нуждающиеся в постоянном мониторинге состояния мышечной активности. Развитие сенсорных технологий, программных

продуктов привели к буму популярности мониторинга собственного здоровья и росту рынка всевозможных спортивных трекеров и умной одежды.

Если спортивные трекеры уже привычно вошли в нашу жизнь, то вот с понятием умная одежда наше общество сталкивается не так часто. Итак, ознакомимся с основными концепциями так называемой «умной» одежды.

Умная одежда — это разновидность одежды со встроенными электронными элементами, а именно микрокомпьютерами и сенсорами. Она носится как повседневная одежда, создавая для пользователя дополнительную ценность за счет инновационных технологий.[1]

Согласно функциональности, умную одежду можно подразделить на 3 различных типа:

1. Пассивная умная одежда.

Такая одежда изготавливается из ткани, предполагающих защиту от внешних воздействий окружающей среды, а также идентификацию объекта. Примерами могут являться: защитная одежда от ультрафиолетовых лучей; огнеупорная одежда, обработанная плазмой; ткань с оптическими идентификаторами и т.п.

2. Активная умная одежда.

Данный вид одежды изготавливается из тканей со встроенными сенсорами, контролирующими ряд параметров окружающей среды (температура, влажность), а также элементами, поддерживающими требуемые параметры на определенном уровне (нагревание ткани и сохранение этого тепла, поглощение пара).

3. Ультра-умная одежда.

Ультра-умная одежда изготавливается из специальной эластичной ткани. Для отслеживания основных физиологических процессов в организме используются встроенные интеллектуальные сенсоры. Они имеют способность не только воспринимать разрозненные типы данных, но и делать прогнозы, а также анализировать условия внешней среды и подстраиваться под них без предварительной настройки.[2] Информация от сенсоров передается на специальные микропроцессорные модули обработки и анализа, которые располагается в специальных потайных карманах, а также для увеличения эффективности обработки полученных данных предполагается размещение модулей на подвижных суставах (коленных, локтевых, поясничная зона). Вся информация в системе передается с помощью беспроводной связи Bluetooth. Для отслеживания зон мышечной активности, визуального анализа параметров используются устройства вывода со специализированным программным обеспечением. В качестве последних могут быть использованы компьютеры, мобильное оборудование. На рисунке 1 представлена блок-схема передачи полученной информации при анализе физиологических процессов организма.

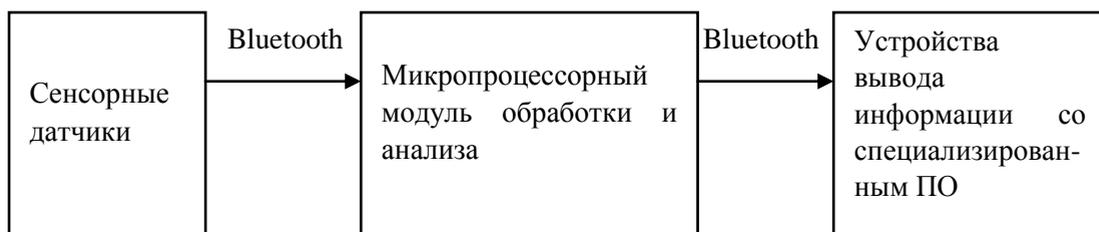


Рисунок 1 – Блок-схема

Актуальность данной темы сложно переоценить так как подобная одежда очень важна в таких областях, как: мониторинг восстановления мышечной активности реабилитационных больных, после тяжелых травм, инсультов; интеллектуальная подготовка спортсменов по контролю отдельных групп мышц. Снижение себестоимости подобной одежды позволит использовать её и в повседневной жизни людей, ведущих активный образ жизни.

Библиографический список

1. Материалы сети Интернет <https://rb.ru/opinion/odezhda-no-stress/>
2. Дементьева Н.Ф. Доступная среда жизнедеятельности и технические средства реабилитации детей с ограниченными возможностями. М., Курск, 2008.

УДК 681.2:612.15

**АНАЛИЗ И ОПРЕДЕЛЕНИЕ СИЛОВЫХ ФАКТОРОВ, ВЛИЯЮЩИХ
НА ГИДРОДИНАМИЧЕСКУЮ СТАБИЛЬНОСТЬ
АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКОЙ БЛЯШКИ В АРТЕРИЯХ**

Э.А. Рыжова, Н.Р. Закиржанов, М.М. Тюрина

Научный руководитель – Порунов А.А., к.т.н., профессор
Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева, г. Казань

В работе представлены результаты анализа влияния силовых факторов, влияющих на гидродинамическую стабильность атеросклеротической бляшки применительно к задаче прогнозирования тромбоза. Определена концепция построения системы выявления тромбоза осложнений.

Ключевые слова: анализ, силовые факторы, атеросклеротическая бляшка.

ANALYSIS AND DETERMINATION OF POWERFUL FACTORS AFFECTING ON HYDRODYNAMIC STABILITY ATHEROSCLEROTHIC PLAQUE IN ARTERIES

E.A. Ryzhova, N.R. Zakirzhanov, M.M. Tyurina
Scientific adviser - A.Porunov, Ph.D., professor

Kazan national research technical University of. A.N. Tupolev, Kazan

The paper presents the results of an analysis of the influence of force factors affecting the hydrodynamic stability of atherosclerotic plaque in relation to the problem of thromboembolism prediction. The concept of constructing a system for the detection of thromboembolic complications is defined.

Key words: *analysis, power factors, atherosclerotic plaque.*

Предупреждение и лечение болезней системы кровообращения в настоящее время является одной из приоритетных проблем здравоохранения РФ. Печальное лидерство по причинам смертности населения до сих пор принадлежит сердечно-сосудистым заболеваниям. В частности, в мире ежегодно более 10 миллионов человек переносят ишемический инсульт. Основной причиной его возникновения является то, что до настоящего времени не решена проблема диагностики тромбоза [1], состоящей в определении и исследовании структуры атеросклеротической бляшки (АБ), ее позиционировании, а также, что особенно важно, в оценке прогноза ее подвижности.

Основным параметром гемодинамики кровеносной системы является скорость кровотока [2]. Определение этого параметра крайне важно для исследования гемодинамики конкретного участка сосудистого русла или определенного органа и по его изменению можно делать вывод о наличии патологических сужении на протяжении сосуда, препятствий току крови (пристеночные тромбы, атеросклеротические бляшки), повышенной вязкости крови. Сужение просвета артерии (рис.1) приводит к локальному увеличению скорости кровотока. Если в постстенотическом сегменте снижается давление и кровоток, развивается гемодинамический эффект. Этот эффект является клинически важным, поскольку в этом случае увеличивается вероятность наличия бляшки с неоднородной структурой и высокой эмбологенностью. Поэтому в настоящее время неинвазивная, объективная оценка кровотока по сосудам разного калибра является самой актуальной задачей современной ангиологии. От успеха в ее решении зависит успех ранней диагностики таких сосудистых заболеваний, как диабетическая микроангиопатия, синдром Рейно, различных окклюзий и стенозов сосудов.

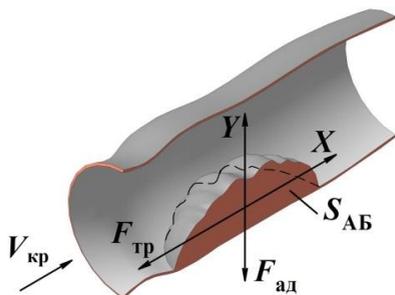


Рис. 1. Картина силового взаимодействия кровотока и атеросклеротической бляшки

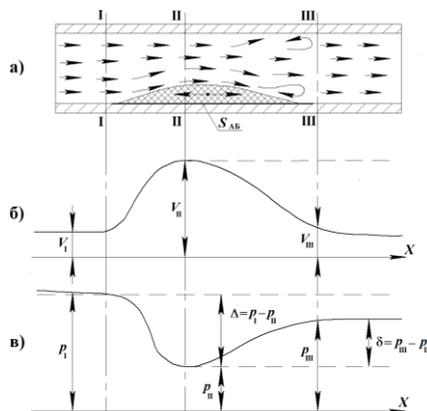


Рис.2. Картина обтекания атеросклеротической бляшки кровотоком (а), эпюры скорости (б) и давления (в) на участке сосуда, содержащего бляшку

Гидродинамические силы, влияющие на возможность отрыва АБ, определяются на основе известных законов механики жидкости. Движение кровотока, на рассматриваемом участке сосуда (рис.2), при общепринятых допущениях, описывается законом сохранения энергии:

$$\int VdV = -\int dp / \rho \quad (1)$$

и уравнением неразрывности струи:

$$Q_m = \rho Q_0 = \rho VF = const . \quad (2)$$

Основную роль в оценке подвижности АБ и возможности ее отрыва имеет информация о скорости кровотока, которую предлагается измерять с помощью ультразвукового доплеровского флоуметра. На основании этой информации по результатам многократных (не менее пяти раз) измерений можно определить такие кинематические параметры кровотока как среднюю скорость V_I , V_{II} , V_{III} по сечениям I-I, II-II, III-III (рис.2, а, б).

Гидродинамические силы (X , Y , $F_{тр}$) определяются (рис.1) известными зависимостями:

Сила лобового сопротивления, определяется следующей зависимостью:

$$X = c_x \cdot S_{м.с.} \cdot \frac{\rho V_I^2}{2}, \quad (3)$$

где c_x – коэффициент лобового сопротивления АБ (зависит от принятой геометрической формы АБ и скорости кровотока; $S_{м.с.}$ – сечение миделя АБ;

V_I , ρ – скорость и плотность кровотока.

Сила отрыва АБ от стенки сосуда, возникающая за счет перепада давлений в месте критического сечения, определяется зависимостями:

$$Y = \Delta p \cdot S_{AB}, \quad (4)$$

$$\Delta p = p_I - p_{II}, \quad (5)$$

где Δp – перепад давления на эпьуре (рис.2, в).

Сила трения, которая направлена навстречу силе лобового сопротивления, определяется зависимостью:

$$F_{тр} = f_{тр} \cdot N, \quad (6)$$

где N – сила веса АБ ($N = m_{AB} \cdot g$; $m_{AB} = V_{AB} \cdot \rho_{AB}$; $f_{тр}$ – коэффициент трения).

Сила адгезии определяется следующей зависимостью:

$$F_{ад} = k_{ад} \cdot S_{AB}. \quad (7)$$

Таким образом, представленный материал обосновывает состав силовых факторов, которые позволяют получить оценку гидродинамической стабильности атеросклеротической бляшки в артериях сердечнососудистой системы.

Библиографический список

1. Рыжова Э.А., Тюрина М.М. Теоретическое обоснование состава исходной информации, необходимой для оценки подвижности атеросклеротического образования/ Сборник Всероссийской молодежной научно-технической конференции «Автоматика и электронное приборостроение» (АЭП-2017), посвященной 85-летию КНИТУ-КАИ – Казань, 2017.
2. Скобцов Ю.А., Родин Ю.В., Оверко В.С. Моделирование и визуализация поведения потоков крови при паталогических процессах. – Донецк: Издатель Заславский А.Ю., 2008. – 212 с.

УДК 618.2

КОНТРАЦЕПТИВНОЕ ПОВЕДЕНИЕ УЧАЩИХСЯ КОЛЛЕДЖЕЙ г. РЯЗАНИ

Н.А. Шилин, А.А. Сафронова, А.А. Супряга

Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, Рязань

Низкая осведомлённость подростков вопросах контрацепции может оказать негативное влияние на их репродуктивную функцию в последующем. Однако выясняется, что особенности контрацептивного поведения подростков объясняются как низкой доступностью эффективных контрацептивов, так и психосоциальными особенностями.

Ключевые слова: контрацепция, аддиктивное поведение.

CONTRACEPTIVE BEHAVIOR OF STUDENTS OF THE COLLEGE OF RYAZAN

N. A. Shilin, A.A. Safronova, A.A. Supryaga

Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlova, Ryazan

Key words: contraception, addictive behavior.

Low adolescents' awareness of contraceptive issues may have a negative impact on their reproductive function in the future. However, it turns out that the characteristics of contraceptive behavior of adolescents are explained by the low availability of effective contraceptives, and psychosocial characteristics.

Key words: *contraception, addictive behavior.*

Подростки отличаются транзиторной гиперсексуальностью. Если родителями не создан психологический барьер до 10-12-летнего возраста, препятствующий раннему началу половой жизни, то она может начаться уже в подростковом возрасте. Средний возраст начала половой жизни в России – 16,1 года. Таким образом, врачи уже давно поняли, что 15-17 – летние люди должны быть снабжены основными сведениями о контрацепции, заболеваниях, передающихся половым путём, об экстренной контрацепции, опасности абортов, благотворности воздержания. Контрацептивные средства, назначаемые подросткам должны отвечать современным требованиям: высокая эффективность, приемлемость и безопасность. Наиболее приемлемыми и безопасными средствами являются комбинированные оральные контрацептивы (КОК). Они в свою очередь являются не только безвредными, но и полезными, т.к. используются в качестве метода лечения, профилактики и прегравидарной подготовки. Безопасность так же обеспечивается регулярным наблюдением за подростком. Однако, нельзя назвать КОК полностью доступными средствами, т.к. месячная стоимость современного препарата превышает стипендию студента колледжа в 2 раза. Именно дороговизна, а не низкая информированность (как принято считать ранее) заставляет подростков отказываться от надёжных и безопасных КОК. При обследовании (обработка информации массива данных по подросткам велась с помощью СУБД) 820 (100%) пар подростков 16-18 лет выявлено следующее. Несмотря на достаточно высокую информированность о наиболее эффективных средствах контрацепции (КОК) 778 (94,6%) большинство подростковых пар отдают предпочтение малоэффективным способам контрацепции. Так, 560 (68,3%) пар отдавали предпочтение презервативам. Индекс Перля (количество неудач у 100 пар в течение одного года) в этой группе составил 16. Из всех обследованных 94 (11,5%) и 62 (7,6%) использовали прерванный половой акт и препараты типа «Фарматекс» с индексом Перля 31,96 и 1,86 соответственно. Только 104 (12,7%) пар использовали современные противозачаточные таблетки в качестве контрацепции (индекс Перля составил 0). Свой выбор подростки объясняют

низкой доступностью эффективных средств контрацепции и невозможностью скрыть это от родителей. По российскому законодательству подросток с 15 лет имеет право на врачебную тайну и родители не должны проявлять в этом вопросе педагогическое невежество. Возникает вопрос: если подростки не в состоянии обеспечить себя оптимальной контрацепцией, объясняя это недостатком финансов, то они по той же причине не могут злоупотреблять различными веществами. Так из 1640 (100%) подростков обоего пола 16-18 лет 1034 (63%) употребляют алкоголь чаще одного раза в месяц. Более 35% употребляли курительные смеси более одного раза. Этим подросткам свойственен высокий порог нейрофизиологического раздражения. Утомления при перегрузке зрительного и слухового анализатора не наступает. Такие подростки чаще стремятся к быстрому, нефизиологичному движению, стремятся к экстремальным видам спорта. Утомление здесь так же не наступает. В сущности, такие люди в популяции были всегда. Сейчас это стало явлением. Высокий порог возбудимости объясняет и характер ранней половой жизни, и выбор метода контрацепции. Подростковый цинизм и допустимость промискуитета основаны на слабости эмоционального включения и высоком пороге раздражения. При попытке определить мотивировку аддиктивного поведения только 10% тестируемых указали причину «убежать от стресса», а остальные указали варианты ответа типа «стремление к повышению сверхнормального уровня ощущений».

Таким образом, в современном обществе существует целый ряд биологических и социальнопсихологических предпосылок аддиктивного поведения и раннего начала половой жизни подростков. Контрацептивное же поведение современных подростков (на примере учащихся колледжей г. Рязани) не отвечает современным требованиям, что может быть объяснено не столько неинформированностью респондентов, сколько низкой доступностью качественных препаратов, а так же психосоциальными особенностями подростков.

Библиографический список

1. Акушерство: национальное руководство / под ред. Э.К. Айламазяна, В.И. Кулакова, В.Е. Радзинского, Г.М. Савельевой. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 1200 с.
2. Подростковая наркология: Руководство для врачей / И.Н. Пятницкая. – М.: ООО «Медицинское информационное агенство», 2008. – 256 с.

ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ СПОСОБ ВЫРАБОТКИ ВОЛНОВОЙ ЭНЕРГИИ И КОНСТРУКЦИЯ УСТАНОВКИ

К.Р. Беляева

МБОУ «Лицей №145», г. Казань

Научные руководители – Мингазетдинов И.Х., канд. техн. наук, профессор,
Смирнова С.В., канд. техн. наук, доцент

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ

Представленная установка рассчитана на получение электроэнергии без вреда для окружающей среды, путем преобразования энергии волн в электроэнергию.

Ключевые слова: волновая энергия, установка

ECOLOGICAL METHOD OF GENERATING WAVE ENERGY AND THE DESIGN OF THE INSTALLATION

K.R. Belyaeva

MBOU «Lyceum №145» Kazan

Supervisors – Mingazetdinov I.Kh., cand. tech. sciences, Professor
Smirnova S.V., cand. tech. sciences, Associate Professor

Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev - KAI, Kazan

The proposed unit is designed to generate electricity without harm to the environment, by converting wave energy into electricity.

Key words: wave energy, installation

На данный момент трудно представить нашу жизнь без электроэнергии. Электроэнергия используется в сельском хозяйстве, в тяжелой, легкой промышленности, пищевой промышленности и т.д. Темпы потребления электроэнергии лишь растут, и не стоит ожидать спада уровня ее потребления. Именно поэтому человечеству необходимы источники энергии, которые смогут удовлетворить его потребности. Сейчас вопрос обеспечения электроэнергией человечества стоит очень остро.

Почему же нынешние источники энергии не удовлетворят нас? Во-первых, в настоящее время 90% получаемой электроэнергии, получается посредством сжигания углеводородного топлива. Минусы этого способа состоят в том, что при сжигании углеводородного топлива в атмосферу выделяются вредные соединения (СО; СО₂), последствия чего очень печальны (загрязнение окружающей среды, изменение климата и т.д.). Во-вторых, данный вид топлива является исчерпываемым, и стоит только догадываться, на какое время нам хватит нынешних запасов.

Стоит задуматься о поисках новых источников энергии, которые бы имели долгий срок службы и не наносили вред окружающей среде. Сейчас все больше и больше стали развиваться альтернативные источники энергии. Существует несколько видов альтернативных источников энергии. В их число входят источники принципом, которых является преобразование энергии волн в электроэнергию. Таковой и является наша установка.

Устройство работает следующим образом (рис.1): когда установка находится на гребне волны, вода заполняет полностью весь объем корпуса 1. При опускании корпуса 1 вниз, с гребня волны, вода не может вытекать из корпуса 1, т.к. этому препятствуют шторки обратного клапана 9 и вода устремляется в верхнюю часть корпуса, причем, за счет конфузорности, происходит увеличение скорости истечения воды. Эта вода попадает на направляющие лопатки аппарата 2 и воздействует на активные лопатки гидротурбины 3. Гидротурбина 3 начинает вращаться, вращается вал 5 и крутится ротор электрогенератора 7. Вырабатывается электрический ток, который по проводам отводится потребителю. После прохождения гидротурбины 3, поток воды ударяется в отражатель 8 и вытекает вне корпуса 1. Наличие отражателя 8 защищает электрогенератор 7 от попадания воды. При движении корпуса 1 вниз с гребня волны, одновременно с вытеканием воды через верх, происходит заполнение корпуса 1 новой порцией воды через открытые шторки обратного клапана 9. Далее, при подъеме устройства на гребень волны весь цикл повторяется. Работа одного устройства охватывает небольшой участок водного пространства и происходит получение небольшой мощности. Для получения значительной мощности отдельные устройства соединяются в цепи значительной протяженности, и получаемая мощность суммируется пропорционально числу устройств в этой цепи. Соединение отдельных устройств между собой осуществляется соединительным шарнирным штоком 12, который позволяет каждому устройству перемещаться по вертикали, в соответствии с гребнем и впадиной волн. Кроме того, наличие аэродинамического экрана 6 позволяет всей цепи установок занимать оптимальное положение по отношению к фронту волн. Фиксация цепи установок якорями 11 и наличие свободного хода у тросов позволяет автоматически выполнять этот маневр. В результате работы всех устройств в этой цепи, вырабатываемая электрогенераторами электроэнергия передается через общий кабель на берег, для использования потребителям.

Кроме того, единичный модуль может быть использован для обеспечения питания отдаленных бакенов в автономном режиме, без подзарядки.

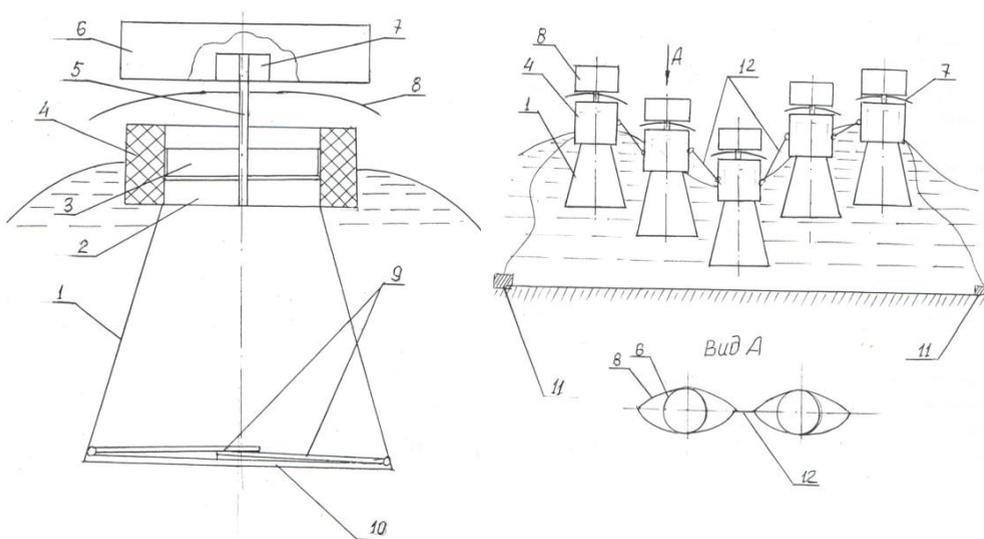


Рис. 1 – Общий вид волновой установки

В отличие от многих известных волновых установок данная установка имеет более высокий КПД, имея КПД на 20-25 % выше КПД прототипа. Также наша установка способна преобразовывать энергию волн небольшой высоты (от 0.5м), что отличает ее от многих известных волновых установок, не способных преобразовывать энергию волн небольшой высоты. Кроме этого, диапазон ее применения расширяется за счет возможности ее использования, как в качестве единичного модуля, так и в качестве объединения нескольких установок в цепи.

Библиографический список

1. Патент РФ №174403, 09.01.2017. Мингазетдинов И.Х., Беляева К.Р., Лисин Р.А., Бурова И.Д., Смирнова С.В. Волновая энергетическая установка. Опубликовано 11.10.2017. Бюл. № 29.

РАЗРАБОТКА НОВОЙ КОНСТРУКЦИИ БОНОВОГО ЗАГРАЖДЕНИЯ ПРИ ЛИКВИДАЦИИ РАЗЛИВОВ НЕФТИ

А.Л. Валиуллин, Н.В. Валиуллина

МБОУ «Лицей №145», г. Казань

Научные руководители - Мингазетдинов И.Х., канд. техн. наук, профессор,
Смирнова С.В., канд. техн. наук, доцент

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ

Предлагаемый проект относится к области охраны окружающей среды и может быть использован для очистки поверхности водоемов от разливов масел и нефтепродуктов. Разработанное устройство отличается наличием протягивающего устройства. Нефть с поверхности водоема собирается в бонны, затем удаляется путем утопления одного из концов.

Ключевые слова: *бонновое заграждение, нефть, устройство для сбора нефти*

DEVELOPMENT OF A NEW CONSTRUCTION OF BONOVER REINFORCEMENT AT THE NEXT DIFFERENCES

A.L. Valiullin, N.V. Valiullina

MBOU «Lyceum №145» Kazan

Supervisors – Mingazetdinov I.Kh., cand. tech. sciences, Professor
Smirnova S.V., cand. tech. sciences, Associate Professor

Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev - KAI, Kazan

The proposed project relates to the environmental protection environment and can be used to clean the surfaces of water from the spills of oil and petroleum products. The developed device is characterized by the presence of a pulling device. The oil from the surface of the water is collected in a bony, then it is removed by the droplet of one of the ends.

Key words: *bonover reinforcement, oil, oil gathering device*

Аварии на нефтедобывающих станциях и танкерах нечасты, но когда это происходит, случается катастрофа, нефть может разлиться на тысячи квадратных километров, уничтожая все живое на своем пути. Проблема загрязнения водоемов нефтепродуктами приобретает в последнее время все большее значение. Одна из главных задач при ликвидации последствий разливов нефтепродуктов заключается в предотвращении растекания нефтяного загрязнения по поверхности водоема на большие акватории.

В качестве стандартной практики для ограждения и ограничения распространения разлитой в море нефти, а также для изменения направления ее

перемещения в сторону от уязвимых природных ресурсов или по направлению к пункту сбора нефти применяют боновые ограждения [2].

Существует широкий ассортимент бонов различных размеров и конструкций из разных материалов для удовлетворения потребностей в различных ситуациях и условиях окружающей среды.

Отдельные секции бона могут быть просты в обращении, но эти преимущества должны быть сопоставлены с неудобством и трудностью надежного скрепления секций. Соединительные узлы прерывают поверхность бона, и поэтому их расположение не должно совпадать с местами наибольшего скопления нефти. Конструкция соединительных узлов должна обеспечивать их легкое скрепление и раскрепление во время развертывания бонового ограждения и при нахождении бона в воде [1].

Предлагаемая полезная модель относится к области охраны окружающей среды и может быть использована для очистки поверхности водоемов от разливов масел и нефтепродуктов.

Поставленная цель достигается тем, что в установке для сбора нефтепродуктов с поверхности водоемов, содержащем боновое ограждение, подтягивающее устройство, узел сжатия противоположных секций бонового ограждения, приемную емкость, боны выполнены в виде вертикальных секций с воздушной емкостью и вентилями в верхней части, имеющими соединительные замки в виде зубчатой насечки в верхней и нижней части, а торец каждой секции имеет парный шарнир и для управления плавучестью секций бонового ограждения электронный блок регулирования вентилями воздушных емкостей, причем парные шарниры расположены на вертикальных полукруглых торцах секций боновых ограждений, а для симметричного соединения противоположных секций ограждения в узле сжатия имеется торцевая соединительная планка с соответствующими шарнирами.

В район водоема с имеющимся загрязнением подходит подтягивающее судно, на котором имеется готовые к работе секции бонового ограждения, в воздушные полости которых закачен воздух, что обеспечивает положительную плавучесть каждой секции. Монтаж всего обвода бонового ограждения начинают с соединительной торцевой планки, к которой начинают крепить секции ограждения, используя парные шарниры. Наличие выпуклых торцов на каждой секции дает возможность каждому из рукавов ограждения раздвигаться и образовывать замкнутый контур вокруг пятна загрязнителя. Завершением образованного контура является соединение рукавов ограждения в узле стыковки, где вращение роликов обеспечивает плотное соединение верхнего и нижнего соединительного замка каждой секции. Далее вспомогательное судно вытягивает из узла стыковки соединенные секции и закрывается планкой. После этого образуется замкнутая конструкция из соединенных между собой секций, оканчивающиеся соединительными торцевыми планками, и вся конструкция имеет положительную плавучесть. В

полости этой конструкции находится вода, над которой слой нефти и других загрязнителей. Эту плавучую конструкцию можно или транспортировать в другое место, где находится емкость сбора загрязнителей или можно осуществлять непосредственно перекачку в емкость, если она находится на вспомогательном судне. Для перекачки загрязнителя блоком управления открывают клапана воздушных вентилях соединительной торцевой планки и нескольких примыкающих секций. За счет действия пружины заслонка в торцевых бонах открывается, плавучесть ее и нескольких примыкающих секций уменьшается и этот конец конструкция тонет. Вся конструкция оказывается под углом к емкости сбора. После этого нефть и масла, находящиеся в верхней части конструкции, под давлением поступающей воды перекачиваются в емкость сбора.

Использование предложенной установки позволяет надежно и рационально собрать разливы нефти и масел с поверхности водоемов, обеспечивая автоматическим регулированием плавучести бонов и перекачкой загрязнителей в резервуар.

На разработанную установку подана заявка на выдачу патента на полезную модель в Федеральную службу по интеллектуальной собственности (рег.№ 2016152753 от 30.12.2016 г., авторы Мингазетдинов И.Х., Валиуллин А.Л., Валиуллина Н.В.). Проект находится в стадии научно-исследовательской работы. Частично разработана конструкторская документация и проведены технико-экономические расчеты.

Библиографический список

1. А.С. Тимонин. Инженерно-экологический справочник. Калуга: Изд-во Н. Бочкаревой, 2003. — 2825 с.
2. Применение боновых заграждений при ликвидации разливов нефти. Технический информационный документ *ИТОРФ*. №3, 2011г.

УДК 615.47

МОБИЛЬНАЯ ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ СНЕГОПЛАВИЛЬНАЯ УСТАНОВКА

К.А. Потапов

Научный руководитель – Смирнова С.В., к.т.н., доцент

Казанский национальный исследовательский технический университет

им. А.Н. Туполева – КАИ, МБОУ «Лицей №145», г. Казань

В статье рассматривается проблема утилизации снега и его загрязнения. Описывается принцип работы предложенного нами технологического решения, его преимущества и пути дальнейшего развития проекта.

Ключевые слова: снег, утилизация, загрязнение, очистка.

MOBILE ECOLOGICAL SNOW-FUELING INSTALLATION

K.A. Potapov

Supervisor - Smirnova S.V., Ph.D., Associate Professor

Kazan National Research Technical University

them. A.N. Tupolev - KAI, MBOU «Lyceum №145», Kazan

The article deals with the problem of utilization of snow and its pollution. The principle of operation of the proposed technological solution, its advantages and ways of further development of the project is described.

Key words: *snow, utilization, pollution, cleaning.*

На данный момент в России в основном применяются три метода утилизации снега: снегоперерабатывающие станции, плавильные установки, складирование. Перечисленные методы не имеют каких-либо методов очистки от внешних загрязнителей, которые скапливаются в снежных массах. Однако, в пробах снега, взятого со снежных свалок г. Казани, было выявлено превышение ПДК по содержанию металлов, органических соединений, цианидов и т.п. Особое место в списке загрязнителей занимают нефтепродукты, кратность превышения ПДК которых достигало в некоторых пробах 8186 раз [2]. Особую опасность представляют снежные свалки, при их таянии происходит серьёзное загрязнение почвы, сравнимое с залповым выбросом сточных вод [1].

Данный проект рассчитан на создание новой плавильной установки, которая будет отличаться от существующих аналогов повышенной мобильностью, малым весом и габаритами, производением очистки снега. Задачи данной работы: анализ методов физико-химической очистки, разработка структурной схемы установки, патентный поиск, защита интеллектуальной собственности, создание конструкторских документов, изготовление опытного образца и его испытание, доработка и оптимизация установки.

Во время разработки была разработана схема очистки снежных масс, состоящая из плавильной части, очистки от крупных примесей, механической и физико-химической очистки, далее идёт вывод очищенной воды и сбор концентрата загрязнителя, который может быть переработан на полигонах ТБО. Причём предусматривается возможность использования получаемой воды в технических целях. Непосредственно установка состоит из плавильной камеры, двухступенчатого гидроциклона-окислителя, блока электронного управления и резервуаров для жидкостей и окислителя, колёсного шасси.

Работает установка следующим образом: снег поступает в плавильную камеру и проходит через металлическую решётку для очистки от крупного мусора. Далее, если необходимости в очистке расплавленного снега нет, то полученная жидкость скапливается в специальном резервуаре, а её излишки

сливаются в канализацию. В том случае, если очистка необходима, то жидкость через гидронасос поступает в гидроциклон, который осуществляет физическую и физико-химическую очистку. Работа двухступенчатого гидроциклона-окислителя подробнее представлена в описании в патенте на полезную модель [3].

В гидроциклоне, благодаря тангенциальному подводу, жидкость приобретает вращательное движение, и взвешенные частицы под действием центробежной силы отбрасываются, а остальная часть частиц задерживается в фильтре. Далее жидкость, изменяя своё направление, попадает в барботажное устройство, подающее воздушно-озоновую смесь, как окислитель. В этот момент осуществляется одновременное окисление и флотация загрязнителей. Во время окисления, углеводороды распадаются до углекислого газа и воды, цианиды теряют свою токсичность. Образующая процессом флотации пена выходит через особый штуцер, а вода проходит через завихрители и попадает во вторичную полость, где окончательно очищается от взвешенных частиц. Концентрат загрязнителя и очищенная вода, пригодная для использования в технических целях, попадает в резервуары. Управление клапанами, гидронасосом, плавильным элементом, а также выбор режима работы установки осуществляется панелью управления. Помимо того на панель поступает информация от датчиков уровня, находящихся во всех резервуарах.

Таким образом, в предложенной установке производится плавление и механическая очистка снега, двухступенчатое центробежное разделение взвешенных частиц в воде, фильтрование и окислительное разложение нефтепродуктов, цианидов, сероводорода, что повышает качество очистки и увеличивает производительность процесса и позволяет использовать воду вторично [4].

Предложенный гидроциклон может использоваться не только в рамках установки для очистки снегового покрова, но и в других сферах. Например, для очистки рабочих жидкостей на производствах и т.п.

Использовать данную установку могут владельцы земельных участков личного пользования; частные компании, обладающие придомовой территорией, тротуарами и дорогами; жилищно-коммунальные организации; предприятия, производящие выбросы продуктов производства в окружающую среду. Особенно полезна установка будет для малых организации и землевладельцев, чья территория заваливается снегом, поскольку затраты на аренду крупной уборочной техники, вывоз снега и его складирование достаточно большие. Например, полная уборка 8 м^3 снега за 2 часа в Казани составит 5170 рублей.

Новизной проекта является сочетание в установке мобильности и возможности производства комплексной физико-химической очистки. Конструкторская новизна проекта подтверждается патентом на полезную модель [3].

Библиографический список

1. Журнал «Безопасность жизнедеятельности», №7, 2005, г. Казань
2. Доклад «О состоянии природных ресурсов и охраны окружающей среды Республики Татарстан в 2005-2014 годах», 2006-2015, г. Казань.
3. Двухступенчатый гидроциклон – окислитель. Потапов К.А., Смирнова С.В., Мингазетдинов И.Х. Патент №165646. Оpubл. 27.10.2016 г. Бюл. №30.
4. Потапов К.А., Смирнова С.В. Разработка мобильной экологической установки для очистки от снегового покрова //Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы (БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2016). XXIX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов. Материалы конференции. Рязань. С. 148-150.

УДК 658.386

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ПЕРЕРАБОТКИ ОТХОДОВ ПРОИЗВОДСТВА

С.Ю. Серов

МБОУ «Лицей №145», г. Казань

Научные руководители - Мингазетдинов И.Х., канд. техн. наук, профессор,

Смирнова С.В., канд. техн. наук, доцент

Казанский национальный исследовательский технический университет

им. А.Н. Туполева – КАИ

В работе раскрывается проблема утилизации строительных отходов и предложено, а также рассмотрен принцип работы устройства для измельчения и дробления различных материалов при переработке и утилизации отходов производства.

Ключевые слова: *отходы производства, утилизация, дробильная установка*

ENGINEERING CALCULATION OF COMBINED DEVICE FOR WASTEWATER TREATMENT

S.Y. Serov

MBOU «Lyceum №145» Kazan

Supervisors – Mingazetdinov I.Kh., cand. tech. sciences, Professor

Smirnova S.V., cand. tech. sciences, Associate Professor

Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev - KAI, Kazan

The paper reveals the problem of recycling of construction waste and proposed, as well as the working principle of the device for grinding and crushing various materials during processing and recycling of production wastes.

Key words: *waste products, recycling, crushing plant*

Проблема утилизации строительных отходов остро стоит во всем цивилизованном мире, в том числе и в России. Ежегодно в нашей стране образуется 15-17 млн. тонн строительных отходов. Перед каждым предприятием, ведущим строительную деятельность, встает вопрос, как избавляться от строительных отходов. Большинство компаний вывозят мусор на полигоны, что приводит к загрязнению почвы и окружающей среды. В случае вывоза мусора, теряются ресурсы, которые в случае переработки можно было использовать повторно, а также требуется наличие территории.

К сожалению, в современном мире, особенно в нашей стране, на переработку отправляется незначительная часть отходов. Основной причиной такого положения дел, является игнорирование экологических проблем большинством людей. Если человеческое общество будет продолжать так относиться к природе, то оно рискует быть погребено под горами мусора, и одумается слишком поздно.

В некоторых европейских странах чтобы стимулировать компании перерабатывать строительный мусор, ввели большой штраф, значительно превышающий стоимость утилизации отходов.

Для переработки отходов, необходимо их предварительное измельчение, для этого используются дробилки. В случае необходимости строительные отходы можно перерабатывать прямо на месте их появления. Для этого были созданы передвижные дробилки. Существуют различные типы дробильных установок: щековые, конусные, роторные, валковые, центробежные, молотковые и другие. Все дробилки основаны на одном или нескольких способах измельчения: стесненный удар, свободный удар, раздавливание, истирание, раскалывание, резание.

Таким образом, в зависимости от вида перерабатываемых материалов, их структуры, прочностных свойств и габаритов, необходимо обоснованно выбирать метод и агрегат для измельчения различных промышленных отходов.

Нами предложено устройство (получен патент №173415) [1], которое позволяет регулировать размеры приемного бункера, что позволяет расширить диапазон измельчаемого материала.

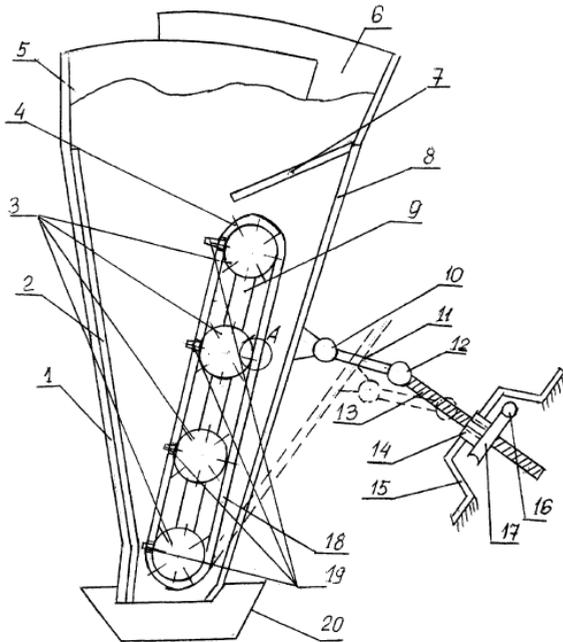


Рис. 1 – Общий вид дробилки.

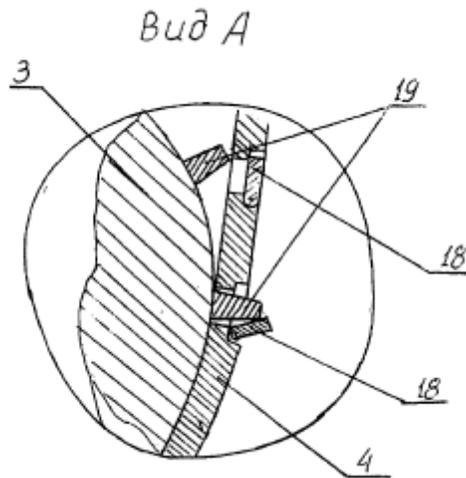


Рис.2 – Трак с клапанами и зубчатый валок.

Устройство работает следующим образом (рис.1 и рис.2): исходный продукт, подлежащий дроблению, подается в загрузочный бункер (5). Включается электродвигатель и через редуктор (не показаны) начинает вращаться ведущий валок (самый нижний) (3), вследствие чего начинает перемещаться трак (4) и остальные зубчатые валки. Измельчаемый материал поступает в пространство между футеровочной плитой (2) и траком (4). Зубья (19) начинают затягивать куски материала и дробить их. По мере продвижения

материала вниз как за счет сил гравитации, так и вращения валков с зубьями, их размеры уменьшаются, достигая у нижнего валка наименьшего значения, и измельченный материал сыпется в сборный бункер (20). Наличие отражателя (7) препятствует попаданию исходного материала в пространство между подвижной стенкой корпуса и траком (4). Наличие клапана с пружиной (18) на каждом отверстии трака (4) исключает попадание дробленого материала в пространство между валками (3) и траком (4), так как при выходе зубьев (19) из отверстий клапаны (18) закрываются. При изменении размеров исходного сырья, загрузочный бункер (5) можно увеличить, раздвигая подвижную стенку корпуса (8) вместе с кронштейном (9), валками (3) и траком (4). Для этого вращением червяка (16) приходит во вращение червячное колесо (17), при этом гайка (14), вращаясь в корпусе (15), перемещает винт (13) и это движение через шарнирно-плоскостную муфту (12) передается на рычаг (11) и через шарнир (10) перемещает подвижную стенку корпуса (8). При этом одновременно разворачиваются жалюзи (6) и загрузочный бункер (5) увеличивается.

Комбинированная зубчатая дробилка относится к устройствам для измельчения и дробления различных материалов при переработке и утилизации отходов производства, и может быть использована в горнодобывающей, перерабатывающей промышленности, в отраслях переработки отходов [1].

Библиографический список

1. Патент РФ № 173415, от 10.03.2017. Мингазетдинов И.Х., Серов С.Ю., Лисин Р.А., Смирнова С.В., Бурова И.Д. Комбинированная зубчатая дробилка. Опубликовано 28.08.2017. Бюл. № 25.

УДК 615.47

ИНЖЕНЕРНЫЙ РАСЧЕТ КОМБИНИРОВАННОГО УСТРОЙСТВА ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД

С.И. Чорная

МБОУ «Лицей №145», г. Казань

Научные руководители – Мингазетдинов И.Х., канд. техн. наук, профессор,
Смирнова С.В., канд. техн. наук, доцент

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ

Для отчистки сточных вод сложного состава предложено комбинированное устройство отчистки, сочетающее механическую центробежную сепарацию с сорбционным поглощением, при непрерывной регенерации сорбента.

Ключевые слова: *очистка сточных вод, центробежно-сорбционный сепаратор.*

ENGINEERING CALCULATION OF COMBINED DEVICE FOR WASTEWATER TREATMENT

S.I. Chornaya

MBOU «Lyceum №145» Kazan

Supervisors – Mingazetdinov I.Kh., cand. tech. sciences, Professor

Smirnova S.V., cand. tech. sciences, Associate Professor

Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev - KAI, Kazan

The proposed solution can be used in machine-building, instrument-making, power industry, combines two processes: separation and sorption (or ion exchange). That is, the first device cleans waste water from mechanical impurities (slurries), and then the water entering the movable chamber is cleaned by sorbent media (or ion exchanger).

Key words: wastewater treatment, centrifugal-sorption separator.

В современном мире особенно остро встала проблема экологии нашей планеты. Загрязнение гидросферы сточными водами с промышленных предприятий является одной из важнейших экологических проблем.

Путей решения, связанных с организацией замкнутых оборотных систем водоснабжения может быть несколько: снижение водопотребления, организация малоотходных и безотходных технических процессов, совершенствование методов очистки сточных вод.

Из наиболее встречаемых недостатков существующих на сегодняшний день устройств для очистки сточных вод можно выделить габаритность, неполноценную очистку и, как следствие, большие затраты энергии и в обслуживании. Предлагаемое решение – наш аппарат центробежно-сорбционный сепаратор [1], который может быть использован в машиностроительной, приборостроительной, энергетической отраслях промышленности.

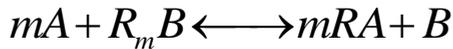
Расчет параметров сепаратора заключается в следующем. Исходная сточная вода, загрязненная взвешенными и растворенными загрязнителями, через патрубок подвода очищаемой воды поступает в спиральный корпус. При движении жидкости по спиральному каналу в нем возникает центробежная сила [2]:

$$F_{ц.б.} = \frac{mv^2}{r}$$

В связи с тем, что радиус закрутки потока по мере продвижения по спиральному каналу уменьшается, то центробежная сила возрастает, и к стенке канала отбрасываются средние и мелкие частицы, которые удаляются через прорези, расположенные на нижних витках спирального корпуса. Движение шлама описывается закономерностями движения неньютоновских жидкостей:

$$\tau = -\mu_{\kappa} \frac{\partial w}{\partial n}$$

По мере движения жидкости слой шлама у стенки утолщается и, дойдя до отражателей, отводятся через прорезы, через кожухи попадают в камеру отвода шлама и удаляются через патрубок отвода жидкости. Очищенная от взвешенных частиц жидкость через патрубок попадает в козырьки, начинает проливаться через насыпной слой сорбента (или ионита). В качестве сорбентов применяют различные искусственные и пористые природные материалы: золу, кокосовую мелочь, торф, активные глины и др. Ионитами могут быть как природные вещества, так и синтетические, однако наибольшее значение для очистки сточных вод в настоящее время имеют синтетические иониты, к которым относят ионообменные смолы. Реакция ионного обмена в общем виде:



Сорбент (или ионит) за счет физических или химических процессов извлекает из воды растворенные загрязняющие вещества, и очищенная вода через воронку и патрубок поступает потребителю. Для регенерации сорбент перемещается вместе с подвижной камерой специальным приводом (не показан) в зону патрубка подвода регенерирующего состава. После регенерации слой сорбента вновь перемещается вместе с камерой в зону подачи жидкости из патрубка. Процесс очистки и регенерации можно осуществлять непрерывно, подбирая скорость перемещения камеры.

Также, в зависимости от вида и концентрации взвешенных веществ, производят регулирование расположения прорезей по длине спирального канала. Толщина слоя пленки рассчитывается по формуле:

$$\delta_{cp} = 0,13 * \delta_{прив} * Re_{жс}^{0,6},$$

где $\delta_{прив}$ - толщина слоя пленки шлама, зависящая от кинематического коэффициента вязкости пленки шлама, рассчитывается экспериментально; $Re_{жс}$ - малые числа Рейнольдса.

Так как с одной стороны, нам выгодно увеличивать скорость потока, так как при этом возрастет его центробежная сила, но с другой, с увеличением скорости возрастают путевые потери по длине трубы. Эти потери вычисляются по формуле Вейсбаха-Дарси. Кроме путевых потерь будут и местные потери, связанные с распределением потока при разделении потоков в отводных окнах.

Суммируя общие путевые потери и местные потери, можно выбирать необходимую мощность насоса и электропривода.

Центробежно-сорбционный сепаратор может быть использован в машиностроительной, приборостроительной и энергетической отраслях промышленности.

На сегодняшний день получен патент на полезную модель [3].

Библиографический список

1. Чорная С.И., Мингазетдинов И.Х., Смирнова С.В. Разработка центробежно-сорбционного сепаратора для очистки сточных вод //Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы (БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2016). XXIX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов. Материалы конференции. Рязань. С. 150-153.
2. Очистка производственных сточных вод. Учебное пособие для студентов вузов./ С.В. Яковлев, Я.А. Карелин, Ю.М. Ласков, Ю.В. Воронов/ Москва –Стройиздат.
3. Центробежно-сорбционный сепаратор; И.Х. Мингазетдинов, Бурова И.Д., Смирнова С.В., Чорная С.И. Патент на полезную модель №158792.Опубл. 20.01.2016 г. №2.

УДК 6.60.601

К ВОПРОСУ О ВЛИЯНИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ АНТРОПОГЕННОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ НА ЖИВЫЕ ОРГАНИЗМЫ

Н.А. Сенина, В.В. Клименко

Рязанский государственный радиотехнический университет, Рязань

В статье рассматриваются вопросы о влиянии электрических полей на живые организмы. Особое внимание уделено вопросам влияния неионизирующего излучения.

Ключевые слова: *электромагнитное загрязнение, неионизирующее излучение, электромагнитная сверхчувствительность.*

TO THE QUESTION ABOUT THE INFLUENCE OF ELECTRIC FIELDS OF ANTHROPOGENIC ORIGIN ON LIVING ORGANISMS

N. Senina, V. Klimenko

Ryazan state radioengineering university, Ryazan

The article discusses the influence of electric fields on living organisms. Particular attention is paid to the effects of non-ionizing radiation.

Key words: *electromagnetic pollution, non-ionizing radiation, electromagnetic supersensitivity.*

Высокий уровень развития цивилизации как в техническом так и в бытовом плане позволил человечеству шагнуть далеко вперед в сторону разработок и научных открытий в самых разнообразных областях науки и жизни. Колоссальное количество открытий и достижений проникло в жизнь каждого человека: ежедневно мы живем в благоустроенных жилищах, пользуемся многочисленными электроприборами, средствами передвижения, не говоря уже о разработках наноматериалов, робототехники и много-много другого, что в ближайшее время станет для каждого из нас обыденностью. На фоне казалось бы открывшейся перспективы беззаботной жизни остро встает вопрос о ее длительности и качестве. Не для кого не секрет, что антропогенное воздействие на окружающую среду привело за собой такую категорию, как экзогенные заболевания, то есть болезни, появление и развитие которых связано с изменениями во внешней среде. В частности, к факторам, приводящим к экзогенным антропогенным заболеваниям, относятся так же и искусственно созданные источники неионизирующего излучения, приводящие к генетическим дефектам и терратогенезу в патогенезе генетических заболеваний.

Результатом высокой урбанизации так же является вопрос и об электромагнитном загрязнении — загрязнении радиоспектра (распространение радиоволн вне выделенных для них диапазонов или с превышением разрешенного уровня). Нельзя не упомянуть и о гипотетически вредном воздействии электрических полей на организм человека, которое иногда называют электросмогом, приписывая, в частности, вредные свойства низкочастотным и сверхнизкочастотным излучениям (менее 300 Гц). Все чаще встречаются случаи электромагнитной сверхчувствительности — нарушение здоровья человека, проявляющееся в физических или психологических симптомах, вызванных или усугубляемых электромагнитными полями искусственного или естественного происхождения. Все это еще не полный спектр проблем, связанных с неконтролируемым воздействием электрических полей на окружающую среду и живые организмы. Уже сейчас важно не только обратить пристальное внимание в сторону изучения механизмов воздействия и влияния электрических полей на живые организмы, но и внедрить разработку программ по коррекции и исправлению основных направлений использования достижений в области науки и техники.

Рассмотрим более подробно влияние неионизирующего излучения на живые организмы. К неионизирующим излучениям относят электромагнитные излучения различной частоты, не вызывающие ионизацию атомов и молекул вещества. По некоторым данным данное излучение является одним из самых мощных экологических факторов, действующих на человека в современном обществе, так как связано со следующими обстоятельствами:

- в силу развития цивилизации, повышения благосостояния населения, интенсивность электромагнитного излучения увеличивается в 10 раз каждые 15

лет;

- неионизирующие излучения действуют на все слои общества, включая новорожденных детей, беременных женщин, стариков и больных людей;
- электромагнитное воздействие имеет непрерывный характер, т. е. действует на человека фактически круглосуточно.

Отдельно хочется отметить, что основным свойством всех волн, независимо от их природы, является перенос энергии без переноса вещества. Электромагнитные волны также переносят энергию, тем большую, чем больше их частота. Энергия электромагнитных волн воздействует на организм человека.

Таким образом, на биологическую реакцию влияют следующие параметры ЭМП:

- частота излучения;
- интенсивность ЭМП;
- продолжительность излучения;
- модуляция (изменение амплитуды, частоты или фазы колебаний) сигнала;
- периодичность действия;
- сочетание частот ЭМП.

Экспериментальные данные как отечественных, так и зарубежных исследователей свидетельствуют о высокой биологической активности электромагнитных полей во всех частотных диапазонах. При относительно низком уровне электромагнитного поля (к примеру, для радиочастот выше 300 МГц это менее 1 мВт/см²) принято говорить о нетепловом или информационном характере воздействия на организм. Механизмы действия электромагнитного поля в этом случае еще мало изучены.

Тем не менее, с 1996 года всемирная организация здравоохранения ведет исследовательский проект International EMF Project, в рамках которого изучается воздействие электромагнитных излучений на здоровье человека. По результатам 25 тысяч научных статей, опубликованных за 30-летний период, ВОЗ заключает: «Существующие доказательства не подтверждают существование каких-либо последствий для здоровья от воздействия электромагнитных полей низкой мощности» и «Нет никаких научных доказательств для того, чтобы утверждать, что симптомы, вызываемые электромагнитной сверхчувствительностью, фактически вызваны электромагнитными полями, а не являются симптомами других невротических состояний».

Не смотря на официальную позицию ВОЗ, по мнению шведского правительства, около 3,1% населения Швеции (порядка 200 тыс. человек), страдает от электромагнитной сверхчувствительности. В Швейцарии о наличии электромагнитной чувствительности заявили 5% опрошенных, в Великобритании — 4%.

Таким образом, поиск методов и способов организации изучения влияния электрических полей антропогенного происхождения на живые организмы это одна из первоочередных задач, которая стоит перед обществом и наукой. Сложность поиска способов изучения данного вопроса требует применения высокотехнологичных приемов и методов. На наш взгляд, оптимальным решением в этом случае могло быть использование в качестве биологической модели клонов тутового шелкопряда, обеспечивая тем самым достоверность результатов за счет постоянства и неизменности объекта исследования.

Библиографический список

1. Клименко В. В. Тутовый шелкопряд *Bombyx mori* L. В кн.: Объекты биологии развития. М.: Наука. 1975. С. 173-187.
2. Павлов А. Н. Воздействие электромагнитных излучений на жизнедеятельность. – М.: ГЕЛИОС, 2003. – 224 с.

УДК 628.9.041

ПРОБЛЕМЫ И ОСОБЕННОСТИ ИСПЫТАНИЙ НА СТАРЕНИЕ СВЕТОДИОДНЫХ ОСВЕТИТЕЛЬНЫХ ПРИБОРОВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

В.А. Данилко, В.И. Жулев

Научный руководитель – Жулев В.И., д.т.н., профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данной работе рассмотрен процесс старения в светодиодных осветительных приборах медицинского назначения, а также проблемы и особенности их испытаний на старение.

***Ключевые слова:** старение осветительных приборов, испытания на старение, осветительные приборы медицинского назначения, медицинские светильники, светодиодные осветительные приборы.*

PROBLEMS AND FEATURES OF MEDICAL LED LAMP's LIFETIME TESTING

V.A. Danilco, V.I. Zhulev

Scientific supervisor – Zhulev V.I., Doctor of Technical Sciences, Professor
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In this paper, the aging process in medical LED lamps and problems and features of their lifetime testing, are considered.

***Key words:** aging of lighting devices, lifetime tests, medical LED lamps, medical lamps, LED lamps.*

В современном мире каждому известно, что работа хирурга необычайно сложна и чаще всего требует ювелирной точности. На качестве работы персонала в операционной сказываются различные факторы, далеко не последним из которых выступает освещение.

Очень многое зависит от того, какие осветительные приборы используются. Довольно важную роль играют их спектральные и светотехнические характеристики. К примеру, необходимо, чтобы осветительный прибор обеспечивал отсутствие отбрасывания тени от хирургического инструмента и рук медицинского персонала. Кроме того довольно важны близость излучаемого спектра естественному, то есть значение индекса цветопередачи, и малый коэффициент пульсаций. Указанные факторы могут влиять на усталость хирурга при проведении операции.

Таким образом, значения параметров осветительных приборов медицинского назначения играют значительную роль в течение всего срока эксплуатации. Однако они, как и прочие осветительные приборы, подвергаются процессу старения, который оказывает влияние как на их срок эксплуатации, так и на большинство характеристик.

Данный процесс протекает во всех конструктивных элементах осветительного прибора. Тем не менее, на значениях указанных выше параметров главным образом сказывается старение светодиодного модуля и управляющей электроники. К примеру, с течением времени в силу физико-химических процессов происходящих в кристалле светодиодов, интенсивность их излучение снижается, а цветовая температура может увеличиваться или снижаться. В результате увеличения цветовой температуры светодиоды могут начать отливать синим светом, что неблагоприятно скажется на работе медицинского персонала.

Указанные изменения в цветовой температуре светодиодов, а также иные изменения и отказы могут быть обусловлены целым рядом процессов деградации в светодиоде в период эксплуатации осветительного прибора.

В первую очередь имеет место деградация кристалла светодиода, которая может быть вызвана возникновением дефектов в кристаллической решетке и проникновением в кристалл атомов металлов, из которых сделаны электроды. Данные процессы приводят к возникновению утечек потребляемой энергии и генерации светодиодом тепла без излучения, в результате чего происходит снижение светового потока.

Помимо деградации кристалла в светодиоде может иметь место деградация люминофора, которая может быть связана с изменением валентности активаторов либо с деградацией кристаллической решетки. В последнем случае происходит диффузия атомов через материал, вследствие чего они вступают в химическую реакцию с окружающей средой. Указанные процессы могут привести к необратимому снижению квантового выхода люминесценции и изменению спектральных характеристик светодиода.

В то же время может иметь место деградация первичной оптики светодиодов, что приводит к снижению световой эффективности светодиодного осветительного прибора.

Также на старение светодиода и его срок службы влияет управляющая электроника осветительного прибора. В случае выхода из строя некоторых его элементов может быть увеличена подача тока (напряжения) на светодиод, что приведет к деградации его элементов с описанными ранее последствиями.

В процессе эксплуатации осветительного прибора могут возникнуть различные повреждения его корпуса, в данном случае на дальнейшую работоспособность управляющей электроники в значительной мере влияет его степень пыле- и влагозащищенности IP.

Кроме того, в процессе эксплуатации имеет место деградация и выход из строя элементов управляющей электроники, поэтому значительную роль играют марка и тип элементов, а также то, как они организованы на схеме устройства. Отметим, что среди слабых мест светодиодных осветительных приборов производители выделяют электролитические конденсаторы, так как их деградация не редко становится причиной отказов.

Таким образом, для снижения влияния процесса старения на параметры осветительных приборов медицинского назначения необходимо достаточное техническое совершенство их конструктивного исполнения и качество производства. Одним из видов испытаний способствующих этому являются испытания на старение, которые включают в себя и ресурсные испытания.

В нашей стране указанный вид испытаний регламентируется такими нормативными документами как ГОСТ Р МЭК 60598-1-2011, ГОСТ Р 56231-2014, ГОСТ Р 54350-2015. [4,3,1] Однако стоит заметить, что согласно данной методике испытания на ресурс проводятся только для осветительных приборов, на светодиодные модули которых не распространяется ГОСТ Р 56230-2014. [2] Таким образом, для светодиодных осветительных приборов с «белыми» модулями не учтена надежность всего устройства во взаимодействии его компонентов.

Еще одним недостатком отечественной нормативной базы является отсутствие рекомендаций по экстраполяции данных относительно величины светового потока по полученным результатам испытаний. Также к недостаткам приведенной в нормативных документах методике стоит отнести значительную продолжительность процесса испытаний и привлечение большого числа испытательного и измерительного оборудования, что затрудняет организацию иных видов испытаний в лабораториях.

Таким образом, имеет место необходимость разработки новой более совершенной методики испытаний на старение и информационно-измерительной системы, объединяющей в себе все необходимые конструктивные элементы для проведения испытаний и измерений, связанных с ними, а также представляющей собой целостный информационно-

измерительный прибор. При проведении данных разработок следует учесть опыт иных стран, в том числе США, так как там ведутся работы в данной области.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 54350-2015. Приборы осветительные. Светотехнические требования и методы испытаний. – Взамен ГОСТ Р 54350-2011; введ. 01.01.2016. – Москва: Стандартинформ, 2015. – 41 с.
2. ГОСТ Р 56230-2014/IEC/PAS 62717:2011. Модули светодиодные для общего освещения. Эксплуатационные требования. – Введен впервые; введ. 1.07.2015. – Москва: Стандартинформ, 2015. – 32 с.
3. ГОСТ Р 56231-2014/IEC/PAS 62722-2-1:2011 Светильники. Часть 2-1. Частные требования к характеристикам светильников со светодиодными источниками света. – Введен впервые; введ. 1.07.2015. – Москва: Стандартинформ, 2015. – 13 с.
4. ГОСТ Р МЭК 60598-1-2011. Светильники. Часть 1. Общие требования и методы испытаний. – Взамен ГОСТ Р МЭК 60598-1-2003; введ. 28.09.2011. – Москва: Стандартинформ, 2014. – 144 с.
5. Данилко В.А. Проблемы и особенности контроля фотометрических параметров светодиодных светильников / В.А. Данилко // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2016: сб.тр. междунар. науч.-техн. и науч.-метод. конф.: в 4 т. Т.1. – Рязань: РГРТУ, 2016. – с. 187-190.

УДК 621.317.42

ОПИСАНИЕ ПЕРЕМЕННОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ ПРИ РЕАЛИЗАЦИИ СПОСОБА МАГНИТОИНДУКЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ФЕРРОМАГНИТНЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ ВНУТРИ БИООБЪЕКТОВ

А.А. Жильников¹, Т.А. Жильников², В.И. Жулев¹

¹Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

²Академия ФСИН России, г. Рязань

В статье при реализации способа магнитоиндукционного исследования обоснована возможность использования квазистационарной модели переменного магнитного поля, допускающей описание уравнениями статического поля, и учтены ограничения, требующее отсутствия «скин-эффекта», при работе на частотах, не превышающих 50 Гц.

Ключевые слова: магнитоиндукционное исследование, ферромагнитные включения, квазистационарная модель переменного магнитного поля, скин-эффект.

**THE DESCRIPTION OF THE VARIABLE MAGNETIC FIELD
IN THE IMPLEMENTATION OF MAGNETIC INDUCTION METHOD
RESEARCH OF FERROMAGNETIC INCLUSIONS INSIDE BIOOBJECTS**

A.A. Zhilnikov¹, T.A. Zhilnikov², V.I. Zhulev¹

¹ Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

² Russian Academy of Federal Penitentiary Service, Ryazan

In the article, when magnetoinductive method implementing, the possibility of using a quasistationary model for a magnetic field permitting of the variable magnetic component description by the equations of a static field is substantiated, and limitations that require no "skin-effect" are taken into account when operating at frequencies not exceeding 50 Hz.

Key words: *magnetic induction research, ferromagnetic inclusions, qua-sistationary model of a variable magnetic field, skin-effect.*

Применительно к разработке и математическому моделированию оригинального способа магнитоиндукционного исследования ферромагнитных включений внутри биообъектов [1], на основании изложенных в [2], общих принципов, лежащих в основе практически всех известных способов магнитного неразрушающего контроля и бесконтактного измерения магнитных свойств материалов, выявлено следующее. Изначально создается некоторое образцовое воздействие в виде магнитного поля (МП) с известными амплитудно-частотными и пространственными параметрами (однородность), в которое помещается исследуемый биообъект. Далее по изменению магнитного потока поля, вызванного присутствием биообъекта, судят о пространственном расположении ферромагнитных включений внутри него в местах недоступных для механического проникновения. Причем, если биообъект не содержит источников МП, то его присутствие в образцовом МП приводит только к перераспределению плотности магнитного потока (индукции).

Согласно [3,4] характер переменных МП в материальных средах существенно зависит от рода этих сред и от порядка величины частоты поля ν . Задачами, проводимого исследования, определены явления, происходящие в достаточно массивных ферромагнитных включениях, помещенных во внешнее переменное МП. При этом оговорено, что скорость изменения поля не слишком велика, будучи ограничена рядом условий. Во-первых, прежде всего, считается, что длина волны поля $\lambda \sim c/2\pi\nu$, соответствующая (в пустоте или диэлектрической среде, окружающий проводник) частоте поля ν , велика по сравнению с размерами объекта S_m , т.е. $2\pi\nu \ll c/S_m$, где c – скорость света, тогда распределение МП вне ферромагнитных включений в каждый момент времени допускается описывать уравнениями статического поля $div \bar{B} = 0$ и $rot \bar{H} = 0$, где \bar{B} и \bar{H} , соответственно индукция и

напряженность МП. Во-вторых, пренебрегается всеми эффектами, связанными с конечностью скорости распространения магнитных возмущений, при этом, такое пренебрежение возможно лишь на не слишком больших (малых по сравнению с λ) расстояниях от объекта (для целей определения поля внутри него). Модель МП и токов, удовлетворяющую этим условиям, является квазистационарной [3].

МП проникает вглубь проводника на расстояние порядка величины:

$$\delta \sim \sqrt{\frac{c^2}{\sigma\nu}},$$

где σ – электрическая проводимость включения.

Основополагающий принцип, предложенного способа, схож с принципом основного закона гидростатики в части измерения изменения (или точнее перераспределения) количества материи МП внутри некоторого четко фиксированного, ограниченного объема и отличается тем, что наличие «внесенного тела» – объекта наоборот привлекает (или вовлекает) магнитную материю внутрь объема. Важно отметить, что, в целом, в пространстве магнитной материи не становится больше или меньше, она просто перераспределяется. Причем, такое перераспределение значительно в самом объекте и расстояниях приближенных к его границам. Однако, при удалении от этих границ, влияние, связанное с присутствием ферромагнитных включений, достаточно быстро спадает и, как следствие, перераспределение становится крайне незначительным.

На приведенном рисунке из [4] в однородное поле вектора магнитной напряженности \overline{H}_o , изображенное на рисунке (а), вносится ферромагнитная круглая пластинка, изображенная на рисунке (б), вызывающая перераспределение МП индукции.

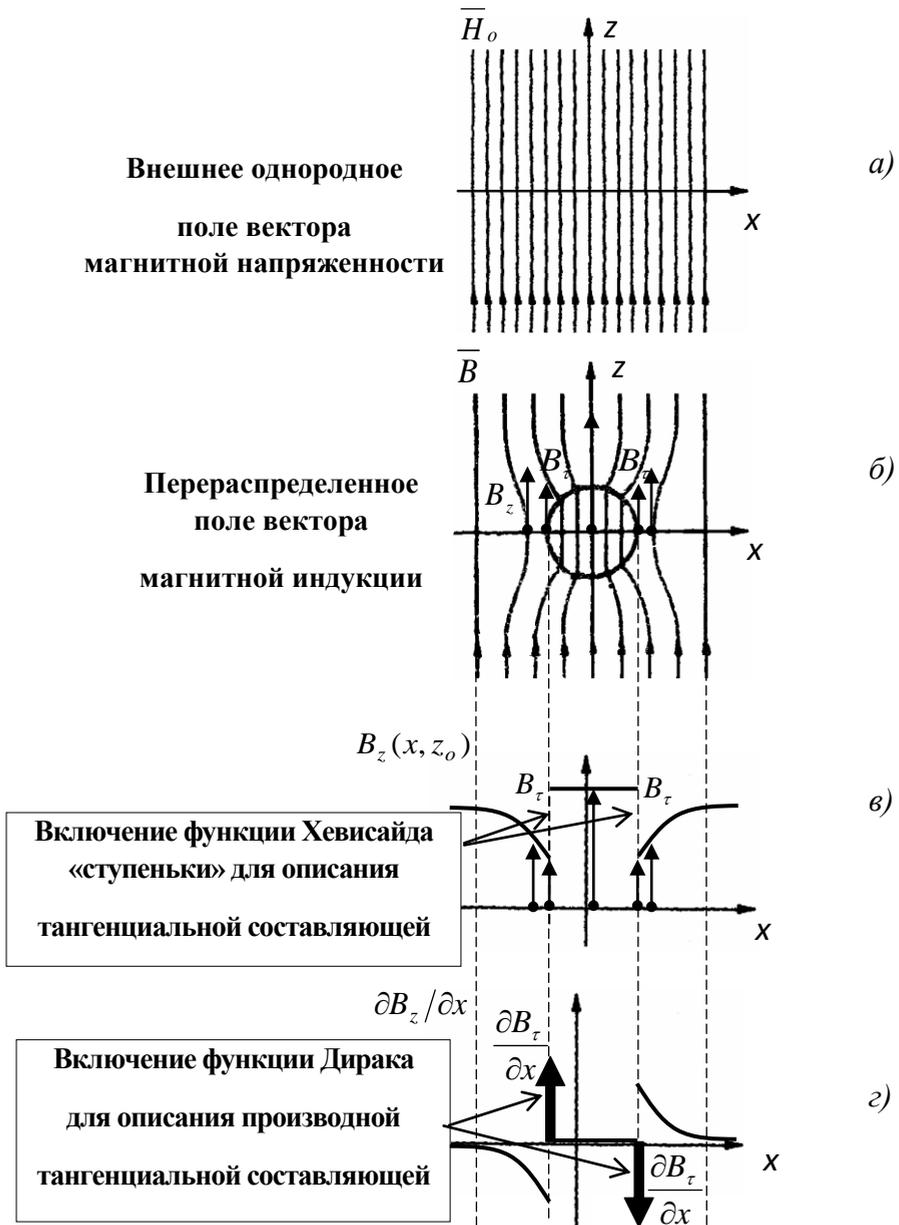


Рисунок – Поясняющий рисунок: а) – внешнего однородного поля вектора магнитной напряженности \overline{H}_0 ; б) – перераспределенного поля вектора магнитной индукции \overline{B} ; в) – проекции z составляющей $B_z(x, z_0)$ вектора магнитной индукции \overline{B} , с включением модели описания тангенциальной составляющей B_τ ; г) – производной z составляющей $\partial B_z / \partial x$ вектора магнитной индукции \overline{B} , с включением модели описания производной тангенциальной составляющей $\partial B_\tau / \partial x$

Тангенциальная составляющая вектора индукции B_τ на границе раздела сред с разными значениями магнитной проницаемости резко изменяется (претерпевают скачки). Предложенный в работах [1,5,6], оригинальный способ магнитоиндукционного исследования, учитывающий граничные условия раздела сред, позволяет получать изображения пространственного расположения ферромагнитных включений внутри биообъектов.

Оригинальный рисунок поля вектора магнитной индукции из [4] дополнен изображением B_z проекции вектора магнитной индукции на ось аппликат z . В виду присутствующей симметрии в направлении оси абсцисс x с нулевой аппликатой $z_0 = 0$, проекция B_z на границе раздела сред (окружности пластины) являет собой тангенциальную составляющую B_τ магнитной индукции \bar{B} . На границе раздела сред тангенциальная составляющая B_τ претерпевает резкое изменение (скачки). Модель поведения тангенциальной составляющей на границе сред предложено описать функциями Хевисайда $\theta(x)$ (единичной ступенчатой функцией, функцией единичного скачка, «ступенькой»), соответственно смещенными на величину радиуса круглой пластины влево и вправо [7].

Функция Хевисайда является первообразной δ - функцией Дирака. Производная кусочно-непрерывной функции проекции B_z с особыми точками включения B_τ представлена на рисунке (з), из которого следует, что δ - функцией Дирака в силу природы своего определения ярко указывает на границу раздела сред [7].

Таким образом, в статье при реализации способа магнитоиндукционного исследования обоснована возможность использования квазистационарной модели переменного магнитного поля, допускающей описание уравнениями статического поля, и учтены ограничения, при работе на частотах, не превышающих 50 Гц.

Библиографический список

1. Патент РФ № 2490659, МПК G01R33/00. Способ неразрушающего объемного измерения векторной функции магнитной индукции неоднородно распределенного в пространстве и периодически изменяющегося во времени магнитного поля / А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев – опубл. 20.08.2013.
2. Ключев В.В. Неразрушающий контроль и диагностика: Справочник / В.В. Ключев, Ф.Р. Соснин, А.В. Ковалев и др.; Под ред. В.В. Ключева. 2-е изд., испр. и доп. – М.: Машино-строение, 2003. – 656 с.

3. Ландау Л. Д., Лифшиц Е.М. Теоретическая физика. В 10-ти т. Т.VIII. Электродинамика сплошных сред: Учеб. Пособие. – 4-е изд., испр. и доп. – М.: Наука. Гл. ред. физ.- мат. Лит. 1987. – С. 278-283.
4. Говорков В.А. Электрические и магнитные поля. М.: Связьиздат, 1951. – 341 с.
5. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Оценка разрешающей способности системы неинвазивного магнитоиндукционного исследования ферромагнитных включений биологических объектов для ограниченного числа измерений// Биомедицинская радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № , 2017. С. 20-29.
6. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Методические погрешности способа неинвазивного магнитоиндукционного исследования // Биомедицинская радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № , 2017. С. 30-36.
7. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Квазистационарная модель описания магнитного поля при реализации способа магнитоиндукционного исследования ферромагнитных тел внутри объектов // Инженерная физика – М.: Издательство «Научтехлитиздат», № 9, 2017. С. 33-40.

УДК 617-089.844

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ КРЕСЛА-КРОВАТИ ДЛЯ РОДОВСПОМОЖЕНИЯ С ПЕРЕГРУЗКОЙ И ВИБРАЦИЕЙ

В.А. Сизова, А.С. Сысоева, В.В. Петрова

Научный руководитель – Янкина Н.Н. , к.т.н., доцент

ГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», Медицинский институт, город Пенза

В данной статье рассматриваются достоинства и недостатки современных средств для родовспоможения, предлагается разработать комплекс, способствующий родоразрешению, принцип действия которого основан на создании дополнительных сил для прохождения плода по родовым путям. Кресло-кровать для родовспоможения с перегрузкой и вибрацией позволит стимулировать сократительную способность миометрия матки, что может применяться, в частности, при слабости родовой деятельности.

Ключевые слова: *родовспоможение, вибрация, перегрузка, кресло-кровать.*

DEVELOPMENT OF A MODEL OF AN ARMCHAIR-BED FOR OBSTETRICS WITH OVERLOAD AND VIBRATION

S.I. Gerashchenko, V.A. Sizova, A.S. Sysoeva, V.V. Petrova

Scientific adviser – Yankina N.N., PhD in Engineering sciences, associate professor.

Penza State University, Medical Institute, Penza

In this article, the advantages and disadvantages of modern obstetrics are discussed, it is proposed to develop a complex that promotes delivery, the principle of which is based on the creation of additional forces for the passage of the fetus through the birth canal. The armchair bed for obstetrics with overload and vibration will stimulate the contractile ability of the uterine myometrium, which can be used for the weakness of labor.

Key words: *obstetrics, vibration, overload, chair-bed.*

Последние данные Всемирной организации здравоохранения говорят о том, что кесарево сечение является одной из наиболее распространенных операций, выполняемых в акушерстве. За последние 30 лет частота кесаревых сечений в России увеличилась более чем в 3 раза и сегодня составляет 22-23%.

Хирургические роды гораздо удобнее для врачей, в данном случае они контролируют ход операции. Все чаще кесарево проводится по желанию будущей матери, опасющейся боли и травматизма во время естественных родов, кроме того, данная операция является привлекательной для женщин в связи с возможностью перевязки маточных труб.

В случае абсолютных показаний вопрос о выборе естественных родов не стоит. При анатомически узком тазе, механических препятствиях для прохождения плода по родовым путям, неправильном предлежании плаценты, неполноценном рубце на матке кесарево сечение является единственным способом родоразрешения, позволяющим сохранить жизнь матери и плоду.

Необходимо учитывать интраоперационные и послеоперационные риски кесарева сечения, а также осложнения, которые могут повлиять на последующие беременности. Кесарево сечение может давать осложнения в виде потери крови, спаечных процессов, сомнительной возможности проведения следующих родов естественным путем. Схватки при естественном родоразрешении стимулируют выработку окситоцина, матери, перенесшие кесарево сечение, испытывают проблемы с грудным вскармливанием. В последние годы чаще говорят о том, что дети, рожденные посредством кесарева сечения, имеют более слабый иммунитет, подвержены бронхиальной астме, сахарному диабету 1 типа, аллергическим заболеваниям [1, 2].

К современным методам родовспоможения относятся вакуум-экстракция и наложение акушерских щипцов, однако они не обеспечивают должной безопасности как для роженицы, так для плода. Акушерские щипцы – это инструмент, с помощью которого живой доношенный плод извлекается через естественные родовые пути. Наложение щипцов сопряжено с риском разрыва промежности.

Вакуум-экстракция – родоразрешающая операция, в ходе которой с помощью аппарата создается отрицательное давление для искусственного извлечения плода через естественные родовые пути. Данный метод имеет ограниченное применение в связи с неблагоприятными последствиями для

плода. Операцию необходимо применять только в тех случаях, когда нет условий для проведения других родоразрешающих операций. В отличие от операции наложения акушерских щипцов вакуум-экстракция требует активного участия роженицы при тракциях за головку, в связи с чем список показаний ограничен: слабость родовой деятельности, начавшаяся гипоксия плода.

Недостатком применения акушерских щипцов и вакуум-экстрактора являются сложность проведения процедур и необходимость высокой квалификации врача. При данных родоразрешающих операциях высок риск механических травм головы и позвоночника плода, повреждений родовых путей матери и расположенных рядом с ними органов. Родоразрешение операцией наложения акушерских щипцов не является причиной послеродовых инфекций, однако увеличивает риск их развития.

Существуют методики проведения родов, способствующие прохождению плода по родовым путям. Патент № 2465879 представляет собой кресло-кровать, предназначенную для проведения различного типа родов: от классических горизонтальных до вертикальных. Авторы патента № 2277404 предлагают способствовать прохождению плода за счет синхронного с потугами покачивания стола относительно его горизонтальной плоскости [3, 4].

В настоящее время существует необходимость создания многофункциональной и современной системы для родовспоможения, оказывающей минимальное вредное воздействие на организм матери и плода.

Известно, что вибрация является родостимулирующим фактором. Вибростимулирующие технологии активно применяются в системе воспроизводства сельскохозяйственных животных. Доказано, что вибромассаж пояснично-крестцовой зоны самок сельскохозяйственных животных является безвредным, он положительно влияет на репродуктивные функции, стимулирует выработку окситоцина и сократительную способность матки. При применении вибромассажа снижается количество послеродовых осложнений в виде эндометрита [5]. В настоящий момент в медицине вибротерапия применяется для лечения заболеваний опорно-двигательного аппарата, в качестве компонента лечения гинекологических заболеваний и бесплодия.

В комплексе с вибрацией предлагается использовать перегрузку как источник дополнительной силы для прохождения плода по родовым путям. Предлагаемая модель многофункционального кресла-кровати состоит из крепления, вибрационной платформы, платформы для создания перегрузок и собственно кресла.

Действие вибрационной платформы основано на создании низкочастотной вибрации 5-6 Гц. Устройство, создающее перегрузки, представляет собой собственно платформу и систему из 6 гидроцилиндров для перемещения кресла в трех плоскостях на 2-3 сантиметра. Создаваемая

величина перегрузки составляет 1-2g. Кресло-кровать может применяться для различного типа родов за счет его трансформации. Удобное положение для роженицы позволит проводить роды более комфортно. Вертикальные роды способствуют более легкому родоразрешению за счет действия силы тяжести.

Таким образом, разработка многофункционального кресла-кровати для полного цикла родов с функцией оперативного изменения положения роженицы, созданием дополнительной силы за счет перегрузок и вибрации позволит:

- 1) уменьшить риск возникновения механических травм позвоночника и головы плода при использовании вакуум-экстракторов и акушерских щипцов;
- 2) проводить естественные роды более комфортно для роженицы;
- 3) стимулировать сократительную способность миометрия при слабости родовой деятельности.

Создаваемая за счет вибрации и перегрузки дополнительная сила будет способствовать плавному и менее болезненному выходу плода из родовых путей. Данный метод может применяться в критических ситуациях, когда продвижение плода невозможно по каким-либо причинам: слабость родовой деятельности, длительные роды и т.д. Предложенное устройство позволит ряду пациенток, которым рекомендуется кесарево сечение, отказаться от данной операции в пользу естественных родов.

Библиографический список

1. Зими́на Ю.А., Черны́шенко Я.В., Геращенко С.И. Разработка кресла-стола для вертикальных родов с вибрационно-перегрузочной характеристикой / сборник статей V Международной научной конференции «Актуальные проблемы медицинской науки и образования - 2015» под ред. А. Н. Митрошина, С. М. Геращенко / Издательство: Пензенский государственный университет – г. Пенза.- 2015.
2. Геращенко С.И. Зими́на Ю.А., Черны́шенко Я.В. Разработка кресла-стола для вертикальных родов с вибрационно-перегрузочной характеристикой / Проблемы автоматизации и управления в технических системах Сборник статей Международной научно-технической конференции, посвященной 70-летию Победы в Великой Отечественной войне: в 2 томах. под ред. М.А. Щербакова / Издательство: Пензенский государственный университет. – г. Пенза. – 2015.
3. Патент на полезную модель № 2465879 Российская Федерация МПК А61G 15/00. Устройство для родовспоможения / Пессинен Еийя. – №: 2010147804/12; заявл. 09.11.2008 ; опубл. 10.11.2012.
4. Патент на полезную модель № 2277404 Российская Федерация МПК А61G 15/04. Способ проведения родов и устройство для его осуществления. / Блюм Н.Э, Блюм Е.Э. Блюм Ю.Е. – №: 2004108189/14; заявл. 23.03.2004; 10.06.2006 Бюл. № 16.

5. Юшков Ю.Г. Научное обоснование эффективности использования вибростимулирующих технологий в системе воспроизводства сельскохозяйственных животных/Автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора сельскохозяйственных наук/ Новосибирск. – 2012. – 41с.

УДК 613.2

О КОМПЛЕКСНОМ МЕТОДЕ МОНИТОРИНГА ПОТРЕБЛЯЕМОЙ ПИЩИ И УРОВНЯ ФИЗИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ

Е.А. Барина

Научный руководитель – Бубнов А.А., к.ф.-м.н., доцент

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

Современное общество все меньше и меньше внимания уделяет собственному здоровью. На здоровье человека влияют различные факторы, но питание и физическая активность являются определяющими. В статье предложен вариант мониторинга рациона и физической активности для современного человека.

Ключевые слова: сбалансированное питание, правильное питание, физическая активность, мониторинг активности.

ABOUT THE COMPREHENSIVE METHOD FOR MONITORING NUTRITION AND PHYSICAL ACTIVITY

E.A. Barinova

Advisor – Bubnov A.A.,

Candidate of Physico-Mathematical Sciences, Associate Professor

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Modern society is paying less and less attention to their own health. Human health is affected by various factors, but nutrition and physical activity are crucial. The article suggested a variant of monitoring the nutrition and physical activity for a modern person.

Key words: balanced nutrition, proper nutrition, physical activity, activity monitoring.

Питание с научной точки зрения стало волновать человечество в конце XIX – XX вв. В этот период стали появляться первые исследования в сфере питания, разворачиваться дискуссии на тему здорового/нездорового питания [2]. Это было вызвано по большей части коренным переломом в производстве продуктов питания (применение генетически модифицированных организмов, искусственных консервантов). Также стали широко распространены такие заболевания как анорексия и ожирение, основной причиной развития которых

является неправильный подход к культуре питания [3]. Распространение этих заболеваний вызвало бурный рост разнообразных программ питания и диет.

Современный человек определяет понятие диеты как наложение ограничения или даже запрета на некоторые продукты питания, которые могут усугубить поставленный диагноз. Но может получиться так, что исключенные из рациона продукты окажутся необходимыми для нормальной работы нашего организма.

Соблюдение диеты не всегда можно назвать правильным питанием. Правильное питание является сбалансированным по пищевой ценности, а именно по количеству белков, жиров, углеводов и энергетической ценности.

Обратной стороной диеты также является сокращение разнообразия рациона питания, что неблагоприятно сказывается на работе нашего организма.

Ученые-диетологи выявили, что состояние здоровья человека во многом зависит от культуры его питания. Основная проблема людей, страдающих анорексией или ожирением – нарушения в обмене веществ. Формула для поддержания хорошего обмена веществ – это соблюдение режима дня, сбалансированное питание, достаточное потребление чистой воды и умеренные физические нагрузки.

В США проблему правильного питания исследовала в своих работах химик-технолог Эллен Ричардс. В своем подходе к правильному питанию Ричардс упоминала о потребности в ведении дневника питания [2]. В наше время ежедневное фиксирование рациона питания является востребованным инструментом для повседневного самоконтроля потребляемой пищи.

Сегодня дневники питания можно вести в электронном виде. В Интернете можно найти различные дневники приема пищи, разработаны приложения для смартфонов, но сейчас они позволяют только лишь вести учет пищевой и энергетической ценности потребляемых продуктов. Однако они лишены возможности анализировать прием пищи. Дефицит или чрезмерное потребление каких-либо питательных веществ может привести к более серьезным заболеваниям.

Можно выделить перспективы развития электронных дневников питания. Например, сегодня приложения не выполняют анализ рациона питания. А это возможно реализовать благодаря развитию искусственного интеллекта и машинного обучения. Очень полезной оказалось бы внедрение функции распознавания состава продуктов и питательных веществ и формирование рекомендаций по включению продуктов, находящихся в дефиците, в рацион. А может даже и внедрение функции, которая формировала варианты правильного приема пищи в зависимости от времени суток и состояния здоровья человека.

Во многие электронные дневники питания также включен счетчик потребления чистой воды. Есть также и отдельные приложения для контроля потребления воды, которые осуществляют подачу напоминания. Однако было

бы целесообразно включить в электронные дневники приема пищи и функцию контроля, а не просто учета, потребления воды.

Время показало, что современные технологии породили новую проблему современного человечества – сидячий образ жизни. При современном темпе жизни большинство людей ссылается на недостаток времени для занятия спортом и физическими упражнениями [1].

Для контроля физической активности на рынке сейчас можно встретить фитнес-браслеты и умные часы. Корпус такого устройства оснащен различными датчиками: инфракрасный датчик, акселерометр, гироскоп, GPS датчик. Такие устройства сочетают в себе шагомер, пульсометр, позволяют вести подсчет пройденного расстояния и вести учет потраченных калорий. Также в фитнес-браслеты и умные часы включена функция напоминания об отсутствии активности в течение времени, заданного пользователем. Широкая функциональность при миниатюрных размерах делает подобные устройства популярными среди различных слоев общества.

Пока единственным недостатком фитнес-браслетов и умных часов остается точность измерения и подсчет показателей. Производители данных устройств постоянно работают над разработкой более точных и сложных алгоритмов.

Людам, страдающим заболеваниями, которые связаны с нарушением обмена веществ, необходим комплексный подход в их лечении. Комплексный подход подразумевает контроль рациона питания и умеренный уровень физической активности. Вести контроль помогут такие инструменты:

1) Электронный дневник приема пищи. Перед началом работы необходимо внести следующие данные: рост, вес, возраст, объем талии, объем бедер, образ жизни (активный, сидячий), время бодрствования, а также указать заболевания, влияющие на рацион питания (наличие аллергической реакции на продукты, сахарный диабет и т.д.). На основе этих исходных данных приложение рассчитает дневную норму энергетической ценности и объема ежедневного приема воды, а также предложит продукты и даже рецепты с учетом особенностей организма человека. Если прием пищи или воды не был занесен в дневник, приложение будет оповещать об этом пользователя.

2) Фитнес-браслет или умные часы. Постоянное ношение этого современного устройства поможет вести уровень физической активности и выдавать напоминания и упражнения, которые можно выполнить прямо на рабочем месте, а также анализировать фазы сна. Обмен данными с приложением электронного дневника позволит внести корректировки и в предложения по питанию.

Правильное питание с использованием усовершенствованного дневника приема пищи, умеренные физические нагрузки и непрерывный мониторинг физической активности помогут укрепить здоровье.

Библиографический список

1. Баширова Д.Ш., Субботина А.А. Влияние физической активности на здоровье человека // Научное сообщество студентов XXI столетия. ГУМАНИТАРНЫЕ НАУКИ: сб. ст. по мат. VI междунар. студ.науч.-практ. конф. № 6. URL: sibac.info/archive/humanities/6.pdf (дата обращения: 31.10.2017).
2. Носкова А.В. Питание: методологические подходы к исследованию и повседневные практики // Вестник МГИМО. 2014. №6 (39). URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/pitanie-metodologicheskie-podhody-k-issledovaniyu-i-rovsednevnye-praktiki> (дата обращения: 30.10.2017).
3. Шоломова Т.В. Тело и его потребности как социокультурная проблема // Вестник СПбГУКИ. 2014. №4 (21). URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/telo-i-ego-potrebnosti-kak-sotsiokulturnaya-problema> (дата обращения: 30.10.2017).

УДК 537.6

ВЛИЯНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ НА РЕПРОДУКТИВНЫЕ ПРОЦЕССЫ И РАЗВИТИЕ ЖИВЫХ ОРГАНИЗМОВ

Р.С. Квасов, В.В. Клименко

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье затрагивается проблема влияния магнитных полей на живые организмы. А так же предлагается метод, благодаря которому можно качественно оценить влияние магнитных полей, на примере репродуктивной функции.

Ключевые слова: *магнитные поля, репродуктивная функция, живые организмы.*

INFLUENCE OF IMPACT OF MAGNETIC FIELDS ON REPRODUCTIVE PROCESSES AND DEVELOPMENT OF LIVING ORGANISMS

R.S. Kvasov, V.V. Klimenko

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The article touches upon the problem of the influence of magnetic fields on living organisms. And also a method is offered, thanks to which it is possible to qualitatively evaluate the effect of magnetic fields, on the example of reproductive function.

Key words: *magnetic fields, reproductive function, living organisms.*

В современном мире человек, для различных целей, использует обширный спектр магнитного излучения. С каждым днем повышается уровень

оснащения электрическими приборами бытового назначения, а так же массивными электрическими установками, как в городах, так и в сельской местности. Магнитные поля, генерируются как линиями электропередач, так и приборами бытового и хозяйственного назначения, с которыми человек взаимодействует в процессе жизнедеятельности. Но все же влияние магнитных полей на живые организмы еще недостаточно изучено.

Экспериментальные данные исследователей со всего мира свидетельствуют о высокой биологической активности магнитных полей во всех диапазонах частот. Варианты воздействия Магнитных полей на живые организмы разнообразны: постоянное, прерывистое, общее, местное, комбинированное, от одного источника излучения.

Общеизвестным фактом является то, что в медицинской практике среди большого количества методов физиотерапии, широко используется воздействие на пациента магнитными полями. Положительный результат, оказываемый данным видом физиотерапии, зафиксирован многими исследователями и в практике лечения. Но вопрос о системных и длительных последствиях еще недостаточно изучен[1].

Таким образом, изучение влияния магнитных полей на репродуктивные процессы, и развитие живых организмов является актуальным направлением. Целью нашей работы является анализ влияния воздействия магнитных полей на репродуктивные процессы и развитие живых организмов. В качестве подопытного биообъекта предложено взять клоны самок тутового шелкопряда. В качестве источника магнитного излучения необходимо подобрать аппарат с возможностью регулировки параметром магнитного поля, для более полной и достоверной оценки.

Библиографический список

1. Боголюбов В.М. Курортология и физиотерапия. - М.: БИНОМ, 2008. – 437с.

УДК 612.766.1

НОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ В МОБИЛЬНЫХ СИСТЕМАХ

М.С. Ашапкина¹, А.В. Алпатов¹, А.А. Чекушин²

¹Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

²Рязанский государственный медицинский университет
имени академика И.П. Павлова, г. Рязань

Малогабаритная система позволяет контролировать правильность выполнения лечебно-профилактических упражнений как в стационарный, так и в амбулаторный периоды восстановления работоспособности опорно-двигательного аппарата после травм и нарушений. Также система поддерживать активное физическое состояние в пределах основных норм

здорового образа жизни, выдает индивидуальные рекомендации и напоминает о своевременном чередовании отдыха и выполнения необходимых нагрузок.

Ключевые слова. Анализ опорно-двигательного аппарата человека, контроль правильности упражнений, здоровый образ жизни.

NEW MEDICAL TECHNOLOGIES IN MOBILE SYSTEMS

M.S. Ashapkina¹, A.V. Alpatov¹, A.A. Chekushin²

¹Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

²Ryazan State Medical University, Ryazan

The compact system lets to monitor the correct implementation of therapeutic and preventive exercises in stationary and ambulatory periods of recovery efficiency of the musculoskeletal system after injuries and disorders. Also system allows to support an active physical condition within the basic rules of healthy lifestyle, provides individual advice and reminds the timely alternation of the alternation of rest and perform the required loads.

Key words. Analysis of the human musculoskeletal system, control of correctness of the natural physical exercise, healthy lifestyle

Современные смартфоны являются высокопроизводительными микрокомпьютерами, оснащенные большим количеством периферийных устройств для преобразования физических сигналов от датчика освещенности до сенсоров отпечатков пальцев. Датчики электронного гироскопа и акселерометра уже давно являются основной штатной функцией любого смартфона. Такие возможности смартфонов привели к бурному развитию мобильного программного обеспечения, значительно расширяющего его базовый функции, как средства связи.

Одним из актуальным направлений стали медицинские приложения и технологии, такие как «docdoc», «Дос+», «Яндекс.Здоровье», «Педиатр24/7». Это российские медицинские компании, оказывающие услуги по поиску врачей и вызова их на дом, хранения и обработки персональных медицинских данных. Интернет-сервиса дают возможность получения консультации квалифицированного врача вне зависимости от месторасположения. Общение с врачом происходит в чате или по видеосвязи, по результатам консультации предоставляется отчет.

В 2017 году органами государственной власти в рамках Федерального закона от 29 июля 2017 г. N 242-ФЗ было введено понятие телемедицинских технологий как вида информационных технологий, обеспечивающих дистанционное взаимодействие медицинских работников между собой, с пациентами их представителями с возможностью дистанционного медицинского наблюдения за состоянием здоровья пациента. С точки зрения

мобильных систем у пациента появилась возможность использовать смартфон как устройство мониторинга за своим состоянием, путем анализа первичных данные о здоровье, собираемых с помощью датчиков и удаленного взаимодействия с врачом и клиникой. При этом необходимо соблюдения процедуры идентификации, очного приема [1].

Дистанционное наблюдение за состоянием здоровья пациента очень актуально в области реабилитации. В большинстве случаев качественные реабилитационные услуги представляются только в крупных городах России и, как правило, частными клиниками, которые не в состоянии принять всех пациентов, к тому же стоимость такой реабилитации – 10-15 тысяч рублей в день. Реабилитация – длительный процесс. После стационара пациенты лечатся главным образом амбулаторно и, как правило, остаются одни на один со своей проблемой. Вне стен клиники врач не может полностью контролировать процесс восстановления пациента, поэтому снижается эффективность всей реабилитации. Из-за этого лечение может не принести к ожидаемому результату [2].

Решение проблемы мониторинга лечебной физкультуры в условиях отсутствия прямого контакта доктора и пациента возможно путем сбора данных с помощью смартфона с использованием встроенных датчиков движения и передачей результатов на сервер, откуда те поступают в личный кабинет врача-консультанта. Данный проект был поддержан программой СТАРТ-1 в рамках Фонда содействия инновациям. Проект называется “НеФитнес со смартфоном”, подчеркивая неспортивный характер применения для широкого круга пользователей [3].

В результате создано мобильное приложение с индивидуальным подбором восстановительных упражнений, которое в режиме реального времени отслеживает правильность и регулярность выполнения назначенного комплекса тренировок с помощью встроенных датчиков движения смартфона. Это базовый независимый компонент, который может работать автономно, что дает максимальную доступность для пользователя и упрощает его использование.

Остальные компоненты (гаджет и личный кабинет) расширяют сервис. Легкость крепления гаджета на требуемом суставе позволяет повысить удобство и точность измерения. Через онлайн-кабинет специалист по ЛФК или тренер может удаленно анализировать график выполнения упражнений и динамику процесса тренировок. Это полезно для здоровья людей, которым жизненно необходимо каждый день заниматься лечебной гимнастикой [4].

Для реализации задачи прототипирования виртуального прибора для визуализации обратной связи о выполнении упражнения была выбрана LabVIEW (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) – среда разработки программного обеспечения, представляющая хорошие возможности работы с цифровыми сигналами.

Виртуальный прибор для визуализации обратной связи о выполнении упражнения функционирует по классической схеме, в которой осуществляется разделение считывания и обработки данных по двум параллельным циклам. Таким образом, удалось устранить задержку в получении информации от внешнего, для программы, датчика движения. Такая особенность технической реализации виртуального прибора позволила обеспечить получение данных о движении сустава в реальном времени и своевременно очищать накопительный буфер с данными до его переполнения.

Трёхмерная визуализация действий виртуального ассистента и пользователя формируется из так называемых геометрических примитивов – цилиндров, шаров и параллелепипедов. Такой подход к построению трёхмерного их обречения позволяет уменьшить вычислительные затраты на управления фигурами в реальном времени и повышает масштабируемость решения, так как из данных элементов можно сложить любой фрагмент сустава [5].

Ее использование позволило в короткие сроки разработать действующий макет для апробации упражнений с обратной связью, где в качестве датчика выступает смартфон. Полученные результаты были интегрированы в прототип мобильного приложения и стали основой для разработки сценариев пользователя и пользовательского интерфейса приложения.

Библиографический список

1. Федосеев А.В., Алпатов А.В., Ашапкина М.С., Чекушин А.А. Рекомендации по выполнению упражнений для суставов под контролем смартфона в режиме удалённого доступа // Материалы III Международного Конгресса «Физиотерапия. Лечебная физкультура. Реабилитация. Спортивная медицина». 2017. С.129
2. Ашапкина М.С., Алпатов А.В., Чекушин А.А. Применение метода флуктуационного анализа относительно тренда для сигнала двигательной активности человека // Международный научно-прикладной журнал «Биомедицинская радиоэлектроника». Вып. 7. Москва: Изд-во «Радиотехника», 2017. С. 67-72.
3. НеФитнес [Электронный ресурс] URL: <https://vk.com/nefitnes> (дата обращения 25.10.2017).
4. M.S. Ashapkina, A.V. Alpatov. Fluctuation Analysis of Human Locomotor System// Proceedings 2017 6th Mediterranean Conference on Embedded Computing, MECO 2017 - Including ECYPS 2017, Bar, Montenegro, 2017, pp.231-233.
5. Ашапкина М.С., Алпатов А.В., Чекушин А.А. Алгоритм определения типов двигательной активности человека // Международный научно-прикладной журнал «Биомедицинская радиоэлектроника». Вып. 6. Москва: Изд-во «Радиотехника», 2016. С. 82-88.

СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА С ВОЗМОЖНОСТЬЮ ВОЗДЕЙСТВИЯ

К.О. Лавкин, В.Г. Кряков

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье затрагивается проблема влияния двигательной активности человека на его здоровье. А так же предлагается создание системы, благодаря которой можно качественно оценить уровень двигательной активности, а также, при необходимости, воздействовать на человека.

Ключевые слова: двигательная активность, здоровье, человек.

THE SYSTEM OF REGISTRATION OF HUMAN MOTOR ACTIVITY, WITH THE POSSIBILITY OF EXPOSURE

K.O. Lavkin, V.G. Kryakov

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The article touches upon the problem of the influence of the motor activity of a person on his health. And also the creation of a system is proposed, thanks to which it is possible to qualitatively assess the level of motor activity, and also, if necessary, to influence a person.

Key words: physical activity, health, human.

Двигательная активность является одним из основных факторов, определяющих уровень обменных процессов организма и состояние его мышечной, костной и сердечно-сосудистой системы. Она связана тесно с тремя аспектами здоровья: физическим, психическим и социальным и в течение жизни человека играет разную роль.

При уменьшении физической нагрузки в мышцах отмечается усиливающаяся атрофия со структурными и функциональными изменениями, ведущими к прогрессирующей мышечной слабости. Ограничение двигательной активности приводит к изменениям функций внутренних органов. При этом наиболее уязвимой является сердечно-сосудистая система[1].

При низкой двигательной активности уменьшаются гормональные резервы, что снижает общую адаптационную способность организма. Происходит преждевременное формирование “старческого” механизма регуляции жизнедеятельности органов и тканей. У людей, ведущих малоподвижной образ жизни, наблюдается прерывистое дыхание, отдышка, снижение работоспособности, боли в области сердца, головокружение, боли в спине и т.д.[1].

Патологические изменения в организме развиваются не только при

отсутствии движения, но и даже при обычном образе жизни, тогда, когда двигательный режим не соответствует “задуманной” природой генетической программе. Недостаточность физической активности приводит к нарушению обмена веществ, нарушению устойчивости к гипоксии (недостаток кислорода).

Таким образом, создание системы регистрации двигательной активности человека, с возможностью воздействия, является актуальным направлением. Целью нашей работы является разработка эргометра – прибора измерения двигательной активности человека в процессе его нормальной жизнедеятельности. Такой прибор можно использовать не только в медицинских целях для точного измерения физической нагрузки, совершаемой человеком за день, и ее дозирования, что особенно важно в реабилитационный период, но и для тренировки спортсменов, при занятиях физкультурой или просто в быту. Важной является и часть системы организующая воздействие на мышцы человека при гипоактивности и частичном или полном параличе.

Библиографический список

1. Николаев А.А. Двигательная активность и здоровье современного человека. – Смоленск: СГИФК, СГУ.2005. – 93с.

УДК 681.883.063, 534.222.2

МНОГОЧАСТОТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ МОРСКОГО ВОЛНЕНИЯ

Е.В. Волощенко, Е.С. Заболотный

Инженерно-технологическая академия ЮФУ, г. Таганрог

Рассмотрена структурная схема и физические принципы функционирования эхо-импульсной локационной системы, применение которой позволит дистанционно получать данные о состоянии как водного объема, так и границы раздела «вода-воздух» прибрежной части Азовского моря, что поможет процессу борьбы с абразией.

Ключевые слова: акустический волнограф, нелинейная акустика

THE MULTY-FREQUENCY SYSTEM FOR SEA WAVE'S MEASURING PARAMETERS

E.V. Voloshchenko, E.S. Zabolotniy

SFegU Engineering and Technology Academy, Taganrog

The structural scheme and physical principles of the echo-impulse location system functioning are considered. The application of this method will allow receiving data on the state of both the water volume and the water-air interface of the coastal part of the Azov Sea remotely, which will help the abrasion control process.

Key words: the underwater acoustic wavegraph, the nonlinear acoustics

Среди широкого круга специалистов, ученых-естественников сегодня считается общепризнанным фактом, что быстрый рост человечества в XX в. и научно-технический прогресс породили беспрецедентное антропогенное воздействие на биосферу, и как следствие привели к глобальному экологическому кризису.

Одним из загрязнителей вод Азовского моря являются продукты абразии берегов, накапливающиеся в зонах их размывания. Разрушение побережья, к тому же, приносит региону огромные убытки. Борьба с абразией требует проведения берегоукрепительных и противооползневых мероприятий.

Ветровое воздействие на водную поверхность заключается в том, что он создает на ее поверхности давление в направлении своего движения, причем, комбинация поверхностного натяжения и гравитационных сил создает капиллярно-гравитационные волны, для которых соотношение частоты и длины волны в «глубокой» воде (глубина D больше половины длины λ поверхностной волны) описываются следующим выражением [1]

$$\Theta^2 = k \times g + \alpha \times k^3 / \rho,$$

где $\Theta = 2\pi f$ - угловая частота (рад/с), $k = 2\pi/\lambda$ - волновое число, f - частота (Гц), λ - длина волны (м), g - ускорение силы тяжести ($9,8 \text{ м/с}^2$), α - поверхностное натяжение, ρ - плотность воды (кг/м^3). При малых длинах волн (больших k) в соотношении доминирует второй член и с учетом, что $k = \Theta/c$, получается соотношение для капиллярных волн $\Theta^2 = \alpha \times k^3 / \rho$ или $c^2 = \alpha \times k / \rho$, т.е. фазовая скорость капиллярных волн возрастает с уменьшением длины волны. Скорость гравитационных волн возрастает с увеличением длины волны в соответствии с выражением $\Theta^2 = k \times g$ или $c^2 = g/k$, например, для гравитационных волн при длинах 1 м и 100 м фазовые скорости составляют около 1 м/с и 10 м/с соответственно [1].

В докладе рассмотрено устройство, использующее акустический способ измерения параметров морского волнения, в котором используется эхометод при облучении со стороны дна короткими импульсами ультразвуковых волн по направлению нормали к границе раздела «вода-воздух» [2,3].

В данной системе для измерения параметров морского волнения предлагается использовать два нелинейных эффекта, возникающих в акустическом поле в области распространения мощного импульсного зондирующего сигнала накачки с частотой f , которые приводят к перераспределению его энергии по частотному спектру как вверх (самовоздействие, т.е. генерация высших гармонических составляющих с частотами $2f, 3f, \dots, nf$, где $n = 1, 2, 3, \dots$ - порядковый номер гармоники), так и вниз (самодемодуляция, т.е. генерация низкочастотных спектральных

составляющих с частотами $F_M = (2m-1)/2\tau_3$, где $m=1,2,3, \dots$ - порядковый номер максимума в спектре, зависимость амплитуд которых от времени t пропорциональна второй производной по времени от квадрата огибающей мощного импульса накачки и определяется выражением $\partial^2/\partial t^2 [f^2(t-x/c)]$, $f(t)$ - огибающая акустического импульса; x - пространственная координата; c - скорость звука, τ_3 - длительность излученного импульса) [4]. Многочастотная система для измерения параметров морского волнения (рис.1) содержит излучающий тракт – генератор 1 соединен через последовательно включенные усилитель мощности 2 и коммутатор 3 с обратимым электроакустическим преобразователем 4 многоэлементного приемоизлучающего донного антенного устройства 5 [5].

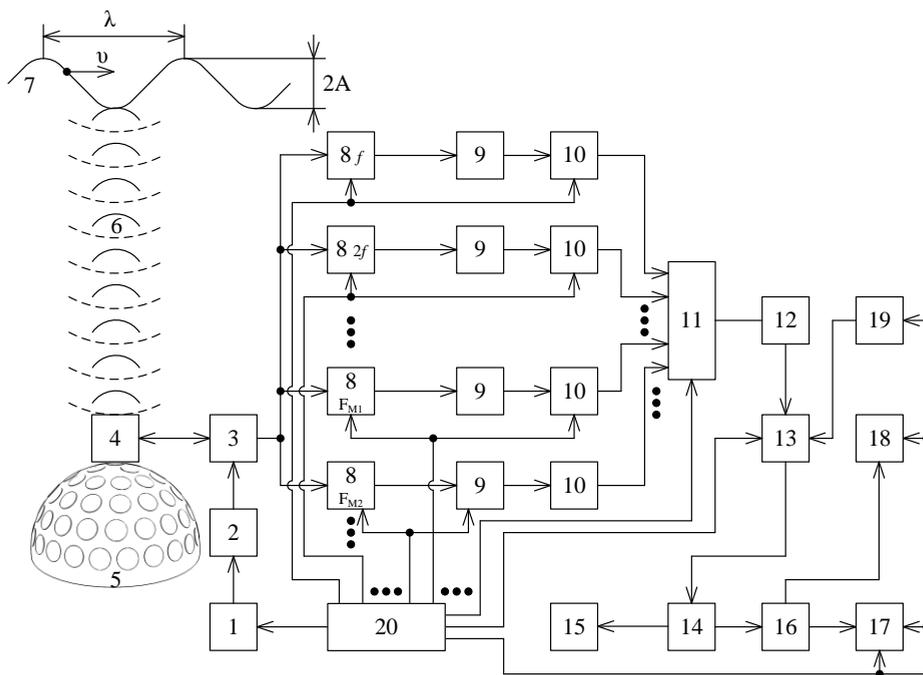


Рис.1 – Структурная схема устройства [2]

Акустическая ось электроакустического преобразователя 4 расположена вертикально, т.е. облучение короткими ультразвуковыми импульсами взволнованной границы 7 раздела сред «вода – воздух» осуществляется по кратчайшему расстоянию через нелинейную водную среду 6, причем, эхосигналы принимаются тем же электроакустическим преобразователем 4 в течение паузы между последовательными импульсами излучения. В приемном тракте устройства электроакустический преобразователь 4 соединен через коммутатор 3 со входами $[(n-1) + m]$ параллельно включенных цепочек (где n

$=1,2,3, i,$ и $m=1,2,3, j,$ - целые числа) из последовательно соединенных резонансных усилителей 8, настроенных на различные спектральные составляющие, амплитудных детекторов 9 и аттенюаторов 10 с регулируемыми коэффициентами передачи. Выходы каждой цепочки соединены с соответствующими сигнальными $(n+m)$ - входами перемножителя 11. Выход перемножителя 11 через пороговое устройство 12 и счетчик импульсов 13 соединен со входом запоминающего регистра 14 ЭЦВМ, который также соединен как со входом цифрового табло 15, так и через цифроаналоговый преобразователь 16 со входами самописца 17 и интегратора 18. Два других входа счетчика импульсов 13 соединены с выходами как тактового генератора 19, так и блока управления 20, причем, другие дополнительные выходы последнего соединены с управляющими входами генератора 1, резонансных усилителей 8 и аттенюаторов 10.

Данная многочастотная система является средством для измерения параметров волнения с объектов, находящихся под водой, обеспечивает измерения в течение длительного времени с высокой точностью, надежностью и стабильностью, делая устройство перспективным для включения в состав эталонных систем, необходимых для поверочных работ и стандартизации измерений на акватории.

Библиографический список

1. Клей К., Медвин Г. Акустическая океанография: Основы и применения. - Пер. с англ. Под ред. Ю.Ю. Житковского. - М.: Мир, 1980. - 580с.
2. Пат. № 168083 РФ G01S 15/60 Акустический волнограф / Волощенко В.Ю., Волощенко А.П., Волощенко Е.В. (РФ). Заявл. 09.03.2016.; Оpubл. 17.01.2017, Бюл №2 - 2 с.
3. V.Y.Voloshchenko, E.V.Voloshchenko THE PARAMETRIC ECHO-PULSE SONAR. Abstracts and Schedule of the 2015 International Conference PHENMA 2015, I.A. Parinov, S.-H. Chang (Eds). Southern Federal University Press: Rostov-on-Don, 2015, P.263-264.
4. Мюир Т.Дж. Нелинейная акустика и ее роль в геофизике морских осадков//Акустика морских осадков/ Пер. с англ.; Под ред. Ю. Ю. Житковского. - М.: Мир, 1977. - с. 227 - 273.
5. Пат. № 104732 РФ G01S 15/00 Многочастотное гидроакустическое приемоизлучающее антенное устройство / Волощенко В.Ю., Волощенко А.П. (РФ), ФГОУ ВПО «Южный Федеральный Университет»(РФ). Заявл. 03.12.2010г.; Оpubл. 20.05.2011, Бюл №14 - 4 с.

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ СЕРДЕЧНОГО КЛАПАНА

Е.С. Заболотный, Е.В. Волощенко

Инженерно-технологическая академия ЮФУ, г. Таганрог

Рассмотрена математическая модель сокращения сердечного клапана с использованием программы Anylogic. Данная модель позволяет продемонстрировать работу мышцы при использовании новых лекарств и препаратов или методов лечения.

Ключевые слова: математическая модель, мышцы сердца.

THE HEART VALVE'S MODEL ELABORATION

E.S. Zabolotniy, E.V. Voloshchenko

SFegU Engineering and Technology Academy, Taganrog

A mathematical model for the reduction of the heart valve using the Anylogic program is considered. This model allows you to demonstrate the work of the muscle when using new drugs and drugs or treatments.

Key words: mathematical model, heart muscles.

В настоящее время существует огромное количество моделей, которые описывают процессы, протекающие в организме. Большое место в математических моделях занимает математическое описание работы сердца, как важнейшего элемента сердечно - сосудистой системы.

Проблема построения таких полноразмерных моделей состоит как в трудности расчета трехмерных гидродинамических процессов в сложной, изменяющейся области (соответствующей желудочкам или предсердиям сердца), так и в необходимости учитывать и воспроизводить свойства мышц сердца, особенности их строения, функции, системы регуляции и т.п. [1].

При построении многомерных моделей сердца большую роль играет моделирование сократительной деятельности мышцы сердца. Во многих работах в основу моделей сердца положен закон Старлинга. Разумеется, данный закон описывает только одну из многочисленных регуляторных особенностей работы сердечной мышцы.

Для создания модели сердечных сокращений использована программа AnyLogic. AnyLogic — программное обеспечение для имитационного моделирования, разработанное российской компанией The AnyLogic Company. Инструмент обладает современным графическим интерфейсом и позволяет использовать язык Java для разработки моделей [2].

Продукт получил название AnyLogic, потому что он поддерживал все три известных метода моделирования:

- системная динамика;

- дискретно-событийное (процессное) моделирование;
- агентное моделирование.

Последней версией программы является AnyLogic 7, написанный на языке программирования Java в популярной среде разработки Eclipse. Anylogic 6 является кросс-платформенным программным обеспечением, работает как под управлением операционной системы Windows, так и под Mac OS и Linux [2].

Математическая модель динамики сокращения сердечной мышцы задается нелинейным дифференциальным уравнением первого порядка:

$$dx/dt=(x-x^3 - b)/\text{eps},$$

где x представляет собой радиус сердца, а параметр b сам является переменной, определяемым дифференциальным уравнением:

$$db/dt=x-x_0$$

Это одна из простейших моделей такой динамики. Необходимо построить зависимость между переменными x и b от времени, а так же фазовую диаграмму изменения радиуса x от значения b .

После создания нового проекта мы задаем эти две переменные, а так же x_0 – начальное значение x . Переменная x определяется дифференциальным уравнением. После создания этих переменных, появляется самая простая модель сердца.

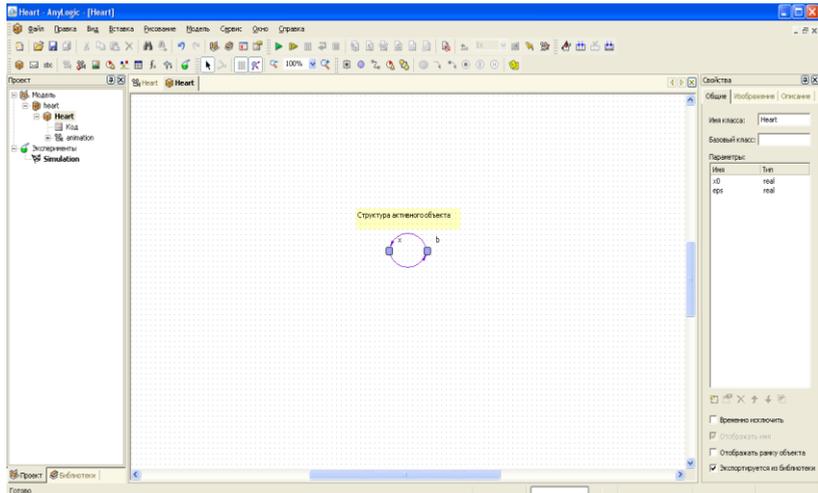


Рис.1 – Создание двух объектов

Переменные в окне root после запуска начинают меняться в соответствии с определенными для них уравнениями.

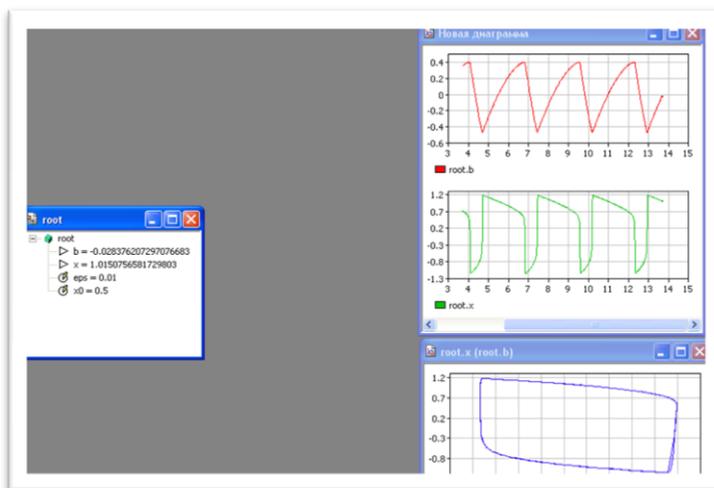


Рис. 2 – Изменение параметров после запуска

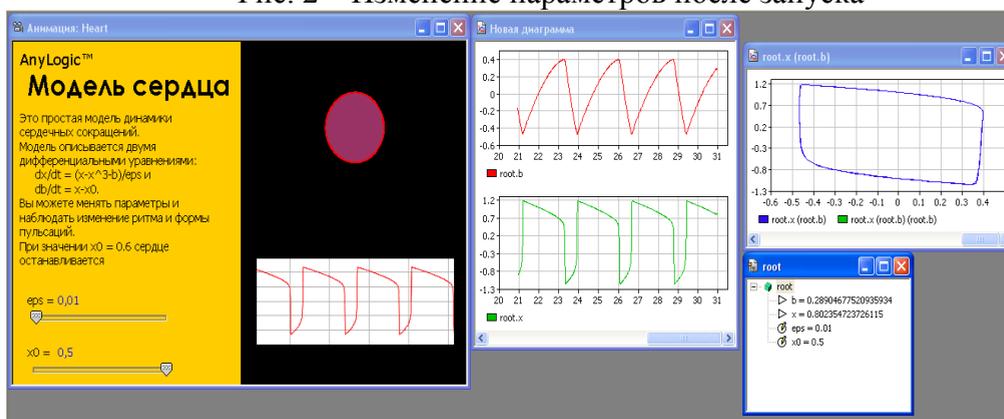


Рис. 3– Собранный вид модели (картинка)

На рисунках можно увидеть, как изменяются графики от заданных мною параметров. Можно сделать вывод, что изменяя параметры, изменяется ритм и форма пульсаций. При значении $x_0 = 0.6$ сердце останавливается.

В ходе проделанной работы, можно сделать вывод, что даже на самой простой модели можно показать сердечные циклы, ее форму и наглядно продемонстрировать, изменив переменные значения. Это необходимо для того, чтобы решать очень важные задачи, такие как лечение или применение на каком – либо органе новые лекарства, или просто для того, чтобы описать наглядно поведение системы в целом.

Библиографический список

1. Гидродинамика кровообращения. Сб. под ред. С.А.Регирера. - М.: Мир, 1971. - 270 с.
2. Куприяшкин, А.Г. Основы моделирования систем: учеб. пособие / А.Г. Куприяшкин; Норильский индустр. ин-т. – Норильск: НИИ, 2015. – 135 с.

**ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ИГЛ С РАЗЛИЧНЫМИ ТИПАМИ
НАКОНЕЧНИКОВ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ СПИНАЛЬНЫХ
И ЭПИДУРАЛЬНЫХ АНЕСТЕЗИЙ В УСЛОВИЯХ ПЕРИНАТАЛЬНОГО
ЦЕНТРА ГОРОДА РЯЗАНИ**

А.В. Озеров¹, Н.Н. Павлова², Е.В. Пимахина², А.А. Супрыга¹, Н.М. Толкач³

¹ ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

² ГБУ РО «Областной Клинический Перинатальный Центр», г.Рязань

³ Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Аннотация материала работы. В работе проведено сравнение игл для спинальной и эпидуральной анестезии. Изучены осложнения, применена новая методика, позволяющая уменьшить осложнения после проведения спинальной и эпидуральной анестезий.

Ключевые слова: *спинальная анестезия, эпидуральная анестезия, иглы.*

**EXPERIENCE OF APPLICATION NEEDLES WITH DIFFERENT TYPES
OF TIPS FOR CONDUCTING SPINAL AND EPIDURAL ANESTHESIA IN
CONDITIONS OF THE PENINATAL CENTER OF THE CITY OF RYAZAN**

A.V. Ozerov¹, N.N. Pavlova², E.V. Pimahina², A.A. Supryaga¹, N.M. Tolkach³

¹ Ryazan State Medical University, Ryazan

² Ryazan Regional State Clinical Hospital

«Regional Clinical Perinatal Center», Ryazan

³ Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Abstract of the material work. The work compares needles for spinal and epidural anesthesia. The complications were studied, a new technique was applied. It allows to reduce complications after spinal and epidural anesthesia.

Key words: *spinal anesthesia, epidural anesthesia, needles.*

Актуальность

Всё чаще в акушерской практике используется спинальная и эпидуральная анестезии во время операции «извлечение плода из полости матки». К сожалению, подобного рода манипуляция, проведённая иглами обычной заточки, приводит к осложнениям в послеоперационном периоде в виде нарушений приспособительных вазомоторных реакций, так называемому постпункционному синдрому [6] (син. постпункционная головная боль) (*далее ППГБ*)).

Ввиду того, что больницы не всегда располагают иглами, лишёнными данного недостатка, был придуман следующий выход из данной ситуации, речь о котором пойдёт ниже.

Постпункционный синдром

Это патологическое состояние, развивающееся через 24-72 часа после пункции твёрдой мозговой оболочки, характеризующееся рядом симптомов, основной из которых - головные боли в вертикальном положении тела. [6]

Симптомы:

- Пульсирующая двусторонняя головная боль в лобной и/или затылочной области
- Иррадиация в область шеи, плеч
- Усиление болей в положении сидя, стоя или при движении
- Тошнота рвота
- Напряжение мышц затылка

Патогенез

Пункционная игла нарушает целостность твёрдой мозговой оболочки, это приводит к истечению ликвора. Если повреждение относительно велико и не герметизируется достаточно быстро - происходит истечение большого количества ликвора, падение давления СМЖ.

Это ведёт к компенсаторному увеличению мозгового кровотока в результате дилатации интракраниальных вен. Их расширение вызывает раздражение твёрдой мозговой оболочки богатыми болевыми рецепторами. Всё это в купе со сниженным давлением СМЖ приводит к данной симптоматике.

Ряд авторов убедительно доказывают, что среди причин возникновения ППГБ ведущую позицию занимает уровень прогестерона, поэтому вероятность возникновения ППГБ выше у молодых женщин и особенно возрастает при беременности.

Виды пункционных игл

1. Иглы с острием типа **Quincke (Квинке)** или Квинке-Бэбкока

Игла режущего типа для спинальной анестезии, используется наиболее часто. Игла имеет средней длины срез с острыми краями, острым концом и отверстием на конце. Популярность данного вида игл объясняется простотой манипуляции при спинальной пункции. [3]

2. Иглы с острием **Sprotte (Шпротте)**

Относится к иглам карандашного типа (Пенсил Поинт) с боковым окном.

Коническая форма острия спинальной иглы без режущих граней позволяет атравматично пунктировать твердую мозговую оболочку, так как происходит прорезывание, а раздвижение волокон оболочки, которые потом впоследствии быстрее восстанавливают герметичность спинномозгового канала. [3]

Боковое отверстие на кончике позволяет обеспечить направленное введение анестезирующего раствора.

Основная цель такой формы конца этих игл – снижение частоты постпункционных болей, так как считается, что эти иглы меньше травмируют твердую оболочку.

3. Иглы с острием Whitacre (Уайтэкра)

В целом похожа на предыдущую иглу, с аналогичным типом заточки, однако боковое окно имеет закруглённые края, что дополнительно повышает атравматичность.

4. Иглы с острием типа Greene (Грини)

Данный тип игл используется редко. Игла имеет длинный срез с острыми краями с закругленным концом, отверстие на конце.

Резюмируя вышесказанное значимым фактором риска ППГБ является диаметр спинальной иглы и ее тип. Причем тип иглы (предпочтительны иглы с кончиком в виде заточенного карандаша, типа «pencil-point») имеет большее значение, чем диаметр. Проходя через твердую мозговую оболочку такие иглы, в большей степени раздвигают ее волокна, чем пересекают, что способствует быстрому закрытию дефекта. Спинальные иглы типа «pencil-point» и диаметра 25 - 27G являются оптимальными в плане снижения частоты развития ППГБ. [3]

Однако материальное обеспечение не всегда обеспечивает данным типом игл в полном объеме и врачам приходится использовать иглы с режущим вариантом заточки.

Именно поэтому были проведены исследования и выдвинуто рационализаторское предложение № 1382 от 10 июня 2016 г., выданное *ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России* «Применение полиглюкина в схеме инфузий у рожениц после проведения спинальной и эпидуральной анестезий».

Предложение по применению полиглюкина

На вторые сутки после операции последовательно внутривенно вводили следующие препараты – 500 мл 0,9% раствора хлорида натрия с 1,0 мл кофеина, 400 мл полиглюкина, 500 мл 0,9 % раствора хлорида натрия. [4]

При данной методике наблюдали снижение или полное прекращение описанных осложнений.

Целесообразность данной методики подтверждена её положительными эффектами от использования у 200 рожениц. Осложнений от применения полиглюкина в схеме инфузий после проведения спинальной и эпидуральной анестезий отмечено не было.

Объяснение

- Кофеин, являясь стимулятором ЦНС, провоцирует развитие церебрального вазоспазма в противовес дилатации сосудов, что снижает раздражение твёрдой мозговой оболочки.
- Хлорид натрия приводит к восполнению объёма циркулирующей жидкости, а полиглюкин, являясь коллоидом, повышает коллоидно-осмотическое давление в крови. Это положительно влияет на основное звено патогенеза, устраняя дефицит СМЖ.

Заключение

Для профилактики возникновения постпункционного синдрома предпочтительна закупка игл типа pensilpoint.

Целесообразно использование рационализаторского предложения по использованию полиглюкина с целью снижения постманипуляционных осложнений.

Библиографический список

1. Анестезиология: национальное руководство/под ред. А.А. Бунятына, В.М. Мизикова. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. - 1104 с.
2. Рональд Миллер. Анестезия Рональда Миллера/ Миллер Рональд. - СПб.: Человек, 2015. – 3332 с.
3. Сумин С.А. Анестезиология, реаниматология, интенсивная терапия: учебник для студентов учреждений высшего профессионального образования / С.А. Сумин, И.И. Долгина. - М.: ООО "Мед.информ. агентство", 2015. - 496 с.
4. Приказ Министерства образования и науки Российской Федерации от 25 августа 2014 г. № 1044 « Об утверждении федерального государственного образовательного стандарта высшего образования по специальности 31.08.02 Анестезиология-реаниматология (уровень подготовки кадров высшей квалификации)». -М.,2014.
5. Приказ Министерства здравоохранения РФ от 15 ноября 2012 г. № 919н «Об утверждении Порядка оказания медицинской помощи взрослому населению по профилю «Анестезиология и реаниматология». -М.,2012.
6. Энциклопедия по анестезиологии - The global Textbook of anesthesiology (0.33) / англ Физиология кислотно-основного обмена дыхательных путей, осложнения анестезии, сердечная анестезия, сопутствующие заболевания, оборудование, трансфузиология. <http://gasnet.med.yale.edu/gta/>

УДК 616-08-039.33

КЛИНИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ СИНЕГО ВИДИМОГО СПЕКТРА СВЕТА В КОМБИНИРОВАННОЙ ТЕРАПИИ РАСПРОСТРАНЕННОГО ПСОРИАЗА

М.В. Жучков¹, А.В. Иванов²

¹ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г. Рязань

²АО «Елатомский приборный завод»

В статье рассматриваются результаты клинического исследования оценки эффективности применения прибора Philips BlueControl (источника видимого спектра синего света, с заявленной эмиссией на 453 нм) в составе комбинированной терапии псориатической болезни. Исследование продемонстрировало высокую клиническую эффективность данного физического фактора в терапии псориаза. Работа демонстрирует сопоставимую со стандартной ультрафиолетовой терапией эффективность данного прибора.

Ключевые слова: фототерапия, псориаз, синий видимый спектр света.

CLINICAL EFFECTIVENESS OF BLUE VISIBLE SPECTRUM OF LIGHT IN COMBINED THERAPY OF COMMON PRISONER

M.V. Zhuchkov¹, A.V. Ivanov²

¹Ryazan State Medical University, Ryazan

²Yelatma Instrument Making Enterprise

The article examines the results of a clinical study evaluating the effectiveness of Philips BlueControl (the source of the visible spectrum of blue light, with the claimed emission at 453 nm) as part of the combined therapy of psoriatic disease. The study demonstrated the high clinical effectiveness of this physical factor in the treatment of psoriasis. The work demonstrates the efficiency of this device comparable with the standard ultraviolet therapy.

Key words: phototherapy, psoriasis, blue visible spectrum of light.

Псориазическая болезнь (псориаз), в настоящее время, является одним из наиболее распространенных заболеваний кожного покрова. В некоторых популяциях показатели его распространенности достигают 3% [1]. Не смотря на огромные успехи в медикаментозной терапии данного заболевания с использование генно-инженерных биологических препаратов, высокая стоимость и потенциальный риск нежелательных лекарственных реакций со стороны последних, значительно ограничивает их использование в реальной клинической практике [2]. В связи с этим поиск новых лекарственных препаратов и физических факторов в борьбе с псориазом, является важной и перспективной задачей. Среди физических факторов, используемых при псориазе огромного значения имеют те или иные режимы применения ультрафиолетового облучения различных длин волн: средневолновая фототерапия, ПУВА – терапия, узкополосная фототерапия с максимумом эмиссии на длине волны 311 нм и другие. [3]. Не смотря на высокую клиническую эффективность ультрафиолетовой терапии, ее канцерогенный потенциал при достижении определенной кумулятивной дозы, ограничивает ее широкое использование в клинической практике.

Второй по своему значению фототерапевтической модальностью, продемонстрировавшей свою эффективность в терапии псориаза было применение видимого спектра света в область псориазических эфлоресценций [4]. Механизм его действия в определенной степени сходен с механизмом действия ультрафиолетового спектра света и включает антипролиферативный и цитотоксические механизмы влияния на активно пролиферирующие аберрантные кератиноциты псориазических эфлоресценций [5].

Таким образом, **целью** нашего исследования явилась оценка сравнительной эффективности прибора Philips BlueControl (источника

видимого спектра синего света, с заявленной эмиссией на 453 нм) в составе комбинированной терапии псориазической болезни.

Материалы и методы. В наше исследование было включено 92 пациента, средний возраст которых составил $51,3 \pm 7,4$ лет. Значительных гендерных различий в исследовании не было (48 мужчин и 44 женщины). Критериями включения пациентов в исследование были следующие: вульгарный псориаз, любой распространенности патологического процесса, легкой и средней степени тяжести, сопряженный с небольшим или умеренным гиперкератозом на поверхности эффоресценций (т.к. значительный гиперкератоз элементов может снижать эффективность любого фототерапевтического вмешательства). Критериями исключения пациентов из исследования были:

- иные клинические формы псориаза кроме вульгарного (экссудативный, пустулезный тип Барбера, пустулезный тип Цумбуша, инверсный и пр.);
- наличие коморбидной дерматологической патологии, влияющей на течение псориаза (экзема, болезнь Девержи и пр.);
- наличие коморбидной дерматологической патологии изменяющей характер назначаемой медикаментозной терапии или патологии, зависимой от получения пациентом видимого спектра света, как лечебного фактора (актиническая крапивница, полиморфный фотодерматоз, abortивная форма пигментной ксеродермы, порфирия и пр.);
- высокие градации степени тяжести псориаза (в том числе требующие использования системной медикаментозной терапии);
- использование пациентом лекарственных препаратов биodeградируемых или активируемых под действием видимого спектра света.

С помощью метода «конвертов» пациенты были рандомизированы на три группы. В первую группу ($n=31$) будут включены пациенты, получающие стандартное местное противопсориазическое лечение и курс фототерапии от прибора Philips BlueControl. Режим применения прибора среди данных пациентов был следующим: на каждую область псориазических бляшек использование по 30-60 мин, 2 раза в день, на протяжении двух недель.

Во вторую группу пациентов ($n=31$) вошли пациенты, которые будут получать стандартное местное противопсориазическое лечение (топические глюкокортикостероиды, топические ингибиторы кальциневрина, эмоленды, «разрешающие» препараты) и курс т.н. узкополосной ультрафиолетовой терапии (селективная средневолновая фототерапия с максимумом эмиссии на длине волны 311нм).

Третья группа пациентов контрольная, т.е. пациенты в ней получали только стандартное местное противопсориазическое лечение ($n=30$).

Средние значения индекса PASI на момент включения пациентов в исследование были сопоставимы и составляли: $52,2 \pm 2,5$; $51,8 \pm 3,3$ и $53,1 \pm 2,9$ баллов соответственно в первой, второй и третьей группах.

Результаты исследования. После месяца наблюдения за пациентами короткосрочная эффективность проводимого лечения оценивалась по степени уменьшения индекса PASI. Пациенты первой и второй групп объективно быстрее достигали положительного клинического эффекта и клиническая ремиссия была достигнута более полная. Индекс PASI через месяц, на фоне проводимой терапии составлял $11,2 \pm 1,2$ балла и $13,4 \pm 1,5$ баллов у пациентов первой и второй группы соответственно. Пациенты третьей группы отвечали на терапию несколько хуже, показатель PASI у них составлял $19,9 \pm 2,7$ баллов.

Выводы. В результате исследования была показана хорошая клиническая эффективность, переносимость и безопасность прибора Philips BlueControl (источника видимого спектра синего света, с заявленной эмиссией на 453 нм). Эффективность прибора Philips BlueControl (источника видимого спектра синего света, с заявленной эмиссией на 453 нм) была сопоставима с узкополосной фототерапией с максимумом эмиссии на длине волны 311 нм.

Библиографический список

1. Ito T., Takahashi H., Kawada A., Iizuka H., Nakagawa H. Epidemiological survey from 2009 to 2012 of psoriatic patients in Japanese Society for Psoriasis Research // J Dermatol. - 2017.: Nov 8. doi: 10.1111/1346-8138.14105. [Epub ahead of print].
2. Puig L. Choice of first-line biologic therapy in psoriasis: understanding the past and shaping the future? // Br J Dermatol. 2017 Sep; 177(3): 623-624.
3. Su L.N., Ren J., Cheng S.M., Liu J.L., Ding Y.F., Zhu N.W. UVA1 vs. narrowband UVB phototherapy in the treatment of palmoplantar pustulosis: a pilot randomized controlled study // Lasers Med Sci. 2017. Nov; 32(8): 1819-1823.
4. Weinstabl A., Hoff-Lesch S., Merk H.F., von Felbert V. Prospective randomized study on the efficacy of blue light in the treatment of psoriasis vulgaris // Dermatology. 2011; 223(3): 251-259.
5. Pfaff S., Liebmann J., Born M., Merk H.F., von Felbert V. Prospective Randomized Long-Term Study on the Efficacy and Safety of UV-Free Blue Light for Treating Mild Psoriasis Vulgaris // Dermatology. 2015; 231(1): 24-34.

2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ

УДК 577.3:531

УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВЯЗКОУПРУГИХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ

Д.Р. Руцкая, Р.А. Апакашев

Уральский государственный горный университет, г. Екатеринбург

Предложено универсальное устройство для регистрации вязкоупругих свойств биологических жидкостей в широкой области значений скорости течения и действующих напряжений сдвига.

Ключевые слова: биологические жидкости, скорость течения, напряжение сдвига, вязкоупругие свойства.

DEVICE FOR REGISTERING VISCOELASTIC PROPERTIES OF BIOLOGICAL LIQUIDS

D.R. Rutsкая, R.A. Apakashev

Ural state university of mining

Universal device for registering viscoelastic properties of biological fluids in a wide range of flow velocity and acting shear stresses is proposed.

Key words: biological fluids, flow velocity, shear stress, viscoelastic properties.

Изучение реологических свойств различных видов биологических материалов и изменений данных свойств в процессе патологии составляет основу методов, используемых в диагностических и клинических целях (реогепатография, реография, реокардиография, реопульмонография, реоэнцефалография). Исследование зависимости вязкости крови от скорости ее течения находит применение, например, в диагностике заболеваний системы кровообращения.

Биологические объекты, как правило, проявляют одновременно упругие и вязкие или пластические и вязкие свойства [1]. При реологическом исследовании биологических тканей с упругими свойствами определяют кривые растяжения (зависимость механического напряжения от относительной деформации), по которым рассчитывают величину модуля упругости при разной длине объекта. О вязкоупругом характере ткани судят по наличию петли гистерезиса, т. е. несовпадения кривых растяжения, полученных при увеличении длины и обратном укорочении. При изучении релаксации напряжения (т. е. его изменения во времени после ступенчатого изменения длины), ползучести (изменения во времени длины после ступенчатого изменения деформирующей силы), фазового соотношения между напряжением

и деформацией в условиях периодического изменения длины выясняются временные параметры деформирования вязкоупругих биообъектов. Лабораторное определение реологических свойств используется для выяснения патологических изменений органов и тканей.

Часто для измерения упругих свойств материалов как в твердом, так и в жидком агрегатном состоянии реализуют нестационарные эксперименты, когда предпочтительным, в том числе с позиций чувствительности, является режим вынужденных колебаний. При отсутствии внешнего воздействия для внутренней гидродинамической задачи, (например, крутильного вискозиметра [2]), такие условия малоэффективны для наблюдения слабо упругих свойств. Низкая информативность эксперимента в этом случае может иметь место в связи с узким диапазоном частот колебаний, более длительных и включающих значительные периодические составляющие переходных процессов.

При движении измерительного зонда в псевдопластичных, вязкоупругих средах возрастает глубина проникновения течения, т.е. размеры сосуда, отвечающие безграничной жидкости, когда к тому же при работе в таком режиме после преодоления предела текучести движение не возобновляется. На последнем основывается линейка приборов с постепенным нарастанием момента.

Разработанный авторами настоящего доклада вискозиметр инерционного типа (рис. 1) обладает тем преимуществом, что позволяет выявить само наличие даже весьма слабо выраженных упругих свойств. Отметим, что возможности данного вискозиметра могут быть расширены при преодолении сложностей адекватного учета существенных факторов в теории эксперимента, поддержания устойчивого вращения, отделением эффектов, обуславливающих возвратные потоки, не определяемые упругими свойствами, анализом нормальных компонент тензора напряжений и т.д.

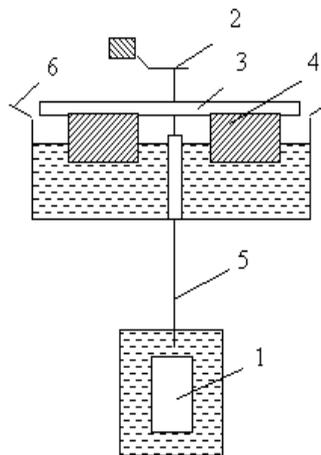


Рис. 1 – Вискозиметр инерционного типа (обозначения в тексте)

Прибор предназначен для определения модуля сдвига, предела текучести и вязкости жидкостей в широкой области скорости течения и действующих напряжений сдвига, в том числе, очень малых. Базовая модификация устройства включает цилиндрическое тело вращения (зонд) 1, кольцевой центрующий ограничитель 2, маховик 3, соединенный с телом вращения, плавающую в воде цилиндрическую опору 4 с центральным отверстием для шпинделя 5. Движение маховика фиксируется по шкале 6. Для нагрева или охлаждения емкости с исследуемой жидкостью возможно использование термостата. В этом случае между термостатом и прибором устанавливается защитный тепловой экран.

Возможность измерений при малых скоростях деформации сдвига достигается благодаря исключению традиционного чувствительного элемента в виде торсиона определенной жесткости и существенного уменьшения энергетических потерь в опоре трения шпинделя. Из-за значительного момента инерции маховика медленное вращение по инерции сохраняется минуты и десятки минут. Тогда скорость деформации исследуемой жидкости плавно убывает, охватывая широкую область значений. Исходный импульс вращения задается направленной на маховик кратковременно действующей струей воздуха.

Прибор позволяет наблюдать переход затухающего инерционного течения изучаемой жидкости во вращательные нелинейные колебания, обусловленные упругостью самой жидкости. По периоду и амплитуде колебаний рассчитываются свойства образца.

Основные технические характеристики установки следующие: момент инерции маховика $4,5 \cdot 10^{-3}$ кг·м²; рабочий диапазон скоростей деформации $0 - 10^{-3}$ с⁻¹; температурный интервал измерений 293 - 1773 К; диапазон определяемых величин предела прочности и модуля сдвига $10^{-6} - 10^2$ Па; диапазон определяемых значений вязкости $10^{-4} - 10^2$ Па·с; максимальная погрешность определения реологических параметров 3,8 %.

Библиографический список

1. Будник И. А., Брилли Г. Е. Современные представления о сдвиговой регуляции функции тромбоцитов // Успехи современной биологии. 2009. Т. 129. № 2. С. 198-211.
2. Bhatnagar R. K., Zago J. V. Numerical investigations of flow of a viscoelastic fluid between rotating coaxial disks // J. of Rheol. Acta. 2008. V. 17. P. 557-567.

МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ КОЖНО-ГАЛЬВАНИЧЕСКОЙ РЕАКЦИИ

Р.Р. Фролова, Ч.Р. Касимова, Н.Р. Исянов, Т.В. Мирина

Научный руководитель – Мирина Т.В., канд. техн. наук, доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Кожная реакция является суммарным биологическим эффектом, определяемым функциональным состоянием органов и тканей организма, и позволяет анализировать психофизиологические реакции человека. В данной статье представлена взаимосвязь КГР с состоянием ЦНС. Также представлены факторы влияющие на результаты измерений.

Ключевые слова: кожно-гальванической реакция, метод Фере, метод Тарханова

METHODS FOR MEASURING SKIN-GALVANIC REACTION

R.R. Frolova, Ch.R. Kasimova, N.R. Isyanov

Scientific adviser – Mirina T.V., candidate of technical sciences, associate professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The skin reaction is the total biological effect, determined by the functional state of the organs and tissues of the body, and allows analyzing the psychophysiological reactions of a person. This article presents the interconnection of skin-galvanic reaction with the central nervous system condition. Factors influencing the measurement results are also presented.

Key words: skin-galvanic reaction, Fere method, Tarkhanov's method

Кожно-гальваническая реакция — изменение разности потенциалов и снижение электрического сопротивления между двумя участками поверхности кожи, возникающее при различных раздражениях, вызывающих эмоциональное возбуждение. Кожная реакция является суммарным биологическим эффектом, характер которого определяется функциональным состоянием большого количества органов и тканей организма и позволяет, в отдельных случаях, довольно тонко анализировать психофизиологические реакции человека [2]. Её принято считать объективным показателем состояния вегетативной нервной системы. При нарастании возбуждения в ЦНС амплитуда кожно-гальваническая реакция увеличивается, появляются дополнительные колебания. В случае перевозбуждения, при усилении процессов торможения дополнительные колебания исчезают, амплитуда основных снижается.

Рост кожного сопротивления может свидетельствовать о чувствительности ЦНС на возникновение состояния монотонии [3]. Колебания кожного сопротивления на фоне роста свидетельствуют об умеренной

чувствительности ЦНС на формирование состояния покоя. Снижение кожного сопротивления связано с умеренной гиперреактивностью и свидетельствует о переходе в состояние напряженности, а его колебания на фоне снижения — о развитии состояния эмоциональной напряженности. V-образное изменение кожного сопротивления отражает перевозбуждение ЦНС и развитие состояния психического пресыщения.

При анализе параметров КГР учитывают амплитуду колебаний (величину реакции), латентный период ее возникновения, скорость и время нарастания, исходный уровень электрической проводимости (при использовании метода Фере) [1].

Существуют два основных метода регистрации КГР по Тарханову и по Фере.

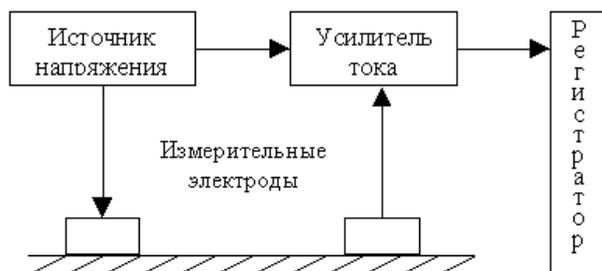


Рис. 1 - Метод Фере

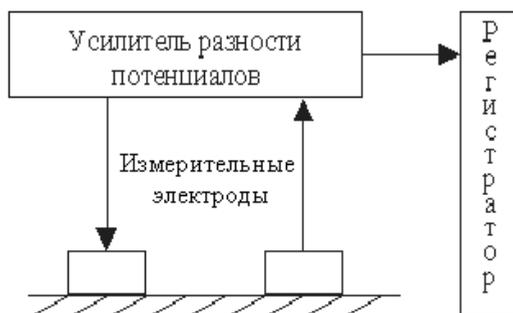


Рис. 2 – Метод Тарханова

При первом методе производится регистрация электрических потенциалов кожи, а при втором используется внешний источник тока и регистрируется электрическое сопротивление кожи или электропроводимость.

Кожа, на которую помещают электроды для воздействия постоянным током, оказывает значительное сопротивление току. Ток в основном проходит через протоки потовых, а отчасти сальных желез. Очень большое сопротивление постоянному току оказывает сухая и огрубевшая кожа, а также её температура: при её снижении кровеносные сосуды сжимаются, что влечет за собой увеличения сопротивления.

Заметно увеличивается электропроводность кожи при гиперемии, отеке, мацерации, нарушении целости.

КГР связана с активностью потоотделения. При воздействии эмоциогенных раздражителей возрастает потоотделение и как следствие этого изменяется электропроводность кожи. Основная часть потовых желез реагирующих на эмоциональные раздражители и стресс находятся на ладонях и подошвах.

Сопrotивление тканей электрическому току тесно связано и с явлениями поляризации в живых тканях. Явление поляризации связано с тем, что вследствие электрохимических процессов в электролитной среде в области контакта электрода с кожей накапливается избыток ионов, что приводит к включению в запись колебаний постоянного потенциала, резко искажающих регистрацию.

При построении блока измерения КГР согласно методу Фере возможно использование следующей структурной схемы (рис.3):

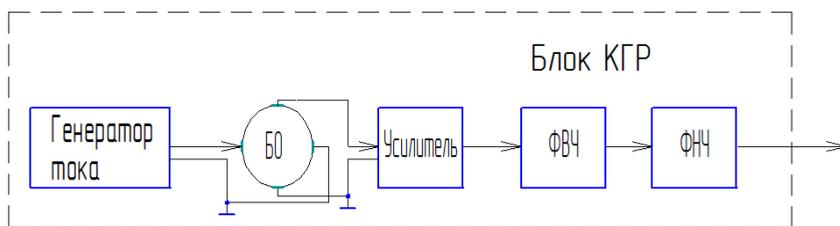


Рис.3 – Структурная схема блока измерения КГР

Генератор тока вырабатывает сигнал высокой частоты и производит воздействие на БО (плотность тока не должна превышать 5-10мкА на 1 см² площади электрода), что позволяет получить более информативное отображение КГР. Далее регистрируется электропроводность кожи, снимаемый сигнал с БО поступает на вход усилителя и в схему фильтрации, необходимой для выделения полезного сигнала в диапазоне от 0,1 Гц до 10 Гц. Для дальнейшей обработки, сигнал поступает на вход АЦП, а затем в МК. По результатам КГР определяют психоэмоциональное состояние человека.

Исходя из вышеописанного следует сделать вывод, что при измерении КГР следует учитывать влияние внутренних и внешних факторов на результат измерений и при возможности исключить их. Так в качестве электродов могут быть использованы хлорсеребряные пластинчатые электроды, что позволит уменьшить поляризацию и сохранить нормальный физиологический состав кожи.

Библиографический список

1. В.В. Никандров. Экспериментальная психология. Учебное пособие. – СПб.: Издательство «Речь». – 480 с. 2003.

2. В.Г. Гусев. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. Ч.1. – Уфимский государственный авиационный университет. Уфа. 2001-227 с.

3. Связь характеристик КГР с индивидуально-типологическими свойствами личности [Электронный ресурс]-URL: <http://studopedia.org/3-162385.html> (дата обращения 08.10.2017)

УДК 615.47

К ВОПРОСУ О МОДЕЛИРОВАНИИ ПРОЦЕССОВ РЕГУЛЯЦИИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

И.С. Явелов, А.В. Рочагов, А.В. Жолобов

ФГБУН Институт машиноведения им. А.А. Благонравова РАН (ИМАШ РАН),
г. Москва

Рассматривается вариант построения модели для описания повышения артериального давления в случае, как уменьшения, так и увеличения расхода крови. За основу модели взята электромеханическая аналогия.

Ключевые слова: артериальное давление, пульсограмма, кардиомеханосигнал, кровоток, тонометрия, пульс.

TO THE QUESTION ON THE MODELING OF THE PROCESSES OF REGULATION OF ARTERIAL PRESSURE

I.S. Yavelov, A. V. Rochagov, A. V. Zholobov

Institute of machines science named. A.A. Blagonravova Russian Academy of
Sciences (IMASH), Moscow

Considered the option of constructing a model to describe high blood pressure in the case, both decreasing and increasing the flow of blood. Based on models taken of the Electromechanical analogy.

Key words: arterial pressure, pulsogram, cardiomedialastinal, blood flow, tonometry, pulse.

Применим подход для построения модели, позволяющей описать феномен повышения артериального давления в случае, как уменьшения, так и увеличения расхода крови (например, минутного объема). В основу модели положим электромеханическую аналогию (рис. 1).

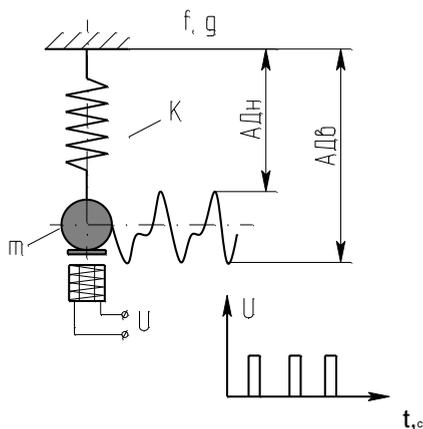


Рис. 1 – Электромеханическая модель регуляции артериального давления сердечно-сосудистой системы

Здесь показан физический маятник (груз на пружине), который подвешен в поле тяготения, характеризующимся ускорением свободного падения ($g, m/c^2$), причем масса груза m и величина g являются переменными.

Проведем аналогии. Положение груза маятника (величина смещения по оси x) во время его колебаний и в покое есть аналог величины давления P . Соответственно, координата x во время покоя эквивалентна среднему артериальному давлению. Верхнее положение маятника соответствует нижнему АД ($АД_n$), нижнее-верхнему АД ($АД_v$). Роль возбудителя колебаний играет электромагнит, который выдает толчки маятнику с частотой около или выше 1 Гц за счет импульсной подачи тока с напряжением U , как это показано на рис. 1.

Масса маятника (m) – инерционный элемент – эквивалентна сочетанию параметров расхода и вязкости крови, g - аналог величины периферического сопротивления сосудов (в обратной зависимости); k – аналог коэффициента жесткости (ригидности) сосудистой стенки. Можно представить, как предлагаемая модель обрабатывает обе ситуации, которые упомянуты выше. Рис. 2 отражает взаимодействие элементов модели и изменение параметров при физиологической пробе – физическая нагрузка.

Здесь приведены реальные пульсограммы здорового человека (мужчина, 48 лет), полученные с лучевой артерии в исходном состоянии (рис. 2 г) и после 20 приседаний (рис. 2 д). Изменения, которые при этом происходят с моделью (показаны на рис. 2 а, б, в), а именно повышается уровень среднего АД и одновременно возрастает амплитуда переменной части АД, связанная с изменением величины кровотока (он увеличивается).

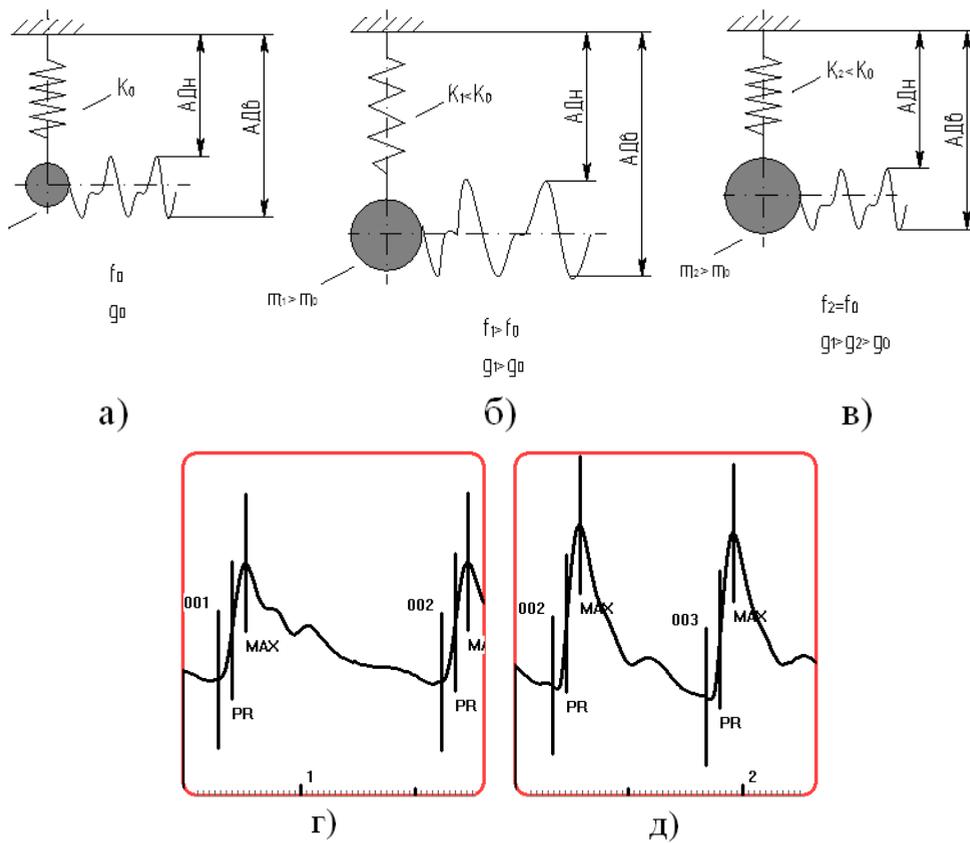


Рис. 2 – Взаимодействие процессов регуляции АД при функциональной пробе (физическая нагрузка) на примере механической модели
 а), г) исходное состояние
 б), д) физическая нагрузка (20 приседаний)
 в) восстановление параметров

Частота пульсаций, как известно, при нагрузке растет ($f_1 > f_0$), а затем восстанавливается до исходного ($f_2 = f_0$), что видно и по пульсограмме. Но для этого при увеличении массы груза ($m_1 > m_0$) должно произойти резкое увеличение величины $g_1 > g_0$, т.е. значительно уменьшится периферическое сопротивление системы (сосуды расширяются).

Второй случай – моделирование ситуации гипертонического криза отображен на рис. 3. В этом случае давление также повышается, но в условиях заниженного расхода крови. Мнемонически это отображено на рис. 3а и 3б в виде уменьшенной массы груза маятника и снижения средней точки его колебательного движения. Причем, как правило, частота f при этом может измениться в любую сторону, а может остаться неизменной. Положение маятника, соответствующее гипертоническому кризу, обеспечивается благодаря возможности увеличения g ($g_1 > g_0$). Можно также моделировать любые ситуации (задержка дыхания, прием препаратов), рассмотренные в

предыдущей подглаве на примере реальных пульсовых волн. Здесь же рассмотрено изменение пульсовых волн (рис. 3 в, г), типичное для пожилых людей, склонных к гипертонии. Как сказано выше, это изменение сводится к типовым отклонениям от островеершинности и искажению формы заднего ската пульсовой волны.

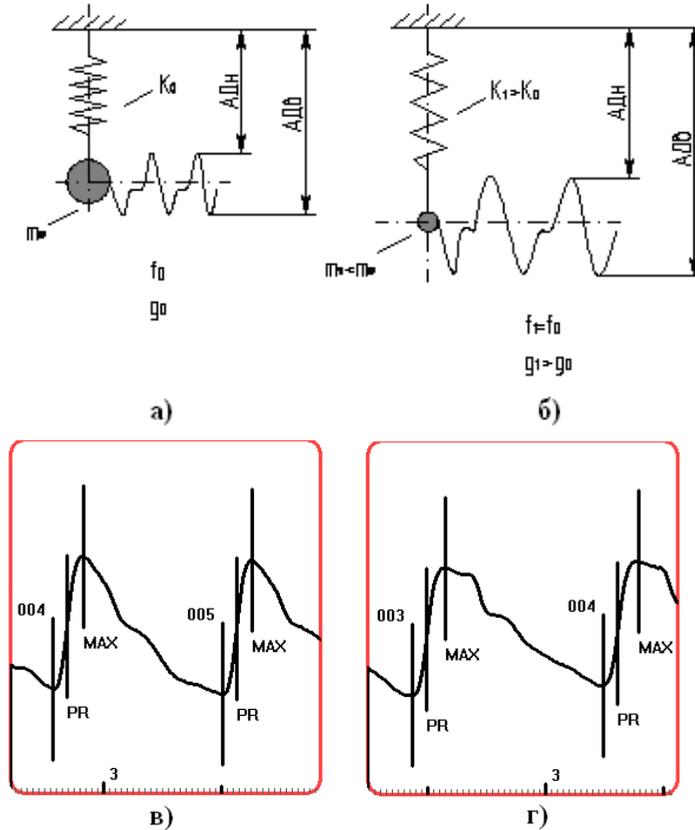


Рис. 3 – Развитие гипертонического криза
 а), в) исходное состояние (давление 150/90 ммHg)
 б), г) повышенное давление (200/130 ммHg)

Библиографический список

1. Явелов И.С. Тайна пульсовой волны.- М.- Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2012.- 256 с.
2. Yavelov IS, Stepanyan IV, Rochagov AV, Fedyanin VI, Zholobov AV (2017) Perspective Questions of Mechanopulsography. J Biomed Eng Med Devic 2: 125. doi: 10.4172/2475-7586.1000125

КОМПЕНСАЦИЯ ПОМЕХ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА РАЗЛИЧНЫМИ ТИПАМИ ЭЛЕКТРОДОВ

О.Ю. Соловейкина, О.В. Мельник

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В настоящей статье рассматриваются современные подходы к регистрации электрокардиограммы различными электродами. Проведен обзор существующих решений устранения помех при различных типах электродов. Для дальнейших исследований предлагаются емкостные электроды.

Ключевые слова: электрокардиограмма, устранение помех, емкостные электроды.

COMPENSATION OF INTERFERENCE IN ELECTROCARDIOSIGNAL REGISTRATION BY VARIOUS TYPES OF ELECTRODES

O.U. Soloveikina, O.V. Melnik

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

In the present article, modern approaches to recording the electrocardiogram with various electrodes are considered. A review of existing solutions to eliminate interference with different types of electrodes is carried out. For further research capacitive electrodes are offered.

Key words: electrocardiogram, elimination of interference, capacitive electrodes.

Современная диагностика сердечных заболеваний не может обойтись без электрокардиографического исследования. Электрокардиографическое исследование представляет собой анализ зарегистрированной кривой изменения биопотенциалов сердца. Электрокардиограмма (ЭКГ) представляет собой кривую токов возбуждения сердечной мышцы.

Регистрация ЭКГ неизбежно сопровождается появлением помех (артефактов), среди которых наиболее значимыми являются сетевая наводка, контактный шум электродов, артефакты движения, артефакты от мышечных сокращений, смещение базовой линии и модуляция амплитуды ЭКГ, вызываемые дыханием и аппаратный шум [1]. Корректный выбор электродов для регистрации ЭКГ и методов компенсации помех является необходимым условием создания качественной диагностической аппаратуры.

Электроды, применяемые для снятия электрокардиограммы, могут иметь самые различные формы и размеры. Самыми первыми были введены пластинчатые электроды, которые отделялись от кожи пациента хлопчатобумажной или фетровой прокладкой, пропитанной соевым раствором [2]. Другим довольно старым типом электрода, который используется и в настоящее время, является электрод на присоске, в котором с

кожей действительно контактирует только кольцевой край. Описанные выше электроды чувствительны к перемещению. Даже малейшее перемещение изменяет толщину тонкой пленки электролита между металлом и кожей. Эти изменения проявляются как артефакты на записи ЭКГ; они являются источниками дрейфа нуля. Липкая лента и применение электродов в виде терки уменьшают эти артефакты. Позднее некоторые изготовители предложили несколько моделей нового типа электрода – плавающего, или электрода со столбом жидкости. В них артефакты, обусловленные перемещением электрода, практически полностью устраняются, так как здесь отсутствует прямой контакт между металлом и кожей. Единственным проводящим путем между металлом и кожей является слой пасты или желе, который образует электролитический мост.

Наибольшую актуальность получили электроды, которые работают без геля, клея и не нуждаются в предварительной подготовке кожи – сухие [3]. Самая большая проблема сухих электродов – артефакты движения, которые значительно выше, чем у влажных электродов. Они уменьшаются со временем, так как электрод и кожа под ним становится увлажненной из-за выделения пота после нескольких минут. Существует множество возможных материалов для сухих электродов: различные металлы или керамические пластины, резина, пены и ткани, что делит их на жесткие и мягкие. Гибкий и мягкий электрод адаптируется к форме тела во время движения и уменьшает артефакты движения. Мягкость можно получить, увеличивая относительную площадь контакта электрода и соответственно уменьшая сопротивление, таким образом, уменьшая артефакты движения.

Шагом к повышению точности снятия ЭКГ и удобства использования в повседневной жизни стало изобретение бесконтактных (емкостных) электродов EPIC (Electric Potential Integrated Circuit) [4]. Они измеряют изменения в электрическом поле подобно тому, как магнитометр обнаруживает изменения в магнитном поле и не требует ни механического, ни резистивного контакта для проведения измерений. Этот датчик не требует никаких веществ, улучшающих качество контакта. Для получения качественного ЭКГ-сигнала достаточно расположить датчик на теле пациента или в непосредственной близости от него. Входное сопротивление устройства может быть повышено путем использования компенсационной обратной связи, в то время как входная емкость может быть уменьшена блокировочными цепями. Проектирование высокоскоростного входного импедансного усилителя с низким уровнем шума является главной трудностью в реализации бесконтактных электродов. При увеличении толщины изоляционного материала шум начинает играть существенную роль в детектировании ЭКГ, например, Р- волна ЭКГ становится неотчетливой.

Материал ткани также вносит свою роль в наличие шумов. Исследования показали, что наилучшее качество сигнала достигается при

использовании хлопковой рубашки по сравнению с другими тканями (полиэстер, шерсть, акрил) [5]. Стоит обратить внимание на выбор операционного усилителя, входной каскад которого должен быть согласован с источником сигнала с помощью внешних дискретных элементов, в частности, полевого транзистора для улучшения амплитудно- частотной характеристики и чувствительности схемы.

Амплитудно-частотная характеристика емкостных электродов является нелинейной. При регистрации ЭКГ полоса пропускания датчика ЕРІС составляет от десятых долей Гц до десятков кГц (рис. 1).

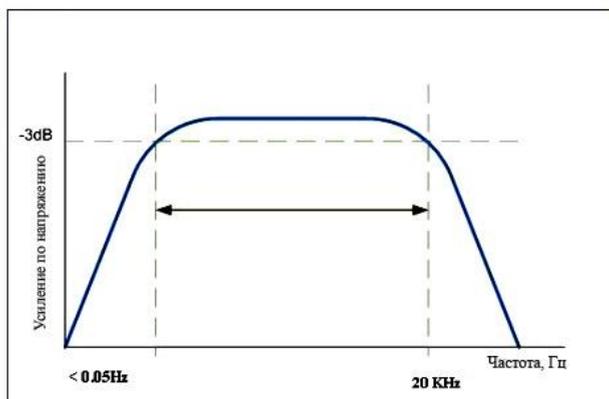


Рис. 1 – Типичная диаграмма Бode для ЭКГ датчика ЕРІС [6]

Таким образом, использование емкостных электродов не требует компенсации постоянной составляющей, однако не избавляет полностью от помех в низкочастотной области. Кроме того, одной из самых больших проблем всех видов электродов остаются сетевые помехи.

Целью компенсации помех при регистрации электрокардиосигнала является максимальное возможное подавление артефактов ЭКГ при максимальной сохранности амплитудно-частотных составляющих информативного сигнала. Наиболее широко использующиеся в настоящее время методы предварительной обработки ЭКГ, основанные на фильтрации, искажают форму элементов электрокардиосигнала. Это связано с тем, что при фильтрации сигнала за счет перекрытия спектра помехи со спектром ЭКГ, помимо ослабления помех и наводок, происходит аналогичное ослабление фильтром информативных составляющих электрокардиосигнала. Наиболее перспективными подходами к компенсации помех ЭКГ являются методы адаптивной фильтрации и методы, основанные на вычитании во временной области из зашумленного сигнала восстановленного сигнала помехи [7].

Таким образом, с позиций разработки портативной и носимой аппаратуры оптимальным является использование емкостных электродов. Однако требуются дополнительные теоретические и экспериментальные

исследования, связанные с разработкой входных каскадов и доработкой методов компенсации помех с учетом особенностей регистрации сигнала ЭКГ датчиками EPIC.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-60114 мол_а_дк «Методы и автоматизированная система для контроля функционального и психоэмоционального состояния человека в процессе повседневной деятельности».

Библиографический список

1. Немирко А.П., Манило Л.А., Калиниченко А.Н. Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. – М.: Физматлит, 2017. – 248 с.
2. Подольский М.Д., Тараканов С.А., Кузнецов И.А. Бесконтактные электроды // Вестник новых медицинских технологий – 2014 - № 4 – с. 121-123.
3. Meziane, N & Webster, J G & Attari, M & Nimunkar, J. 2013. Dry electrodes for electrocardiography. Date of retrieval 3.10.2013.
4. Searle, A & Kirkup, L. 2000. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. Date of retrieval 7.10.2013.
5. Лежнина И.А. и др. Исследование свойств электрокардиографических емкостных электродов фирмы PLESSEY применительно к портативным системам // Информационные технологии неразрушающего контроля: сборник научных трудов Российской школы конференции «Информационные технологии неразрушающего контроля» с международным участием. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2015. С. 218-220.
6. PS25101 EPIC sensor, development sensor, high gain Datasheet.
7. Мельник О.В., Михеев А.А. Методы обработки и анализа электрокардиосигнала в режиме реального времени // Под общей редакцией О.В. Мельник. – Рязань: Сервис, 2010. – 128 с.

УДК 615.47

АНАЛИЗАТОР ФОНОКАРДИОГРАММЫ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

В.С. Токарев, О.В. Мельник

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Вейвлет–преобразование является эффективным методом обработки нестационарных сигналов. В статье рассмотрена возможность программной реализации анализатора фонокардиограммы на основе вейвлет-преобразования в среде NI LabVIEW.

Ключевые слова: вейвлет-преобразование, фонокардиограмма, NI LabVIEW, деятельность сердца.

PHONOCARDIOGRAM ANALYZER BASED ON WAVELET TRANSFORMATION

V.S. Tokarev, O.V. Melnik

Ryazan Radio Engineering University, Ryazan

The wavelet transform is an effective method for processing non-stationary signals. The article discusses the possibility of software implementation of the phonocardiogram analyzer based on the wavelet transform in the NI LabVIEW environment.

Key words: *wavelet transformation, phonocardiogram, NI LabVIEW, heart activity.*

На сегодняшний день фонокардиография (ФКГ) является одним из базовых методов исследования сердечной деятельности за счет своей информативности и минимальных неудобств, причиняемых пациенту в процессе исследования. Однако, ФКГ сигнал нестационарен и является сложным для обработки, кроме того его спектр перекрывается спектром фоновых шумов, неизбежно возникающих в процессе исследования, особенно в случае проведения вне специально оборудованных помещениях с мощной звукоизоляцией, а, например, вблизи множества источников шума в стандартной больничной палате [1]. Создание и реализация алгоритмов выявления информативных признаков в ФКГ сигнале является на сегодняшний момент актуальной задачей для разработчиков. Развитие ЭВМ на современном этапе делает возможным не только анализ звуковых явлений в заданных частотных диапазонах и регистрация их в виде звуковых явлений. Имеются мощные математические средства и вычислительные алгоритмы для анализа сигналов в частотной и частотно-временной области. Подобным средством, обладающим практической значимостью является вейвлет-преобразование (ВП) [2].

В норме, в фонокардиограмме присутствуют два тона; I и II, и паузы - систолическая и диастолическая. Кроме I и II тонов в норме могут возникать дополнительные диастолические тоны – III, IV и V (экстратоны), а в патологических случаях в диастоле может возникнуть экстратоны высокой частоты – щелчок открытия митрального клапана, или «митральный щелчок» (рис. 1) [3].

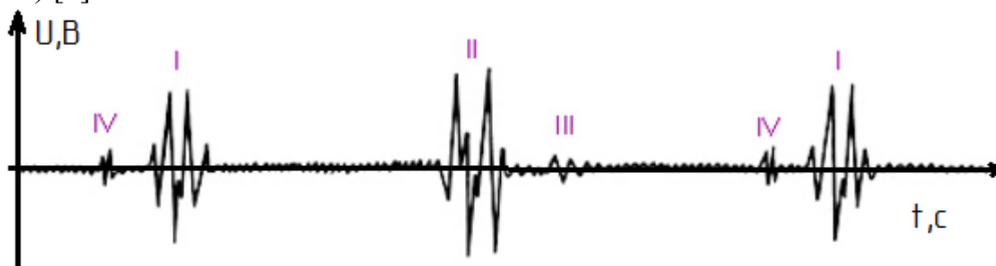


Рис.1 – Нормальная фонокардиограмма

Вейвлетами называют семейство функций, локальных по времени и частоте и получаемых растяжением и сдвигом по оси времени одной функции.

Рассмотрим вейвлет-преобразование:

$$C(a,b) = \langle s(t), \psi(a,b,t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi(a,b,t) dt,$$

где $s(t)$ – сигнал ФКГ, Ψ – материнский вейвлет, a – масштабирующий коэффициент, дающий представление о частотных свойствах сигнала, b – временная задержка. Вейвлет-преобразование обладает свойствами многомасштабности, позволяет получить хорошее разрешение по времени и плохое по частоте в области высоких частот и плохое разрешение по времени и хорошее в области низких. Преимуществом метода является возможность одновременного рассмотрения сигнала как в частотной, так и во временной области [4].

Важное значение для анализа имеет выбор материнского вейвлета. При этом следует учитывать не только особенности сигнала, но и среду программной реализации. Для реализации виртуального прибора была выбрана действительная часть вейвлета Морле:

$$\psi(t) = \cos(\omega_0 t) e^{-\left(\frac{t^2}{2}\right)}.$$

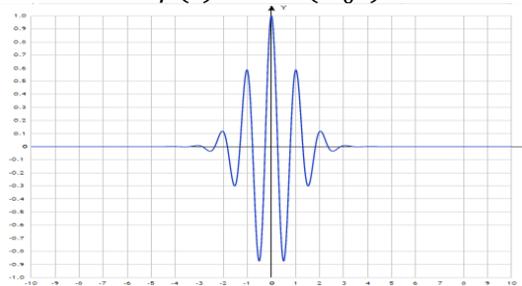


Рис. 2 – Вейвлет Морле

В зависимости от значения коэффициента ω_0 количество колебаний вейвлета изменяется, притом, чем больше ω_0 , тем больше колебаний. Учитывая свойства сигнала, был выбран $\omega_0=6$ (рис. 2).

Блок диаграмма реализации вейвлет – преобразования в NI LabVIEW представлена на рис. 3.

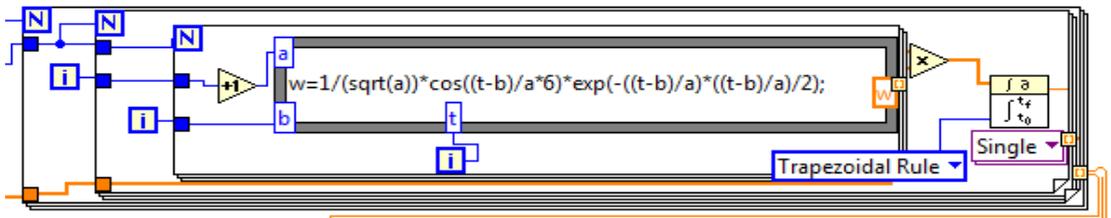


Рис.3 – Вейвлет-преобразование в NI LabVIEW 2010

На выходе внутреннего цикла получим одномерный массив вейвлета при конкретных значениях a и b , и всех значениях t . Умножив на массив сигнала скалярно и проинтегрировав, получим первую точку поверхности ВП. На выходе среднего цикла получим одномерный массив, соответствующий одной строке двумерного массива ВП. Сам массив ВП получим на выходе внешнего цикла. Количество итераций внешнего цикла задается параметром a , внутренним – b .

Для исследования были выбраны 2 участка фонокардиограммы, снятые в норме и патологии соответственно. Результаты обработки приведены на рис. 4.

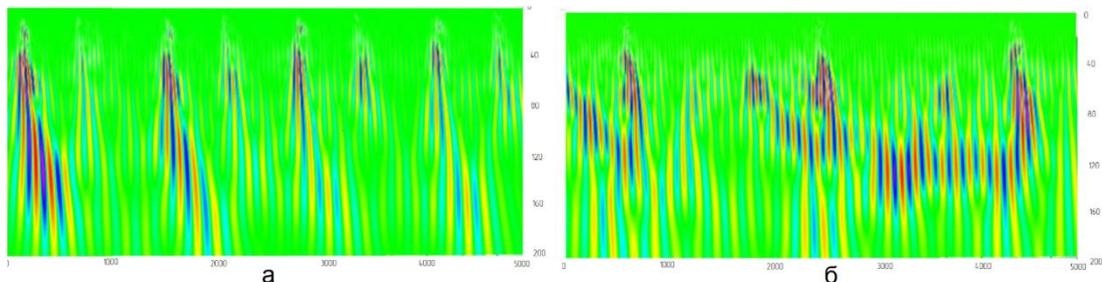


Рис.4 – Вейвлет-преобразование ФКГ: а) в норме б) при патологии

Периодичность серии всплесков нормальной ФКГ четко прослеживается. Серии осцилляций одинаковых тонов подобны. Серии осцилляций тонов патологической ФКГ менее подобны. Высокоамплитудные всплески шумов расположены между тонами по оси времени. Преимущество ВП перед частотными методами в том, что по вейвлет-спектру легко определить локализацию шумов как по частоте, пропорциональной параметру a , так и по времени, что наглядно показано на рис. 4.

Преимуществом используемого метода является возможность одновременного рассмотрения сигнала как в частотной, так и во временной области. Недостатком является значительное увеличение количества выполняемых ЭВМ операций, а, следовательно, длительности обработки при увеличении длины массива данных, так как для вычисления каждой точки вейвлет-спектра используется вся длина массива данных. Однако для прибора, не производящего обработки в реальном времени этот недостаток не существен.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-60114 мол_а_дк «Методы и автоматизированная система для контроля функционального и психоэмоционального состояния человека в процессе повседневной деятельности».

Библиографический список

1. Мустецов Н.П. Инструментальные методы медико-биологических исследований/ Мустецов Н.П. - Харьков: ХТУРЭ, 1999. - 176 с.
2. Головкин В.В. Использование вейвлет-преобразования для обработки нестационарных акустических сигналов сердца с целью выявления его паталогий / В.В. Головкин, Ю.К. Шлык, А.Д. Митянов / Вестник кибернетики, 2009.
3. Кельман И.М. Электрокардиография и фонокардиография. -М.: Медицина, 1974. - 134 с.
4. Новиков Л.В. Основы вейвлет-анализа сигналов: Учебное пособие/ Новиков Л.В. – СПб, ИАиП РАН. -1999. - 152 с.

УДК 616.12-005.4

АКУСТОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЗВУКОВ СЕРДЦА И ЛЕГКИХ С ОЦЕНКОЙ ЭМОЦИОНАЛЬНОЙ НАПРЯЖЕННОСТИ ПАЦИЕНТА ПО ГОЛОСУ

Ю.Г. Горшков

Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана

Вводится понятие акустографического исследования звуков сердца и легких, основанное на новой технологии многоуровневого вейвлет-анализа. Разработано программное обеспечение получения вейвлет-сонограмм анализируемых звуков повышенного частотно-временного разрешения. Представлены возможности порталов acustocard.ru и hrapofon.ru при проведении акустографического исследования звуков сердца и легких в режиме on-line с оценкой эмоциональной напряженности пациента по голосу.

Ключевые слова: акустографическое исследование, многоуровневый вейвлет-анализ, вейвлет-сонограмма.

ACOUSTOGRAPHY STUDY OF HEART AND LUNG SOUNDS WITH ASSESSMENT OF A SUBJECT'S EMOTIONAL INTENSITY BASED ON THEIR VOICE

Y.G. Gorshkov

Bauman Moscow State Technical University

The notion of acoustography study of heart and lung sounds based on a new multilevel wavelet analysis technology is introduced. The software for obtaining higher frequency-time resolution wavelet sonograms of analyzed sounds is developed. Describes the capabilities of portals acustocard.ru and hrapofon.ru for on-line acousticography study of heart and lung sounds with assessment of a subject's emotional intensity based on their voice.

Key words: acoustico-graphic study, multilevel wavelet analysis, wavelet sonogram.

Данные отечественных и зарубежных исследователей за последние годы показывают, что звуки сердца, легких, дыхательные шумы, звуки форсированного выдоха следует относить к сложным нестационарным сигналам. Привлечение в терапевтическую клинику технологий компьютерного анализа позволило получить дополнительную информацию о признаках звуков сердца и легких. Созданы приборы для автоматизированной диагностики дыхательных шумов, что важно на ранних стадиях распознавания критических состояний пациента в пульмонологии, акустического картирования респираторных шумов, моделирования дыхательных шумов, а также изучения их происхождения. В связи с этим объективизация информации, полученной новыми методами компьютерной цифровой обработки звуков сердца и дыхания людей является актуальной темой в биомедицинской акустике.

Звуки сердца. Основные спектральные компоненты работы сердца занимают область частот от 3 Гц до 400-500 Гц. Результаты исследований последних лет показали, что распространенные в настоящее время алгоритмы анализа с использованием преобразования Фурье обеспечивают низкое частотно-временное разрешение звуков сердца [1]. Анализ данных частотного представления фонокардиограмм (ФКГ), подтверждает низкое разрешение спектрограмм и частотно-временных представлений (сонограмм) за счет недостатков используемой технологии Фурье-преобразования при обработке нестационарных сигналов тонов и шумов сердца.

Высокий уровень частотно-временного разрешения звуков сердца может быть получен на основе технологии многоуровневого вейвлет-анализа (МВА). В научно-исследовательском и испытательном центре биометрической техники МГТУ им. Н.Э. Баумана и АО «НПО «Эшелон» с использованием технологии МВА разработаны средства «Акустокардиограф» ранней диагностики кардиозаболеваний. Созданное программное обеспечение (ПО) «WaveView-ACG» обеспечивает получение вейвлет-сонограмм или изображений «видимый звук» акустических сигналов сердца высокого частотно-временного разрешения [1]. Выполнен анализ вейвлет-сонограмм, полученных в результате обработки ПО «WaveView-ACG» записей ФКГ, представленных на сайтах отечественных и зарубежных кардиоцентров.

Рассмотрен пример записи ФКГ, представленной на сайте <http://medknigi.blogspot.com> и заключением: «нормальная работы сердца», полученным по результатам аускультации сердца пациента и данным ЭКГ. Данные, полученные в ходе анализа вейвлет-сонограммы: Заметны незначительные «очаги» зарождающихся систолического и диастолического шумов; систолический шум: частота 47 Гц - 63 Гц, длительность 70 мсек.; диастолический шум: частота 52 Гц - 61 Гц, длительность 30 мсек.

Звуки легких. Спектральные компоненты звуков легких и дыхательных шумов занимают область частот от 3 Гц до 5000 Гц. Длительность составляет от нескольких миллисекунд до десятков и сотен миллисекунд. В одном из обзоров последних лет указывается, что преобразование Фурье наиболее широко распространено при исследовании респираторных звуков. В то же время все большее число авторов при компьютерной обработке легочных звуков убеждается в недостатках Фурье-анализа нестационарных сигналов [1].

Для двух учебных пособий «Аускультация легких» обработаны 40 записей, получены сонограммы звуков для разделов «Основные дыхательные шумы» и «Дополнительные дыхательные шумы». Проведен сравнительный анализ спектрограмм, полученных компьютерными фоноспирографическими комплексами с использованием Фурье-преобразования и вейвлет-сонограмм.

Звуки форсированного выдоха. Маневр форсированного выдоха применяется в качестве своеобразной функциональной нагрузки при тестировании состояния дыхательной системы человека. Анализ звуков форсированного выдоха (ФВ) выполняется с использованием алгоритмов преобразования Фурье в ограниченной полосе частот от 200 Гц до 2000 Гц.

Объективные данные нестационарных спектрально-временных характеристик шумов ФВ могут быть получены с использованием многоуровневого вейвлет анализа и построением сонограмм повышенного частотно-временного разрешения.

Оценка уровня эмоциональной напряженности по голосу. Одним из преимуществ многоуровневого вейвлет-анализа речевого сигнала является возможность визуализации работы голосовых связок (складок) диктора. Уровень эмоциональной напряженности определяется на гласных звуках, в соответствии с методикой, разработанной автором [1, 2].

Акустографическое исследование звуков сердца и легких относится к новому направлению неинвазивных методов функциональной диагностики. Основано на технологии многоуровневого вейвлет-анализа биомедицинских сигналов. Анализ частотно-временных характеристик вейвлет-сонограмм звуков сердца и легких проводится одновременно с оценкой эмоциональной напряженности пациента по голосу.

Порталы acustocard.ru, hrapofon.ru. Используются с октября 2013 года студентами 6 курса кафедры «Биомедицинские технические системы» (БМТ-1) и «Медико-технические и информационные технологии» (БМТ-2) МГТУ им. Н.Э. Баумана при освоении спецкурса «Анализ акустических биомедицинских сигналов. Защита биометрической информации». Кроме того, возможности порталов позволяют студентам старших курсов факультета БМТ в режиме on-line выполнять практические занятия по теме «Исследование частотно-временных характеристик акустических сигналов сердца и легких с использованием многоуровневого вейвлет-анализа».

Библиографический список

1. Горшков Ю.Г. Обработка речевых и акустических биомедицинских сигналов на основе вейвлетов. М.: Радиотехника, 2017. 240 с.
2. Горшков Ю.Г. Криминалистическое исследование фонограмм. Методические указания к лабораторным работам. Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2017. 32 с.

УДК 621.372.542

СОВМЕСТНАЯ ОБРАБОТКА ЭКГ И СИГНАЛА ДЫХАНИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ НАПРЯЖЁННОСТИ АДАПТАЦИОННЫХ МЕХАНИЗМОВ ОРГАНИЗМА

Т.А. Витязева, А.А. Михеев

Научный руководитель – Михеев А.А., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассматриваются вопросы совместной обработки сигналов ритма сердца и дыхания с целью повышения достоверности анализа variability сердечного ритма и оценки на этой основе работы адаптационных систем организма. Применяются ЧИМ- и АИМ-модели сигнала кардиоритмограммы, что позволяет проводить обработку во временной области.

Ключевые слова: ЭКГ, variability сердечного ритма, многоскоростная обработка.

ECG AND RESPIRATORY SIGNALS JOINT PROCESSING FOR THE ESTIMATION OF BODY ADAPTATION SYSTEM FUNCTIONALITY

T.A.Vityazeva, A.A. Mikheev

Mikheev A.A., Doktor der technischen Wissenschaften, Professor
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Joint processing of respiratory and heart beat signals is considered in this paper. This joint processing makes heart rate variability analysis more reliable and improves body adaption system diagnostic in general. It is offered to use pulse-frequency modulation (PFM) and pulse-amplitude modulation (PAM) signals to represent tachogram that moves processing from frequency to time domain.

Key words: ECG, heart rate variability, multirate processing.

Вариабельность сердечного ритма (BCP), а это колебание длительности цикла сердечных сокращений в ответ на воздействие каких-либо факторов, является важным диагностическим признаком для оценки адаптационных возможностей регуляторных систем организма. Среди диагностически наиболее значимых параметров сердечного ритма особое место занимают так

называемые медленноволновые периодические составляющие сердечного ритма. Различают три частотных диапазона таких составляющих [1]: высокочастотные колебания (HF, 0.15 - 0.4 Гц), низкочастотные колебания (LF, 0.04 - 0.15 Гц), очень низкочастотные колебания (VLF, 0.003 - 0.04 Гц).

Распределение мощности спектральных составляющих положено в основу количественной оценки зависимости ритма сердца от различных регуляторных систем организма. При оптимальном регулировании на ВСП влияет, в основном, процесс дыхания и наибольшая часть мощности спектральных составляющих при этом сосредоточена в HF-области. При нарушении оптимального регулирования под действием внешних факторов или развивающихся в организме заболеваний, растет доля мощности спектральных составляющих в LF- и VLF-диапазонах. Но когда в силу особенностей организма конкретного человека или группы людей, например, лиц с заболеваниями дыхательной системы, а также музыкантов, спортсменов, дыхание оказывается реже нормального (порядка 6-8 дыханий в минуту), оценка напряженности регуляторных систем по отношению мощности спектральных составляющих LF-диапазона к мощности составляющих HF-диапазона может привести к ошибочному заключению.

Повышение достоверности оценок адаптационных ресурсов организма может быть достигнуто совместной обработкой сигналов ритма сердца и дыхания и установлением степени их взаимосвязи. Разработке и анализу критериев синхронизированности средств получения информации о работе сердечно-сосудистой и дыхательных систем посвящены работы [2-4]. В работе [5] предлагается использовать в качестве модели ритма сердца сигнал с частотно-импульсной модуляцией (ЧИМ-сигнал) и вести анализ variability сердечного ритма во временной области, что позволяет обрабатывать информацию в режиме реального времени.

В данной работе предлагается алгоритм совместной обработки сигналов variability и дыхания, основанный на ЧИМ-модели и использующий многоскоростную обработку с целью повышения эффективности практической реализации вычислений. Алгоритм включает следующие этапы.

Этап 1 - формирование ЧИМ-сигнала кардиоритмограммы. На вход цифровой системы обработки поступают два сигнала: электрокардиосигнал $e(n)$ и сигнал дыхания $b(n)$. Частота дискретизации обоих сигналов должна быть одной и той же. Регистрация обоих сигналов производится одновременно. Осуществляется детектирование R-зубцов кардиосигнала. Частота следования этих пиков изменяется по закону изменения ритма сердца. Это позволяет представить сигнал кардиоритмограммы в виде ЧИМ-сигнала. В момент детектирования R-зубца осуществляется опрос сигнала дыхания, который в дальнейшей обработке представлен в виде АИМ-сигнала. ЧИМ-сигнал и преобразованный сигнал дыхания сформированы на частоте дискретизации исходного сигнала и могут быть непосредственно использованы для обработки

без дополнительных процедур формирования кардиоритмограммы и ее интерполяции и вторичной дискретизации сигнала дыхания.

Этап 2 алгоритма обработки предусматривает преобразование ЧИМ-сигнала в сигнал с амплитудно-импульсной модуляцией (АИМ). Это вызвано тем, что у АИМ-сигнала боковые лепестки спектральных составляющих занимают более узкую полосу и информативная часть спектра оказывается ярче выражена, чем у ЧИМ-сигнала.

Следующий этап обработки связан с фильтрацией сигналов АИМ кардиоритмограммы и дыхания для выделения частотных компонент, характеризующих ВСР. Фильтрация сигналов выполняется с одновременным понижением частоты дискретизации, что позволяет существенно сократить затраты на фильтрацию. Фильтр-дециматор строится в классе КИХ-цепей и может реализовываться по многоступенчатой структуре. Оптимальный выбор числа ступеней и коэффициентов децимации на каждой ступени позволяет минимизировать вычислительные затраты на фильтрацию.

Завершающим этапом совместной обработки сигналов является определение их корреляции в соответствии с выражением линейного коэффициента корреляции Пирсона: $\rho(n) = \text{corr}\{e_{\text{fir}}(n), b_{\text{fir}}(n)\}$.

Результатом обработки является сигнал $\rho(n)$, несущий информацию о текущем состоянии адаптационных систем организма. Пока коэффициент корреляции принимает значения, близкие к единице, можно говорить, что ВСР обусловлена в большой степени дыханием, и состояние организма пациента можно считать хорошим. Если коэффициент корреляции падает, можно сделать предположение об отклонении функционального состояния организма от нормального. Строгий порог принятия решения едва ли можно выявить. Решение следует принимать индивидуально, поэтому получаемый в результате обработки сигнал $\rho(n)$ регистрируется и предоставляется лечащему врачу для последующего анализа и принятия решений.

Библиографический список

1. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use// Circulation. 1996.V.93(5).P.1043-1065.
2. М.Ю. Даниченко, О.В. Мельник, А.А. Михеев, В.Н. Соломаха, П.Л. Шувалов. Оценка синхронизированности деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма//Биотехносфера. №1. 2013. С. 2-6.
3. Лапкин М. М. (RU), Карасев Р. П. Способ диагностики стресса у человека. Патент РФ №2392848.Опубл. 27.06.2010. Бюл. №18. 2010.
4. O.V. Melnik, A.A. Mikheev Methods of Mutual Analysis of Rhythmocardiogram and Pneumatogram Signals to Evaluate of Body Adaptation Reserves // 3rd

Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO-2014) Proceedings, Budva, Montenegro. pp 311-313.

5. Демина Л.В., Михеев А.А., Мельник О.В. Способ выявления периодических составляющих в ритме сердца Патент РФ 2440023, МКИ7 А61В5/0402. Изобретения. Полезные модели. 2012, №2. Оpubл. 20.01.2012

УДК 615.47

МЕТОДЫ РЕАБИЛИТАЦИИ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ ИНСУЛЬТНЫХ БОЛЬНЫХ

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Э.С. Шарипова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В представленной работе рассматриваются устройства для имитации ходьбы. Произведен сравнительный анализ приведенных устройств.

Ключевые слова: инсульт, реабилитация, имитация ходьбы, ортез.

METHODS OF REHABILITATION OF MOTOR FUNCTIONS OF STROKE PATIENTS

A. B. Blinova, A. V. Terentyeva, E. S. Sharipova

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu.O., Candidate of technical sciences, Assistant
Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In the presented work considers device to simulate a walk. Comparative analysis of these devices.

Key words: stroke, rehabilitation, imitation of walking, orthosis.

Во всем мире ежегодно происходит 6 миллионов инсультов, из них 450 тысяч – в России. Таким образом, каждые полторы минуты у одного из жителей нашей страны случается инсульт. Инсульт может привести в дальнейшем к продолжительной коме, параличам или парезам (мышечная слабость) мышц одной стороны или части тела, нарушениям интеллекта и/или памяти.

Основным методом реабилитации инсультных больных с нарушениями движений является лечебная физкультура, в задачи которой входит восстановление (полное или частичное) объема движений, силы и ловкости в пораженных конечностях, функции равновесия, навыков самообслуживания. [1]

Один из методов реабилитации реализует устройство для имитации ходьбы с системой обратной связи. [2] Функциональная схема данного устройства приведена на рисунке 1.

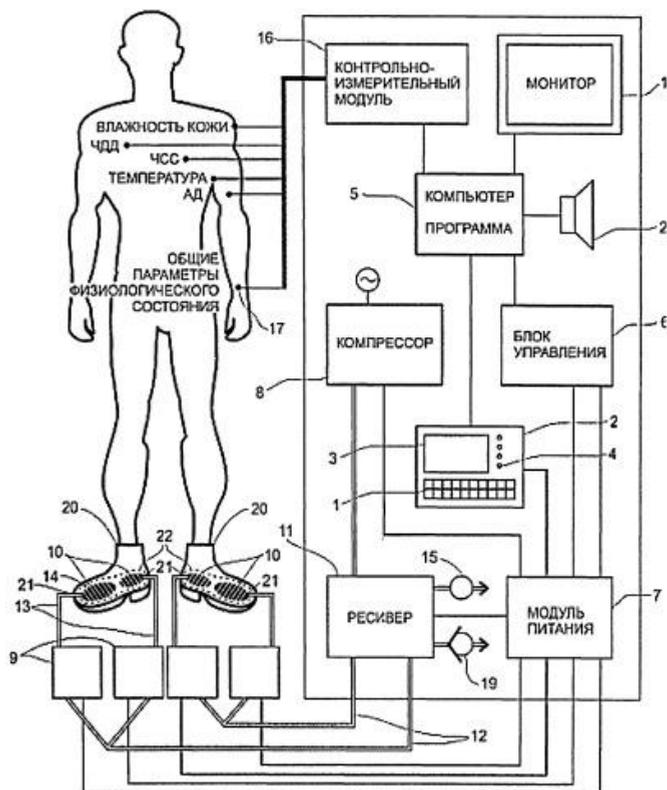


Рис. 1 – Функциональная схема устройства для имитации ходьбы с системой обратной связи

При помощи клавиатуры (1) через модуль ввода параметров (2) набирается программа воздействия на пациента в данном сеансе. Заданный режим отражается на дисплее (3) модуля ввода (2) и контролируется светодиодами (4).

Для воздействия на стопы пациента воздух под давлением поступает в пневмокамеры (10) через пневмоклапаны (9) из ресивера (11). Давление в ресивере измеряется с помощью датчика давления и передается в блок управления (6), где переводится в цифровую форму и сравнивается с заданным значением. Если давление в ресивере ниже заданного, следует включение компрессора (8). По достижении заданного давления компрессор отключается.

Когда давление в ресивере поднимается до верхней допустимой границы, открывается регулирующий клапан (15) и давление понижается до нижней границы, клапан закрывается.

Обслуживающий персонал на протяжении всего сеанса отслеживает информацию по дисплею (3). К телу пациента перед началом сеанса подключаются датчики (17) контрольно-измерительного модуля (16), которые

могут измерять различные параметры физиологического состояния пациента, в том числе, артериальное давление (АД), частоту дыхательных движений (ЧДД), частоту сердечных сокращений (ЧСС), температуру, влажность кожи. Результаты измерений отображаются на мониторе (18).

Ортезы (20) со встроенными пневмокамерами (10) с бугристой поверхностью (14) изготовлены из нетоксичных материалов. Пневмовводы (21) расположены на внешней боковой стороне стельки (22).

Данное устройство позволяет эффективно лечить нарушение локомоции у пациентов, в том числе с длительным обездвиживанием, а комбинированное использование ортезов с пневмокамерами позволяет оптимизировать воздействие на стопы. Это обеспечивается конструкцией ортеза, которая позволяет добиться приемлемой фиксации на ноге при одновременном исключении избыточного давления на передний свод стопы. Однако данное устройство имеет недостатки, такие как невозможность проведения реабилитационных мероприятий с лежачими больными и недолговечность пневмокамеры.

Перечисленных недостатков лишено устройство для имитации ходьбы и бега больных с различными двигательными нарушениями [3]. Устройство позволяет имитировать ходьбу и бег человека путем воздействия на опорные зоны стопы механическими колебаниями одной из частот (104; 52; 26) $\pm 5\%$ Гц и магнитным полем с частотой 6-7 Гц, постепенно переходя от пяточной к носковой части стопы.

На рисунке 2 изображена структурная схема предложенного устройства.

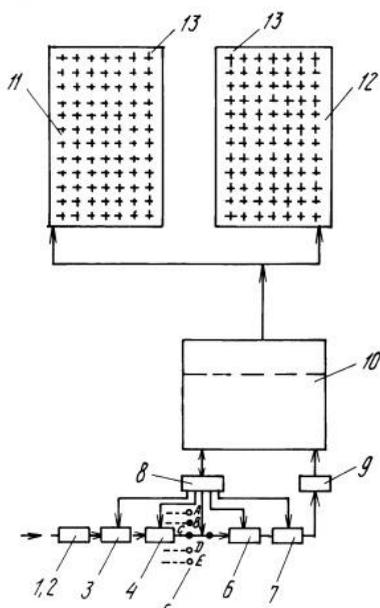


Рис. 2 – Структурная схема устройства для имитации ходьбы и бега

Частота пульса и величина тургора мышц измеряются датчиками 1, 2 и преобразуются в электрические сигналы, которые далее поступают на усилитель 3 и активный фильтр 4. Отфильтрованный сигнал поступает через аналоговый мультиплексор 5 на блок слежения-запоминания 6.

Аналого-цифровой преобразователь 7 преобразует уровень напряжения на входе в соответствующую цифровую величину, которая через интерфейсные схемы сопряжения 8, 9 поступает в общую магистраль персонального компьютера (ПК) 10. ПК осуществляет управление двумя опорными площадками 11, 12 с матрицевыми вибровозбудителями 13.

Таким образом для реабилитации двигательных функций инсультных больных эффективнее использовать устройство, реализующее воздействие механическими колебаниями совместно с магнитным полем, так как его можно применять к лежачим инсультным больным. Данное устройство позволяет имитировать локомоторный акт, синхронизировать мышечные нагрузки с темпом ходьбы и улучшить реабилитационный эффект.

Библиографический список

1. Med Портал [Электронный ресурс] - <http://medportal.ru> – дата обращения (17.10.2017)
2. Григорьев А.И., Козловская И.Б., Саенко И.В., Орлов О.И. Устройство для имитации ходьбы с системой обратной связи // Патент РФ № 2506069. заявл. 05.03.2012; опубл. 10.02.2014
3. Фарбер Б.С., Миркин А.С. Способ имитации ходьбы и бега человека для реабилитации больных с различными двигательными нарушениями и устройство для его осуществления // Патент РФ № 2082378. заявл. 09.07.1993; опубл. 27.06.1997

УДК 615.47:621.37/89

РЕКУРРЕНТНАЯ ПРОЦЕДУРА ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ НА СКОЛЬЗЯЩЕМ ПОСТОЯННОМ ИНТЕРВАЛЕ

Т.Г. Авачева¹, Н.В. Дорошина¹, А.Н. Кабанов²

¹Рязанский государственный медицинский университет

²Рязанский государственный радиотехнический университет

Используя адаптивный метод анализа многомерных временных рядов [1], рассматривается задача повышения оперативности прогноза нестационарного процесса на основе рекуррентной процедуры оценки параметров на скользящем постоянном интервале.

Ключевые слова. *Временной ряд, прогноз, матричное представление, рекуррентное соотношение.*

**PARAMETERS ESTIMATION RECURRENT PROCEDURE
ON A SLIDING CONSTANT INTERVAL**

T.G. Avacheva¹, N.V. Doroshina¹, A.N. Kabanov²

¹Ryazan State medical university

²Ryazan State radioengineering university

Abstract. Using the adaptive method of analyzing multidimensional time series [1], the problem of increasing the operational efficiency of the prediction of an unsteady process is considered on the basis of a recurrent procedure for estimating parameters on a sliding constant interval.

Key words. Time series, forecast, matrix representation, recurrence relation.

Постановка задачи.

Исходный динамический процесс $y[n]$ представлен в матричном виде:

$$y(0,0;n) = \varphi(0,1;n) \cdot b(1,0) + \varepsilon(0,0;n), \text{ где } \varepsilon[n] - \text{помеха типа}$$

белого шума.

Модель процесса имеет вид $yA(0,0;n) = \varphi(0,1;n) \cdot \hat{b}(1,0;N)$.

Для квадратичного критерия оптимальные оценки определяются

соотношением: $\hat{b}(1,0;N) = A^{-1}(1,1;N) \cdot z(1,0;N)$;

$$A(1,1;N) = \sum_{n=n_0}^N \varphi(1,0;n) \cdot \varphi(0,1;n); \quad z(1,0;N) = \sum_{n=n_0}^N \varphi(1,0;n) \cdot y(0,0;n);$$

Для повышения оперативности вычислений используем известные матричные соотношения:

Если $A(1,1) = B(1,1) + \varphi(1,0) * \varphi(0,1)$, *то*

$$A^{-1} = B^{-1} - \frac{B^{-1} * \varphi(1,0) * \varphi(0,1) * B^{-1}}{\varphi(0,1) * B^{-1}(1,0) * \varphi(1,0) + 1} \quad (1)$$

Если $A(1,1) = B(1,1) - \varphi(1,0) * \varphi(0,1)$, *то*

$$A^{-1} = B^{-1} + \frac{B^{-1} * \varphi(1,0) * \varphi(0,1) * B^{-1}}{1 - \varphi(0,1) * B^{-1}(1,0) * \varphi(1,0)} \quad (2)$$

Решение задачи.

При скольжении с постоянным интервалом составляющие процесса в начале интервала удаляются из матрицы A , последующие составляющие добавляются в матрицу A .

$$\widehat{A}_N[n] = \widehat{A}_N[n-1] - \vec{\varphi}[n-1-N] \cdot \vec{\varphi}^T[n-1-N] + \vec{\varphi}[n] \cdot \vec{\varphi}^T[n]$$

Вычисление оценок A^{-1} производится по рекуррентным формулам в два этапа.

Аналогичное соотношение можно записать для $\vec{Z}_N[n]$:

$$\vec{Z}_N[n] = \vec{Z}_N[n-1] - \vec{\varphi}[n-1-N] \cdot Y[n-1-N] + \vec{\varphi}[n] \cdot Y[n].$$

Выводы

При использовании данного алгоритма наблюдается значительный выигрыш по числу вычислительных операций по сравнению с процедурой метода наименьших квадратов.

Библиографический список

1. Т.Г. Авачева, Н.В. Дорошина, А.Н. Кабанов. Адаптивный метод анализа многомерных временных рядов/ Информационные технологии, межвузовский сб. научн. трудов, Рязань, РГРТУ, 2016. С. 8-10.

УДК 615.47:616-072.7

МЕТОД И АЛГОРИТМ ВЫЯВЛЕНИЯ ЭПИЗОДОВ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ

Нгуен Ч.Т.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет,
г. Санкт-Петербург

Разработаны метод и алгоритм для выявления эпизодов фибрилляции предсердий, обеспечивающие повышение достоверности диагностики. Обсуждаются результаты экспериментальной апробации с использованием верифицированных записей электрокардиографических сигналов.

Ключевые слова: метод, алгоритм, обнаружение, эпизоды фибрилляции предсердий.

METHOD AND ALGORITHM FOR DETECTION OF ATRIAL FIBRILLATION EPISODES

Nguyen T.T.

Saint-Petersburg State Electrotechnical University, Saint-Petersburg

The method and algorithm for detection of atrial fibrillation episodes were developed for the increasing of diagnostics reliability. The results of experimental approbation with using of verified electrocardiographic signals records are discussed.

Key words: method, algorithm, detection, atrial fibrillation episodes.

Фибрилляцией предсердий ФП является одним из распространенных видов нарушений сердечной деятельности. Согласно статистике, ФП увеличивает риск развития инсульта примерно в 5 раз, а у каждого шестого больного данным заболеванием встречается острое нарушение мозгового кровообращения. Вероятность развития ФП у людей, достигающих возраста 40 лет, составляет 25%. Симптомы и признаки болезни, как правило, пациентам самим идентифицировать сложно. Поэтому, разработка метода и алгоритма для выявления эпизодов ФП является актуальной задачей медицинского приборостроения.

Цель работы – разработка метода и алгоритма для обнаружения эпизодов ФП с целью повышения достоверности диагностики, оценки частоты и продолжительности эпизодов ФП за промежутки времени наблюдения у пациентов ФП.

При нарастании факта наступления ФП наблюдаются нерегулярность частот сердечных сокращений (ЧСС), и на протяжении всего сердечного цикла, вместо Р волн, появляются беспорядочные мелкие f волны, имеющие различную частоту и амплитуду. Волны f лучше регистрируются в отведениях II, III, V1, V2 и aVF. На спектре плотности мощности наблюдается доминантная частота в диапазоне от 4 до 12 Гц. Для повышения эффективности обнаружения эпизодов ФП предлагается алгоритм, учитывающий несколько признаков ФП: увеличение variability сердечного ритма **S1**, увеличение дисперсии ЧСС **S2**, увеличение изменчивости TQ сегментов **S3**. Состояние пациента определяется логической функцией $F_{TS} = S1 \wedge S2 \wedge S3$ [1, 2]. Рассмотрим этапы обнаружения фибрилляции предсердия.

Первый этап - регистрация ЭКГ- сигнала пациента. Для снижения уровня артефактных помех предлагается использовать грудное отведение.

Второй этап - предварительная фильтрация ЭКГ-сигнала. Для устранения дрейфа изолинии используются медианные фильтры. Далее сигнал сглаживается с использованием фильтра Савицкого-Голея, затем производится нормировка сигнала.

Третий этап - выделение характерных точек. Для выделения R зубцов ЭКГ был применен алгоритм Пан-Томпкинса. Этот алгоритм состоит из низкочастотной фильтрации, дифференцирования, возведения в квадрат, интегрирования, адаптивной пороговой процедуры и процедуры поиска. Характерные точки Q, S, начало и конец QRS – комплекса определяются с помощью окна шириной 120 мс относительно R зубцов. Конец T волны определяется на основе алгоритма Zhang.

Среди нарушений ритма сердца встречаются различные аритмии, такие как, экстрасистолы, преждевременные предсердные комплексы, последовательные комплексы аритмии в виде бигеминии, тригеминии, куплета,

триплета. На следующем этапе обработки ЭКГ - сигнала необходимо исключить все виды аритмии. Для этого был применен алгоритм P. Langley: по каждому окну вычисляется среднее значение $R - R$ интервалов \overline{RR} . Комплексы определяются как аритмии, если выполняется условие $RR(k) \leq 0,8\overline{RR}$.

Четвертый этап - вычисляются следующие показатели BCP – размах BCP dRR , среднее значение BCP $RRmean$ и дисперсия $disRR$ по формулам (N_B - количество кардиоциклов после удаления выше указанных видов аритмий).

$$\begin{cases} dRR = RR \max - RR \min; \\ RRmean = \sum RR / N_B; \\ disRR = \sqrt{\sum (RR - RRmean) / (N_B - 1)}. \end{cases}$$

Для оценки присутствия f волн осуществляется синхронизация TQ сегментов. Здесь производится интерполяция по максимальной продолжительности TQ сегментов рассматриваемого окна обработки. Затем вычисляются евклидово расстояния между рассматриваемым j – TQ сегментом и усредненным TQ сегментом по формуле ($\|X\|$ - длина вектора X).

$$D_E = \frac{\|TQ_j - \overline{TQ}\|}{\|TQ_j\|}$$

При нарастании ФП, увеличивается изменчивость TQ сегмента относительно усредненного TQ сегмента. Задаем некоторый порог D_ϕ и вычисляем отношение.

$$VarDe = \frac{N_{D_E \geq D_\phi}}{N_B}$$

Для комплексной оценки состояния пациента выбираем значения порогов рассмотренных показателей $\{RRmean; dRR; disRR; D_\phi; VarDe\}$, соответственно, $\{0,4с; 0,07с; 0,06с; 0,8; 0,5\}$. Если $RRmean$ достаточно малое при малых отклонениях dRR и $disRR$, событие рассматривается как аритмия (пароксизмальная суправентрикулярная тахикардия). Если $dRR, disRR$ и $VarDe$ превышает значения порогов, событие рассматривается как эпизодов ФП.

Для оценки эффективности разработанного алгоритма была проведена экспериментальная апробация с использованием базы данных MIT BIH Database и клиническая база данных Национального медицинского исследовательского центра им. В. А. Алмазова. При обработке ЭКС использовалось скользящее окно с продолжительностью 10 с. Исследование проводилось на обучающей выборке, содержащей 1000 фрагментов ФП и нормального синусового ритма из различных пациентов. Полученные показатели чувствительности Se , специфичности Sp и точности Acc классификации составили, соответственно, 93, 95 и 94%.

Выводы. Для повышения достоверности обнаружения эпизодов ФП необходимо учитывать комплекс показателей, характеризующих признаки нарастания ФП. Предложенный метод и алгоритм могут быть использованы для удаленной системы мониторинга состояния пациента и выявления эпизодов ФП по реальному времени.

Библиографический список

1. Чонг Туен Нгуен, Юлдашев З.М., Садыкова Е.В. Система удаленного мониторинга сердечного ритма для выявления эпизодов фибрилляции предсердий. Медицинская техника. 2017. № 3 (303). С. 28-31.
2. Нгуен Ч. Т., Юлдашев З. М. Система удаленного мониторинга для прогнозирования мерцательной аритмии. Биомедицинская радиоэлектроника.- 2016.- № 8. С. 26-30.

УДК 615.47

**ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ МЕТОДА ВЫЗВАННЫХ
КОЖНЫХ ВЕГЕТАТИВНЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ**

С.Э. Тетерина, М.Б. Каплан

Научный руководитель – Каплан М.Б., к.т.н., доцент кафедры ИИБМТ
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данной статье отмечается актуальность метода вызванных кожных вегетативных потенциалов. Особое внимание уделяется современному медицинскому комплексу, принцип действия которого основан на данном методе.

Ключевые слова: вызванный кожный вегетативный потенциал, медицинский комплекс.

**THEORETICAL JUSTIFICATION OF THE METHOD CAUSED BY THE
VEGETATIVE POTENTIAL OF THE SKIN**

S. E. Teterina, M. B. Kaplan

Scientific adviser-Kaplan M. B., Ph. D., associate Professor IIBMT
Ryazan state radio engineering University, Ryazan

This article points out the relevance of the method, due to the vegetation potential of the skin. Special attention is paid to modern medical complex, the principle of which is based on this method.

Key words: vegetative potential of the skin, medical complex.

В настоящее время течение и прогноз многих заболеваний зависят от состояния вегетативной нервной системы. До настоящего времени возможности изучения вегетативной нервной системы были ограничены, а методы исследования отличались неудобством в работе, сложностями методического выполнения.

Внедрение модифицированного метода вызванных кожных вегетативных потенциалов в медицинскую практику стало возможным благодаря развитию новых медицинских технологий на основе использования компьютеров.

Вызванный кожный вегетативный потенциал – это изменение электродермальной активности в ответ на стимул. В качестве стимулов могут служить различные «раздражители», такие как: звуковой сигнал, вспышка света, глубокий вдох, раздражение кожи электричеством [1].

Генератором ответа электродермальной активности на раздражитель является гипоталамус, который осуществляет соматовегетативную интеграцию. На данный период в нем не выделяют ни симпатических, ни парасимпатических ядер, так как ответ одного и того же центра может быть как активирующим, так и тормозным, хотя активацию преимущественно парасимпатических реакций вызывает передний гипоталамус, а симпатических – задний. Характер ответа электродермальной активности зависит от модальности стимула. Так, например, при стимуляции глубоким вдохом преимущественно формируется парасимпатический ответ, а при электрокожной стимуляции – симпатический. Возможна одновременная активация ядер, тормозящих и усиливающих потоотделение [2].

Современный медицинский комплекс представляет собой аппаратно-программную систему, работающую совместно с персональным компьютером и включает следующие основные части: электронный блок с кабелем для связи с персональным компьютером; токовый стимулирующий электрод; светодиодный фотостимулятор; фоностимулятор; датчик температуры; датчик дыхания; комплекты электродов для регистрации сигналов вызванных кожных вегетативных потенциалов; программное обеспечение.

Принцип действия комплекса основан на съеме электронным блоком посредством различных электродов вызванных кожных вегетативных потенциалов и электрокардиосигнала, их усилении, преобразовании в цифровую форму, передаче цифровых данных в персональный компьютер для дальнейшей программно-алгоритмической обработки с отображением сигналов на экране видеомонитора, вычислением их амплитудно-временных и производных параметров.

Основное направление внедрения метода разработки – медицина и косметология.

В рамках выполняемой работы магистранта выполняется разработка анализатора вызванных кожных вегетативных потенциалов, в том числе

создание виртуального прибора при помощи программного обеспечения LabVIEW.

Библиографический список

1. Баклаваджян О. Г. Вегетативные механизмы гипоталамуса // Физиология вегетативной нервной системы. - Л.: Наука, 1981. - С. 398-474.
2. Котельников С. А. Клинико-нейрофизиологическая характеристика вегетативных дисфункций при заболеваниях нервной системы // канд. мед. наук. – СПб, 1996. – 138 с.

УДК 616-71

МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ БОЛЕВОГО ПОРОГА

Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова, Н.Р. Исянов

Научный руководитель – Демин А.Ю., д.т.н, профессор
Уфимский государственный технический университет, г.Уфа

Проблема определения болевого порога всегда была актуальной, особенно в условиях клиники, где регистрация патогенеза боли является неотъемлемой частью постановки диагноза и назначения терапии. В данной статье рассмотрены основные методы определения болевого порога и их основополагающие принципы.

Ключевые слова: *болевого порог, хронический болевой синдром*

THE METHODS FOR DETERMINING THE PATIENT THRESHOLD

Ch.R.Kasimova, R.R.Frolova, N.R. Isyanov

Scientific adviser - Demin A.Yu., Doctor of Technical Sciences, Professor
Ufa State Technical University, Ufa

The problem of determining the pain threshold has always been relevant, especially in a clinic where the registration of the pathogenesis of pain is an integral part of the diagnosis and the appointment of therapy. In this article, the main methods for determining the pain threshold and their underlying principles are considered.

Key words: *pain threshold, chronic pain syndrome*

Проблема определения болевого порога всегда была актуальной, особенно в условиях клиники, где регистрация патогенеза боли является неотъемлемой частью постановки диагноза и назначения терапии. Способы объективизации болевого синдрома сводятся к регистрации параметров, изменение которых связано с болью. К таким параметрам относятся: изменение сосудистого тонуса, кровенаполнение сосудов, биоэлектрическая активность

мозга, электромиографические и термографические параметры, содержание моноаминов и эндорфинов в крови и прочие. Однако эти признаки неспецифичны и в полной мере не могут быть критерием объективизации боли и ее интенсивности [1]. В настоящее время для оценки наличия, степени, и локализации боли в клинике используются психологические, психофизиологические и нейрофизиологические методы. Большинство из них основаны на субъективной оценке своих ощущений самим пациентом.

Наряду с психологическими и психофизиологическими подходами в исследовании боли используются некоторые нейрофизиологические методы. Довольно широко вошел в практику метод регистрации вызванных потенциалов (ВП). ВП представляет собой результат сложной обработки афферентного импульса на уровне рецепторов, периферических нервов, специфических реле, неспецифических звеньев ретикулярной формации, лимбической системы и коры головного мозга. В связи с этим, в его форме определенным образом отображаются влияния каждого из перечисленных уровней, а отдельные компоненты ВП отражают преимущественно состояние структур разных отделов нервной системы [2]. Применяются ВП различной модальности: соматосенсорные, зрительные, слуховые. Учитывая участие многих уровней и систем нервной системы в формировании боли, для исследования состояния и роли различных церебральных механизмов в организации соматосенсорной, в том числе и болевой, афферентации в основном используется метод соматосенсорных ВП.

Одним из современных и объективных методов изучения деятельности ЦНС, в том числе ноцицептивных и антиноцицептивных механизмов, оценки действия различных лекарственных средств является условная негативная волна (УНВ). УНВ представляет собой негативное отклонение электрического потенциала мозга, получаемое в условиях двух сочетанных стимулов, разделенных определенным промежутком времени. Первый стимул (С1) является предупреждающим, а второй (С2) — императивным и требует выполнения какого-либо моторного акта или решения умственной задачи. В большинстве исследований в качестве С1 и С2 используют легко различимые акустические или визуальные стимулы: звуковые тоны, щелчки, шумы, вспышки света или их сочетания. Данную пару стимулов повторяют через случайно заданные неодинаковые промежутки времени (5—30 с), затем производят усреднение от 8 до 48 пар стимулов. Временной интервал между С1 и С2 может варьировать в зависимости от схемы эксперимента от 1 до 6 с, но остается неизменным на протяжении повторений необходимых для последующего усреднения [3]. УНВ зачастую применяется для отслеживания динамики и прогнозирования терапевтического эффекта при приеме тех или иных лекарственных средств.

Одним из нейрофизиологических коррелятов боли является исследование лазерных вызванных потенциалов. Механизм действия лазерной

инфракрасной стимуляции заключается в генерировании в коже тепловых импульсов, чрезвычайно быстро повышающих температуру кожи, что вызывает активацию интраэпидермально расположенных ноцицепторов. Это приводит к мощному синхронному афферентному потоку импульсов, достигающих коры головного мозга, что при регистрации выглядит как двухфазный негативно-позитивный потенциал. Показано, что амплитуда потенциала положительно коррелирует с болевым ощущением, испытываемым во время стимуляции [1].

В последнее время в клиническую практику все шире внедряются методы функционального картирования нейрональной активности мозговых структур при острой и хронической боли. Наиболее известными из них являются: позитронно-эмиссионная томография и метод функционального магнитного резонанса [4]. Все методы функционального картирования основаны на регистрации в структурах мозга локальной гемодинамической реакции, которая имеет положительную корреляционную связь с электрической активностью популяций нейронов.

С помощью методов функционального картирования удается визуализировать в трехмерных пространственных координатах (миллиметры у человека и микрометры у животных) изменение активности нейронов в ответ на предъявляемые ноцицептивные (болевые) воздействия, что позволяет изучать нейро-физиологические и нейро-психологические механизмы боли.

Исходя из вышесказанного можно сделать вывод, что объективизация болевого порога всё ещё остается актуальной проблемой, так как не существует однозначных способов её регистрации. При использовании психологических и психофизиологических методов остается риск действия человеческого фактора, а нейрофизиологические методы, как правило, имеют сложную техническую реализацию. Как один из вариантов нормализации болевого воздействия можно рассматривать использование измерительных генераторов заданной электрической мощности, позволяющих четко нормировать уровень воздействующей энергии независимо от сопротивления биообъекта, для этого необходимо проведение дополнительных исследований [6,7].

Библиографический список

1. Современные методы исследования интенсивности боли у человека и животных [Электронный ресурс] - URL: <http://chitalky.ru/?p=5228>
2. Психологические аспекты боли (В. В. Осипова) [Электронный ресурс] - URL: <http://medznate.ru/docs/index-46870.html?page=2>
3. Болевые синдромы в неврологической практике /под ред. проф. В.Л.Голубева. — 3-е изд., перераб. и доп. — М.: МЕДпресс-информ, 2010.-336 с.
4. Методы объективизации болевого синдрома [Электронный ресурс] - URL: <https://laesus-de-liro.livejournal.com/305899.html>

5. Руководство для врачей «Общая патология боли» М.Л. Кукушкин, Н.К. Хитров; Москва, «Медицина»; 2004. 2. «Применение анальгетиков при лечении боли у детей» Редактор Элэстер Дж. Вуд, Чарльз Верде, Иавиль Ф. Сетна (Детская больница, г. Бостон, Гарвардская школа медицины, г. Бостон, США, 2002).
6. Гусев В. Г., Демин А. Ю., Мирина Т.В. Получение информации о состоянии и параметрах сложных тепловых объектов /Датчики и системы – 2009 – №8. С. 66–71.
7. Гусев В.Г., Мирина Т.В., Тырнова Т.П., Дёмин А.Ю. Электрические свойства кожного покрова человека: новые данные //Биофизика. 2014. Т. 59. № 1. С. 191-195.

УДК 004.89

МЕТОДИКА КЛАССИФИКАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ ДЛЯ АНАЛИЗА ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛЕЧЕНИЯ

А.Н. Астафьев, И.А. Коваленко

Липецкий государственный технический университет, г. Липецк

В работе рассматривается задача оценки информационной системой состояния тяжести пациента. Система способна получать обобщённые знания для оценки состояния, обучаясь на экспертных выборках. Прослеживая динамику изменения состояния пациента можно судить об эффективности лечения.

Ключевые слова: медицинская диагностика, интеллектуальная система, система поддержки принятия решения, нейронная сеть, тяжесть состояния.

METHODOLOGY OF CLASSIFICATION OF MEDICAL DATA FOR ANALYSIS OF EFFECTIVENESS OF TREATMENT

A.N. Astafyev, I.A. Kovalenko

Lipetsk state technical University, Lipetsk

The information system assesses state of the patient. The system generates the general knowledge of health assessment using expert estimates. The system has passed the clinical testing.

Key words: medical diagnostics, intelligent system, decision support system, neural network, severity of the condition.

Анализ эффективности применяемых лекарственных препаратов является для медицины фундаментальной задачей, так как с каждым годом число

фармацевтических наименований возрастает, а их эффективность при лечении меньше, даже по сравнению с более дешёвыми аналогами. При анализе закономерностей диагностических данных пациента, которые характеризуются многофакторной информацией, применение статистических методов очень затруднительно, так как у каждого пациента необходимо учитывать показания >20 факторов. Применение прямых методов для решения подобных задач требует существенных затрат времени, знаний и иных ресурсов. Перспективным направлением является именно использование математических алгоритмов для классификации данных [1, 2], каждый класс которых характеризует определенное состояние тяжести. Последующая оценка изменений состояния в динамике позволяет судить о эффективности лечения.

Наиболее распространённым методом является применение нейронных сетей, но обычные нейронные сети однослойной архитектуры не подходят для решения выбранной задачи [3, 4]. Так как они имеют низкую эффективность, которая обусловлена сложностью данной задачи. Выбираемые спонтанно архитектуры многослойных нейронных сетей во многих случаях носят нерациональный характер, возможный даже случай, когда дополнительные слои несут в себе искажения информации, что в медицинской диагностике является крайне неприемлемым. Наиболее эффективными являются сети с самонастраивающейся архитектурой, примером которых может служить сеть с направленной активацией нейронных элементов.

Скрытые слои в сети формируются после обучения, и далее они не изменяются, а подстройка весов выходного слоя уточняется при обучении. В процессе формирования дополнительного нейронного слоя алгоритм пытается максимизировать корреляцию между нейроном кандидатом и невязкой выходного слоя, формируя его набор весов [5].

Наиболее сложной задачей при проектировании систем такого рода является формирование обучающей выборки, которая должна учитывать разнообразное влияние биомедицинских факторов на состояние тяжести пациента. Существует два подхода в формировании обучающей выборки системы [6]: выборка, содержащая реальные данные пациентов, которая должна максимально охватывать все возможные состояния тяжести, и выборка, в которой реализуются основные правила оценки состояний. Обучающая выборка, которая содержит конкретные данные пациентов с оценкой состояния тяжести, сложно реализуема и велика по объёму вариантов, необходимых для правильной оценки.

Апробирование данного алгоритма происходило при определении эффективности лечения гепатита. Обучение системы осуществлено по данным 400 пациентов. Количество входных факторов – 34, откликов – 5. На основании медицинских карт пациентов за период с 2014 по 2015 г. создана электронная

база данных, основываясь на которой происходит обучение системы и автоматическое формирование базы весовых коэффициентов. Применяемый алгоритм позволяет увеличивать учитываемые факторы практически неограниченно, так как их увеличение не влияет на длительность, но повышает объективность получаемых оценок [7].

Библиографический список

1. Келина А. Ю. Адаптивная нейро-нечеткая комбинированная система управления / Келина А. Ю., Кудинов Ю. И., Кудинов Ю. И., Хахов Е. А. // Журнал РАН. 2005. Т. 44. № 4. С. 577-586.
2. Корнеев А.М. Статистические методы численного анализа в компьютерном моделировании / Бузина О.П., Суханов О.В. // Сборник научных трудов международной научно-технической конференции. 2016. С. 109-115.
3. Сумин В.И. Управление нелинейными системами на основе прогнозируемых параметров/Сумин В.И., Щекин В.А., Смоленцева Т.Е.// Сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции. 2015. С. 197-199
4. Сумин В.И. Метод разбиения сложной системы на иерархическую структуру/Сумин В.И., Смоленцева Т.Е., Васильченко Д.А., Ярошенко М.В.//Современные проблемы науки и образования. 2015. № 1-1. С. 291.
5. Мещеряков В.Н. Математический анализ и моделирование преобразователя частоты матричного типа с непосредственным управлением по методу пространственно-векторной модуляции / Мещеряков В.Н., Байков Д.В.//Вестник Южно-Уральского государственного университета. Серия: Энергетика. 2015. Т. 15. № 1. С. 21-33.
6. Сумин В.И. Методика группирования базовой информации для информационных процессов сложных систем / Сумин В.И., Смоленцева Т.Е.//Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: Экономика. Информатика. 2015. Т. 35. № 13-1 (210). С. 104-108.
7. Васильев С.Н. Интеллектуальные системы управления и нечеткие регуляторы. ч. 1. нечеткие модели, логико-лингвистические и аналитические регуляторы/Васильев С.Н., Кудинов Ю.И., Пашенко Ф.Ф., Дургарян И.С., Келина А.Ю., Кудинов И.Ю., Пашенко А.Ф.//Датчики и системы. 2017. № 1 (210). С. 4-19.

УДК 621.317.616

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ОПЕРАТИВНОГО

НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

Т.П. Муранова, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Рассмотрены методы неинвазивного определения уровня глюкозы в крови. Проведена их сравнительная оценка и предложено устройство оперативного, помехоустойчивого измерения уровня глюкозы.

Ключевые слова: сахарный диабет, неинвазивный, глюкоза, ультразвук, инфракрасная спектроскопия.

PRINCIPLES OF OPERATIONAL NONINVASIVE MEASURING GLUCOSE LEVEL IN THE BLOOD

T.P. Muranova, S.G. Gurzhin

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Reviewed non-invasive methods of determining glucose levels in the blood. Comparative evaluation and the proposed device is operational, noise-immune measurements of glucose level.

Key words: diabetes mellitus, non-invasive, glucose, ultrasound, infrared spectroscopy.

Сахарный диабет – хроническое состояние организма, которое возникает, если поджелудочная железа не может произвести достаточное количество инсулина или если организм не в состоянии эффективно использовать выделяемый им инсулин.

Сахарный диабет сегодня это самая распространённая болезнь, которая занимает третье место среди причин смертности после сердечно-сосудистых заболеваний и рака. По информации Всемирной Организации Здравоохранения (ВОЗ) на 2000 год в мире насчитывалось 171 млн. диабетиков в мире, а прогноз на 2030 год – 366 млн. человек. По оценкам ВОЗ только в 2005 году от диабета умерло 1,1 млн. человек, причем половина смертей от диабета приходится на возраст больных до 70 лет [1].

Уход за больными и лечение диабета показали, что более частый контроль глюкозы и инсулина в крови может предотвратить многие из долгосрочных осложнений сахарного диабета. Пациентам с сахарным диабетом рекомендуется проводить самоконтроль сахара крови ежедневно несколько раз в день (как минимум перед основными приемами пищи и перед сном, а также периодически после еды). В настоящее время измерения глюкозы производятся путем прокалывания пальца и извлечения капли крови, которая применяется к тест-полоске, состоящей из химических веществ, чувствительных к глюкозе в образце крови. Однако такой метод измерения сахара в крови требует больших

затрат, так как тест-полоски необходимые больному ежедневно будут стоить около \$ 183.00 в год.

Для контроля сахара в крови могут использоваться следующие глюкометры:

- инвазивные;
- неинвазивные.

Основными преимуществами неинвазивных глюкометров перед инвазивными являются:

1. Безболезненная процедура замера крови не вызывающая никаких травм кожного покрова, что исключают внесение во внутреннюю среду организма болезнетворных вирусов и бактерий, чужеродных веществ (ксенобиотиков), а также исключает возможность формирования мозолей на пальцах, которые приводят к ухудшению самодиагностики.

2. Экономичность прибора по сравнению с инвазивными глюкометрами при длительном использовании, т.к. не требует дополнительного приобретения специальных тестовых полосок и ланцет для прокалывания, что значительно сокращает расходы больных диабетом.

В настоящее время существует ряд методов неинвазивного определения количества глюкозы в крови, которые различаются по способам получения информации от объекта.

1. Исследование зависимости электрических характеристик крови от уровня глюкозы. Обычно рассматриваются такие параметры, как проводимость крови, ее электрическое сопротивление, электроемкость определенного участка тела - например, кончика пальца при касании пластины детектора. Данный способ весьма чувствителен к особенностям кожи (тонкая или грубая), наполнению кровью сосудов в области анализа, температуре тела, кровяному давлению и ряду других обстоятельств.

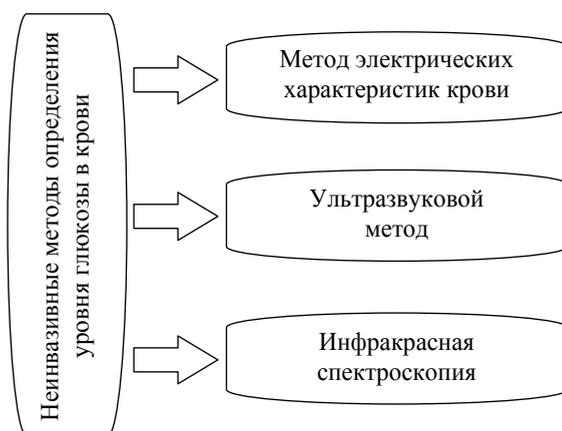


Рис. 1 – Методы неинвазивного определения уровня глюкозы в крови

2. Неинвазивный ультразвуковой метод измерения уровня глюкозы основан на измерении скорости ультразвуковых колебаний в кровенаполненных тканях. На поверхность тела человека через специальную смазку накладываются излучатель и приемник ультразвука. От излучателя ультразвуковой импульс по кровеносным сосудам распространяется к приемнику, а затем усиленный до необходимой величины запускает генератор импульсов. Изменение скорости ультразвука свидетельствует об изменениях концентрации глюкозы в крови. Недостаток метода: сложности с учетом влияния внешней среды [2].

3. Наиболее часто применяется инфракрасная (ИК) спектроскопия в ближнем диапазоне 750-2500 нанометров (нм) [3]. Метод основан на анализе оптического поглощения ИК-излучения, длины волн которого находятся в области поглощения глюкозы крови (пики 840, 940 и 1045 нм). Для этого излучение должно пройти через телесные ткани и попасть на фотоприемник, где фиксируется соответствующий спектр. Недостатком данного метода можно считать сложность регистрации слабых сигналов из-за малого отношения сигнал/шум, что затрудняет работу в дальней зоне ИК-области.

Среди рассмотренных методов инфракрасная спектроскопия отличается наименьшей степенью воздействия на здоровье человека и значительно большей скоростью получения информации от объекта. Поэтому данный метод взят за основу для новой разработки оперативного неинвазивного измерителя уровня глюкозы в крови, позволяющего повысить отношение сигнал/шум и сделать результаты измерений и диагностики более достоверными.

Библиографический список

1. Бабенко А.Ю., Кононова Ю.А., Циберкин А.И., Ходзицкий М.К., Гринева Е.Н. Динамика развития методов контроля гликемии от инвазивных к неинвазивным. / Актуальные перспективы, Том 19, № 5, 2016. – С. 397-405.
2. Акопян Б.В., Ершов Ю.А. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии: Учеб. пособие / Под ред. С.И. Щукина. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 224 с.
3. Козлов В.И. Взаимодействие лазерного излучения с биотканями // Сборник трудов «Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике» / Под ред. О.К. Скобелкина. – М.: ГНЦ лазерной медицины, 1997. – С. 24–34.

ПРИМЕНЕНИЕ ПАКЕТА ANYLOGIC ДЛЯ ДИНАМИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЭПИДЕМИЙ

Н.Р. Хисамутдинова, Д.И. Тимбакова, Р.И. Ишмухаметова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г.Уфа

В статье рассматривается имитационного моделирования и его применение в прогнозировании распространения эпидемии.

Ключевые слова: *имитационное моделирование, системная динамика, эпидемии.*

THE APPICATION PACKAGE FOR DYNAMIC PROCESS MODELING ANYLOGIC SPREAD OF EPIDEMICS

N.R. Khisamutdinova, D.I. Timbakova, R.I. Ishmuhametova

Scientific adviser - Urazbakhtina Y.O., Ph.D., Associate Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In article also its application in forecasting of distribution of epidemic is considered imitating modeling.

Key words: *imitating modeling, system dynamics, epidemics.*

Имитационное моделирование- метод исследования, при котором изучаемая система заменяется моделью, с достаточной точностью описывающей реальную систему, поведение которой нужно изучить. Имитационная модель позволяет получить подробную статистику о различных аспектах функционирования системы в зависимости от входных данных. Системная динамика — это метод по изучению комплексных систем, которые подвержены изменениям с течением времени. При моделировании учитываются причинно-следственные взаимосвязи между элементами системы, особое внимание уделяется обратной связи между ними. При этом очень важным моментом является то, что модель не только должна воспроизводить поведение системы в реальных условиях, но делать это на основе тех же причин, которые существуют в реальности. В сфере здравоохранения данное моделирование может принести пользу. Например, в среде AnyLogic возможность создать модель распространения эпидемии. Одна из классических моделей в медицине- прогнозирование распространения эпидемии. Она позволяет разработать меры противодействия, обеспечить рациональное применение ресурсов. Цель построения модели- получение оперативного прогноза развития эпидемии при задании определенных параметров, таких как численность людей, инкубационный период, продолжительность заболевания и

т.д. [1] В начале создаются 4 накопителя, по одному на каждую стадию заболевания:

1. Susceptible- Восприимчивые к заражению люди, которые еще не были заражены вирусом.
2. Exposed– Люди, находящиеся в латентной стадии заражения.
3. Infectious – Люди в активной стадии заражения.
4. Recovered–Они приобрели иммунитет к данному заболеванию.

Пусть число людей будет равно 10 тыс. Переходы между всеми стадиями, кроме перехода из «Susceptible» в «Exposed», осуществляются по таймауту. Они настраиваемы под каждый вид заболевания. Установим значения: средний инкубационный период 10 дней, средняя продолжительность заболевания 15 дней. Переход из состояния «Susceptible» в «Exposed» происходит в случае передачи заболевания от человека к человеку. При контакте заболевание может передаваться с определенной вероятностью, установим ее равной 1.25. [2]

Структура описанной модели изображена на рис.1.

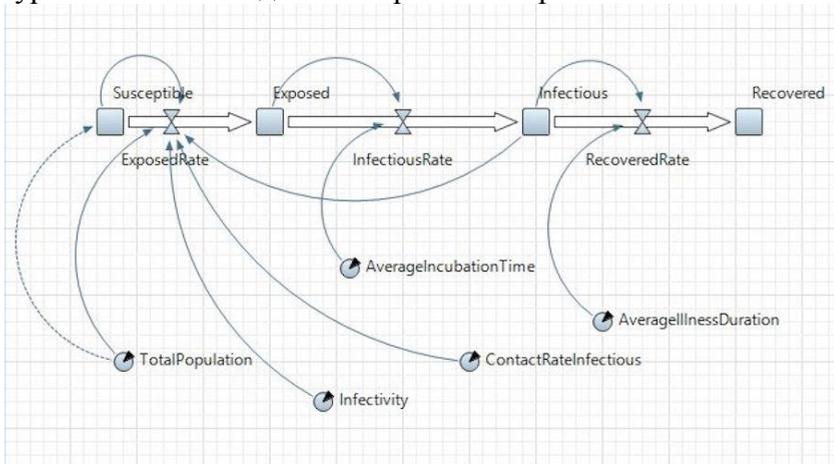


Рис.1 – Структура модели распространения эпидемии

При ее запуске мы получим отображение всех процессов на графике (рис.2)

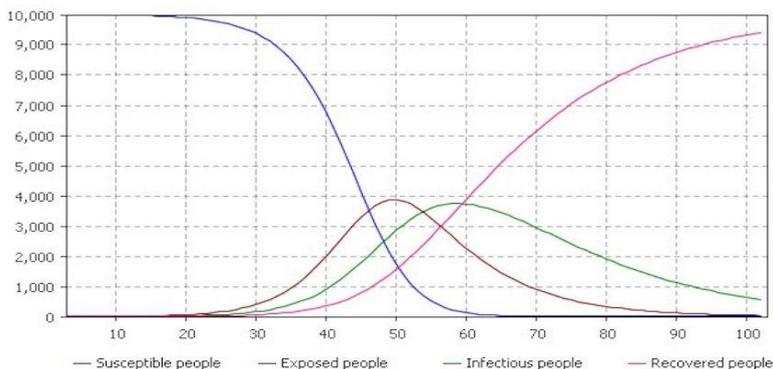
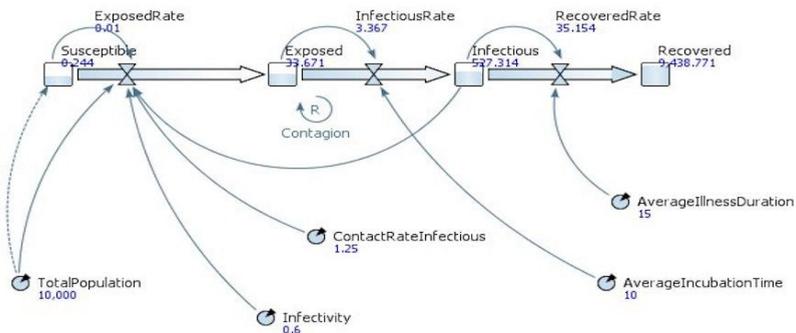


Рис.2 – Отображение развития эпидемии в конкретный момент времени

Разработанная модель позволяет получить достаточно точный прогноз развития эпидемии. На динамику развития процессов влияет множество случайных факторов, приводящих к тому, что в общем случае мы наблюдаем случайных процесс распространения заболевания. Среда AnyLogic позволяет варьировать параметры, влияющие на динамику распространения, такие как количество контактов с другими людьми в день, возможные места пребывания человека, также возможные места пребывания человека (работа, школа, дом и т.д). В случае пренебрежения ими, есть вероятность получить ошибочные оценки ресурсов, необходимых для проведения противоэпидемических заболеваний. Приведенная модель- один из примеров возможного применения имитационного моделирования в медицине. В настоящее время развитие сред разработки моделей и имитационного моделирования в целом позволяет как предугадать распространение болезней, так и спроектировать работу отделений больницы. [3]

Библиографический список

1. Григорьев И.К. AnyLogic за три дня: практическое пособие/ 2017.-273с.
2. Карпов Ю.Г. Имитационное моделирование систем. Введение в моделирование с AnyLogic5. СПб.: БХВ-Петербург, 2005.

3. Бородулин А.И., Десятков Б.М., Шабанов А.Н., Ярыгин А.А. Статическая модель эпидемического процесса // Сибирский журнал индустриальной математики, 2007. Т. 10, №2, С. 23-20.

УДК 616-71

ИССЛЕДОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

Л.Р. Саяпова, Н.Р. Хисамутдинова, Р.И. Ишмухаметова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г.Уфа

В статье рассмотрен терапевтический метод воздействия на человека, называемый электромиографией и представлен прибор для реализации данного метода.

Ключевые слова: электромиография, мышцы, биопотенциалы.

RESEARCH OF NEUROMUSCULAR SYSTEM OF A BIOLOGICAL OBJECT

N.R. Khisamutdinova, L.R. Sayapova, R.I. Ishmuhametova

Scientific adviser - Urazbakhtina Y.O., Ph.D., Associate Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In article the therapeutic method of impact on the person called by an electromyography is considered and the device for realization of this method is presented.

Key words: *electromyography, muscles, biopotentials.*

Электромиография (ЭМГ) – это метод диагностики, который позволяет оценить биоэлектрическую активность мышц. На основании этого исследования можно сделать вывод о функциональном состоянии нерва, иннервирующей поврежденную мышцу. Стоит заметить, что впервые методику применил на практике в далеком 1907 году Г. Пипер.

Данный метод исследования позволяет определить, как поражение мышцы, так и произошедшие изменения с ней за время болезни. С помощью ЭМГ можно оценить параметры мышечного движения и регистрировать скрытые двигательные реакции. Если мышца человека полностью здорова и без повреждений, то на экране монитора ее электрическая активность не видна. При незначительном напряжении мышцы видны колебательные движения мышечных волокон различной амплитуды и частоты. Чем сильнее напрягается исследуемая мышца, тем больше частота этих колебаний. При максимальном

напряжении мышцы на экране видны мышечные импульсы, следующие один за другим. Врач оценивает активность мышцы, ставит диагноз и назначает лечение.

Эта процедура безопасна и информативна, поэтому легко переносится пациентами всех возрастов. Именно поэтому ЭМГ широко применяется в диагностике не только неврологических заболеваний, но и кардиологической, инфекционной и онкологической патологий. Нужно заметить, что чаще всего врачи назначают одновременное прохождение электромиографии и электронейрографии. Первая позволяет определить активность мышц в период напряжения и расслабления, а вторая выявляет скорость передачи сигналов с головного мозга, а также проходимость импульсов по нейронным соединениям.

Биопотенциалы с поверхностных мышц обычно снимаются с помощью накожных электродов. Эти электроды используются для регистрации поверхностной ЭМГ, характеризующей уровень общей активности и тонуса отдельных мышц или групп мышц как в состоянии покоя, так и при различных видах мышечных напряжений.

Когда требуется получить сигналы большей величины или исследуют движения группы мышечных волокон, иннервированных одним мотонейроном, применяют вкалываемые в биоткань игольчатые электроды. Они, как правило, вводятся внутримышечно. С их помощью хорошо регистрируется потенциал двигательных единиц (ПДЕ). Он формируется мышечными волокнами, входящими в состав конкретной двигательной единицы при выполнении соответствующих двигательных действий.

Для каждого вида процедуры существуют свои показания, поэтому вопрос о том, какой из них должен быть использован, в индивидуальном порядке решает лечащий врач. Нередко назначают оба вида электромиографии одновременно.

Электромиография проводится в амбулаторных условиях. Длительность процедуры составляет от 30 минут до 1 часа. В первую очередь фиксируются биопотенциалы мышцы, находящейся в расслабленном состоянии. Затем ее нужно медленно напрячь – в этот момент также идет регистрация импульсов. Колебания биопотенциалов отображаются на мониторе компьютера и одновременно записываются на бумажный или магнитный носитель в виде «скачущих» зубцов и волн (похоже на ЭКГ).

Устройство, с помощью которых проводят электромиографию называют миографом.

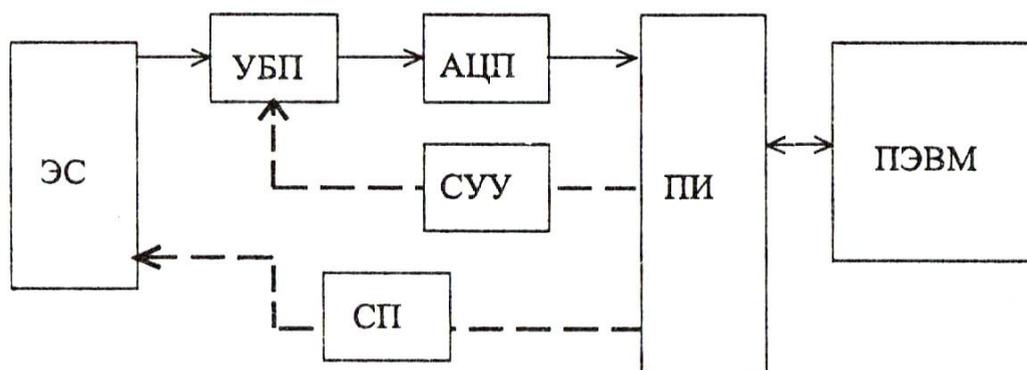


Рис.1 – Обобщенная структурная схема компьютерного миографа

Мышечные биопотенциалы снимаются электродной системой (ЭС), усиливаются усилителем биопотенциалов (УБП), преобразуются аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) в цифровой код и через плату интерфейсов (ПИ) передаются в ПЭВМ. При многоканальном съеме ЭМГ в схему включается аналоговый мультиплексор, управляемый со стороны ПЭВМ. При необходимости управления параметрами (например, при программируемом изменении коэффициентов усиления) используется схема управления усилителями (СУУ).

В состав промышленных электромиографов обычно входит стимуляторная приставка (СП), которая позволяет обследовать мышцу не только в состоянии покоя и произвольного движения, но и определить реакцию на искусственное электрическое раздражение. Благодаря ей удастся проводить электронейромиографию (ЭНМГ). Термин «электронейромиография» характеризует методы изучения вызванных потенциалов мышц (стимуляционная электромиография) и нерва (стимуляционная электронейромиография).

Библиографический список

1. Электромиография: что это, показания и противопоказания [электронный ресурс] - URL: <http://doctor-neurologist.ru/elektromiografiya-cto-eto-pokazaniya-i-protivopokazaniya>
2. Электромиография, [электронный ресурс] - URL: <http://www.diagnos.ru/procedures/manipulation/emg>
3. Электромиография, [электронный ресурс] - URL: <http://ldc.dn.ua/index.php/elektromiografiya>

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Н.Р. Хисамутдинова, Л.Р. Саяпова, Р.И. Ишмухаметова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г.Уфа

В статье рассмотрены методы определения артериального давления, приведен пример устройства тонометра. Устройство способно проводить измерение среднего артериального давления в динамике при одновременном измерении скорости распространения пульсовой волны. Требования, предъявляемые к прибору такого типа, в основном сводятся не к повышению точности измерения, а его компактности, возможности непрерывного измерения и демонстрации диаграммы кривой давления в течение дня, недели и более.

Ключевые слова: артериальное давление, емкостной датчик, измерение.

INFORMATION AND MEASURING CONTROL SYSTEM OF ARTERIAL BLOOD PRESSURE

N.R. Khisamutdinova, L.R. Sayapova, R.I. Ishmuhametova

Scientific adviser - Urazbakhtina Y.O., Ph.D., Associate Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In article methods of definition of arterial blood pressure are considered, the example of the device of a tonometer is given. The device is capable to take measurement of average arterial blood pressure in dynamics at simultaneous measurement of speed of distribution of a pulse wave. Requirements imposed to the device of this kind generally come down not to increase in accuracy of measurement, and its compactness, a possibility of continuous measurement and demonstration of the chart of a curve of pressure during the day, weeks and more.

Key words: arterial blood pressure, capacitor sensor, measurement.

В современной медицине существует большое количество разнообразных приборов и средств измерения для определения сердечнососудистых заболеваний и болезней сердца. Одной из самых популярных проблем, стоящая перед врачами, является выбор универсального точного устройства, которое верно и быстро выявит болезнь пациента на ранних стадиях заболевания. Принятые при обследовании пациентов разовые измерения артериального давления (АД) не всегда отражают истинные его величины, не дают представления о суточной динамике, в связи с этим затрудняется диагностика артериальной гипертензии, подбор

антигипертензивных препаратов, оценка их эффективности и адекватность лечения.

Определить уровень АД можно инвазивным и неинвазивным способом. Инвазивный метод отличается высокой точностью, но он травматичен, так как заключается в непосредственном введении иглы в сосуд или полость сердца. Этот метод применяется чаще всего в кардиохирургии. При неинвазивном методе измерение давления проводят на периферических сосудах верхних конечностей (на локтевом сгибе руки).

В современной медицине широко применяются два неинвазивных метода:

1. Аускультативный способ основан на пережатии артерии плеча манжетой и выслушивании тонов, появляющиеся при медленном выпуске воздуха из манжеты. Верхнее и нижнее давление определяются по появлению и исчезновению звуков, характерных для турбулентного потока крови.

2. При осциллометрическом способе артериальное давление измеряют электронным тонометром. Принцип этого метода заключается в том, что прибор регистрирует пульсации в манжете, которые появляются, когда кровь проходит через сдавленный участок сосуда.

Общим недостатком данных методов является невозможность использовать их непрерывно в нестационарных условиях, что особенно важно для людей, не чувствующих повышения АД. Также следует отметить, что у многих людей сама процедура измерения приводит к резкому возрастанию АД. Поэтому актуальной является задача разработки непрерывных измерителей АД, адаптированных к условиям в которых производится измерение.

В настоящее время активно развиваются неинвазивные безманжетные способы измерения артериального давления, позволяющие производить комфортные измерения артериального давления в нестационарных условиях. В свою очередь безманжетные методы делятся на:

1. Фотоплетизмографический (оптический) метод. В основу данного метода положено изменение сосудистых артериальных рефлексов при различных положениях конечности - превалирование сосудорасширяющего рефлекса при поднятии конечности вверх, при опускании конечности вниз превалирует сосудосуживающий рефлекс. Метод основан на преобразовании давления (Р) в силу (F) и измерении параметров пульсовой волны одновременно с измерением значений давления. Если использовать датчик силы, с определенной площадью поверхности на который мы будем воздействовать артерией, то мы получим значения силы F, пропорциональные значению давления P. В этом качестве удобно использовать пальцевую артерию. Мы надавливаем пальцем (а точнее, пальцевой подушечкой, где находится пальцевая артерия) на датчик силы и при этом одновременно измеряем пульсовую волну с помощью фотоэлектрического датчика, состоящего из светодиода и приемного фотодиода.

2. Метод импедансной плетизмографии. При определении параметров артериального давления (АД) крови, а именно, его систолического P_s и диастолического P_d давлений, импедансная плетизмография позволяет получить кривую изменения сопротивления участка тела человека, так называемую реограмму. Реографический метод измерения параметров АД является новым направлением в оценке качества функционирования сердечно-сосудистой системы человека, методически он еще недостаточно разработан и освещен в публикациях. Ему присущи такие основные недостатки как: большая методическая погрешность 20-30% и все неудобства и нежелательные последствия от использования окклюзионной манжеты. Причиной большой методической погрешности определения значений P_s и P_d АД является наложение на реограмму давления волновых процессов второго и третьего порядков, обусловленных работой других органов человека, в том числе легких и печени.

3. Механический метод. Для исследования тонов и шумов сердца и записи фонокардиограмм применяются электродинамические и пьезоэлектрические микрофоны. Суть метода заключается в измерение напряжения, которое возникает в преобразователе после прохождения пульсовой волны, определенной силы.

Учитывая, что 20% взрослого населения страдают артериальными гипертензиями, причем повышение артериального давления приводит к таким осложнениям, как инфаркт миокарда, мозговой инсульт, то возникает острая необходимость в разработке эффективных средств контроля и лечения, выше упомянутых заболеваний. Как показывает врачебная практика, лечение этих заболеваний может быть эффективным только при правильном подборе лекарственных средств и их доз, а процесс подбора лекарственных средств и доз является процессом длительным и требует постоянного наблюдения за больным посредством измерения его артериального давления.

Библиографический список

1. Правила измерения артериального давления [Электронный ресурс] - URL: <http://serdec.ru/diagnostika/pravila-izmereniya-arterialnogo-davleniya>
2. Рогоза. А.Н. Современные неинвазивные методы измерения артериального давления для диагностики артериальной гипертензии и оценки эффективности антигипертензивной терапии/ А.Н. Рогоза, Е.В. Ощепкова, Е.В. Цагареишвили, Ш.Б. Гориева - Москва Медика, 2007. -72 с.

ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ПОРТАТИВНОГО ПРИБОРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Н.Р. Хисамутдинова, Р.И. Ишмухаметова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент
Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г.Уфа

В статье представлен портативный прибор измерения давления. Описывается принцип его работы.

Ключевые слова: артериальное давление, диастолическое давление, систолическое давление.

THE MEASURING SYSTEM OF THE PORTABLE DEVICE FOR DEFINITION OF ARTERIAL BLOOD PRESSURE

N.R. Khisamutdinova, L.R. Sayapova

Scientific adviser - Urazbakhtina Y.O., Ph.D., Associate Professor
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The portable device of measurement of pressure is presented in article. The principle of his work is described.

Key words: arterial blood pressure, diastolic pressure, systolic pressure.

В наше время заболевания сердечно-сосудистой системы имеет большой процент людей. Для удобства своевременного контроля артериального давления можно использовать браслеты со встроенным измерителем давления. [1]

Устройство работает следующим образом:

После размещения устройства с корпусом 1 для измерения артериального давления на кисти, например, левой руки и застегивания браслета 2 осуществляют регулировку положения датчика пульсовой волны 3 в браслете 2. Эта операция осуществляется при помощи регулировочного винта при откинутом экране устройства, когда оно работает в режиме тонометра. При вывинчивании регулировочного винта и смещении вдоль прорези осуществляют позиционирование датчика пульсовой волны 3 относительно лучевой артерии. Проверка правильности положения датчика 3 осуществляется по форме пульсовой волны, которая видна на поворотном экране индикатора информации, при правильной установке датчика пульсовой волны 3 она должна быть двугорбой. (Рис.1)

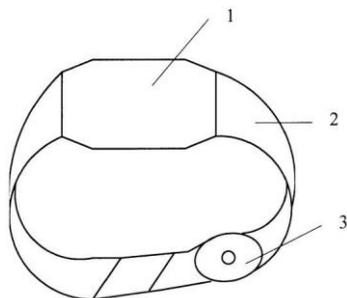


Рис.1 – Общий вид устройства для измерения артериального давления

После выполнения позиционирования осуществляют прижатие датчика пульсовой волны 3 к лучевой артерии путем натяжения браслета 2 вращением винта в резьбовом отверстии крышки. Если позиционирование и натяжение выбраны правильно, происходит автоматическое включение режима записи результатов измерения. При этом консоль под действием пульсовой волны изгибается и происходит смещение в вертикальной плоскости плоского зеркала. При этом по электрическому сигналу определяется форма пульсовой волны.

Через оптоэлектронный модуль 5 и фильтр нижних частот 6 обработанные сигналы с помощью аналого-цифрового преобразователя 7 из аналоговой формы преобразуются в цифровую и цифровой сигнал, характеризующий амплитуду воспринимаемых пульсовых волн кровяного давления, вычисляется в блоке анализа измеряемой информации для получения значения систолического и диастолического давления крови и стрессового индекса. Указанные данные отображаются на поворотном экране 9. (Рис.2)

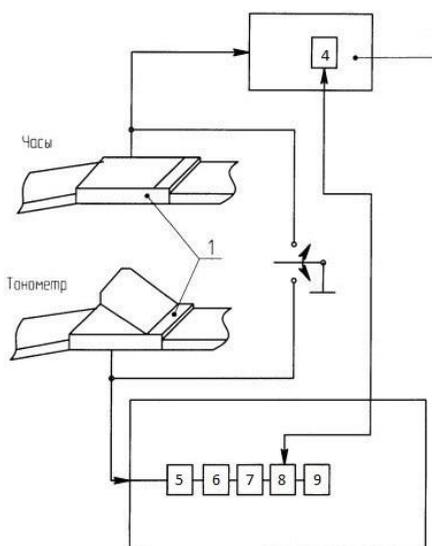


Рис.2 – Блок-схема устройства

Наличие процессора 8 и блока памяти 4 позволяет регистрировать время и дату проведения измерения артериального давления и запоминать его. При опускании поворотного экрана устройство начинает работать в режиме обычных электронных часов.

Данное устройство позволяет комфортным методом без особых усилий производить мониторинг артериального давления, измерять параметры пульса и стресса и принимать превентивные меры для возможного предупреждения сосудистой катастрофы. Прибор может быть снабжен голосовым индикатором, повышающим комфортность восприятия информации.

Библиографический список

1. Рогоза. А.Н. Современные неинвазивные методы измерения артериального давления для диагностики артериальной гипертензии и оценки эффективности антигипертензивной терапии/ А.Н. Рогоза, Е.В. Ощепкова, Е.В. Цагареишвили, Ш.Б. Гorieва - Москва Медика, 2007. -72 с.\
2. Устройство для измерения артериального давления [Электронный ресурс] - URL: <http://www.findpatent.ru/patent/246/2463951.html>

УДК 004.94

ОБЗОР МЕТОДОВ ТРЕХМЕРНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО МАММОГРАФИЧЕСКИМ СНИМКАМ

Ю.А. Подгорнова

Муромский институт (филиал) федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Муром

Маммография – это неинвазивный метод исследования молочных желез. По двум маммографическим снимкам в краниокаудальной и медиолатеральной проекциях возможно реконструировать объемное изображение молочной железы, указав при этом конкретные координаты выявленных опухолей. Сегодня известно несколько алгоритмов трехмерной реконструкции молочных желез, некоторые из которых описаны в докладе.

Ключевые слова: маммография, молочная железа, опухоль, трехмерная реконструкция

REVIEW OF METHODS OF THREE-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION OF THE BREAST ON MAMMOGRAPHIC IMAGES

Y.A. Podgornova

Murom Institute (branch) Federal state budgetary Educational Institution of Higher Education "Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nickolay Grigoryevich Stoletovs", Murom

Mammography is a non-invasive method of studies of the mammary gland. Two mammographic images in the craniocaudal and mediolateral projections it is possible to reconstruct a three-dimensional image of the breast, indicating the specific coordinates of the detected tumors. Today there are several algorithms for three-dimensional reconstruction of the mammary glands, some of which are described in the report.

Key words: *mammography, breast, tumor, three-dimensional reconstruction*

Онкологические заболевания молочных желез представляют опасность для всего женского населения [1, 2]. Единственным методом лечения на ранних стадиях является хирургическое вмешательство. Различают полную и частичную мастэктомию. Основным фактором, который учитывается специалистом, для выбора метода операции является оценка объемного соотношения между опухолью и всей молочной железой. Трехмерная реконструкция молочных желез обычно выполняется по маммограммам пациента (чаще всего используются краниокаудальная и медиолатеральная проекции). На сегодняшний день известно несколько работ по трехмерной реконструкции молочной железы [3-6].

В [3] реконструкция выполняется в 2 этапа. Сначала врач-рентгенолог выделяет на маммограммах кривые молочных желез, а затем замкнутые контуры новообразования (Рис.1а). На этом этапе проектируемые плоскости смещаются вертикально и горизонтально пока не совпадут (Рис.1б). На следующем этапе аппроксимируют внешнюю поверхность груди, предполагая полуэллиптическую форму в участках поверхности, параллельной ее основанию. Полуэллиптическая форма представляет собой композицию из четырех секций эллипсов, каждая из которых соответствует одному квадранту (Рис. 1в). На рисунке 1 представлен поэтапно пример трехмерной реконструкции.

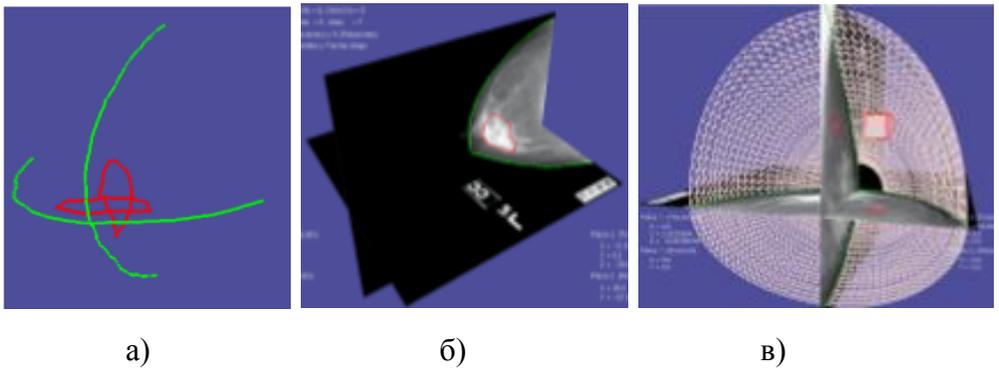


Рис.1 – Пример трехмерной реконструкции молочной железы

Объемная реконструкция [4] использует подход, основанный на сходстве между линейными структурами. Соответствие построено только на сопоставлении характерных анатомических структур, обнаруженных на обоих изображениях. Для реконструкции используется алгоритм максимизации ожиданий (EM) в сочетании с алгоритмом роста трехмерной области. На маммографических снимках определяются точки соответствия (Рис.2а, Рис. 2б). Двумерная точка будет генерироваться трехмерной точкой, если расстояние, определенное в соответствующем процессе, является локальным минимумом (Рис.2в). Компонент z отбрасывается. На рисунке 2 показан пример такого соответствия: точка в рентгеновском изображении сопоставляется с точкой в объеме МР.

Данный алгоритм не учитывает наличие каких-либо аномалий (опухолей или тяжелых структурных изменений), а также в методе не исследуются эффекты, связанные с сжатием молочной железы.

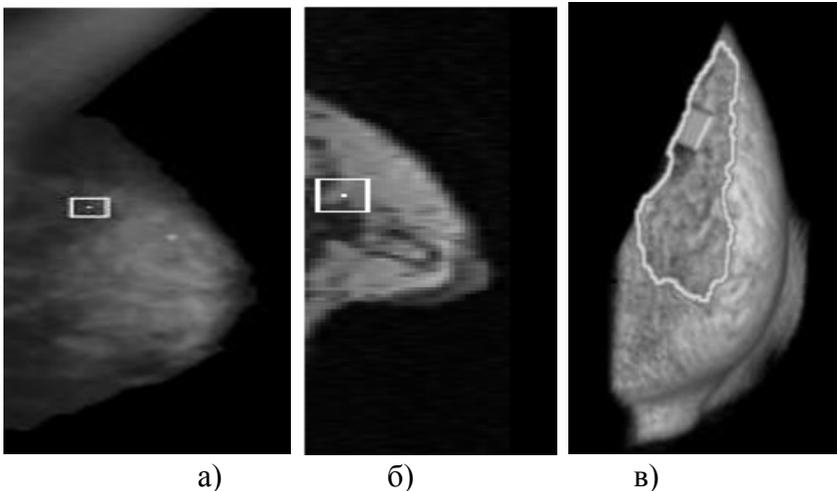


Рис. 2 – Объемная реконструкция на основе сходства линейных структур

Алгоритм трехмерной реконструкции, представленный в [5] состоит из следующих этапов: сегментации маммограмм на 3 области (фон, молочная железа, грудная мышца), удаление области грудной мышцы со снимков, согласования маммографических снимков на основе геометрической модели для корреляции изображений на основе местоположения соска, как единственной точки поверхности, моделирования объемной молочной железы на основе предложенного уравнения (Рис.3). Данный метод учитывает сжатие молочной железы при маммографическом исследовании.

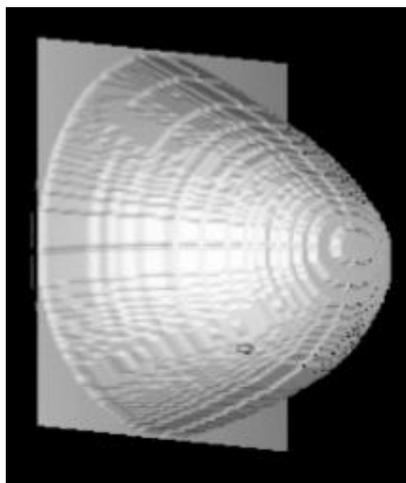


Рис. 3 – Геометрическая модель молочной железы

Реконструкция молочной железы [6] выполняется с помощью алгоритма модификации проекции пространственной сетки и итеративной ближайшей точки (MPGS-ICP). Анализируются изображения двух проекций, вручную выбирается не менее 8 соответствий между ними. Чем больше точек указано, тем точнее будут реконструированы части молочной железы. С помощью такой реконструкции можно выделить микрокальцинаты, которые часто являются предвестниками рака молочной железы.

Таким образом, существует несколько методов трехмерной реконструкции молочной железы, использующих маммографические снимки в краниокаудальной и медиолатеральной проекциях, однако некоторые из них не учитывают сжатие молочной железы в ходе исследования, что усложняет поиск соответствий между рентгенологическими изображениями.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-00227.

Библиографический список

1. Садыков С.С., Захарова Е.А., Буланова Ю.А. Технология выделения кисты на маммограмме. Вестник РГПУ. № 1 (выпуск 43). Рязань, 2013. С.7-11. ISSN 1995-4565
2. Садыков С.С., Буланова Ю.А., Захарова Е.А. Компьютерная диагностика новообразований на маммографических снимках // Компьютерная оптика. - 2014. - т.38, №1. - С. 131-138. - ISSN 0134-2452
3. Rodriguez J., Linares P. et al. Estimating the tumor-breast volume ratio from mammograms // WSCG '2007: Short Communications Proceedings: The 15th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision 2007 in co-operation with EUROGRAPHICS: University of West Bohemia, Plzen, Czech Republic, January 29 – February 1, 2007, p. 219-224.- ISBN 978-80-86943-02-2
4. Marti, R., Zwiggelaar, R., Rubin, C., and Denton, E. (2004). 2D-3D correspondence in mammography// Cybernetics and Systems, 35:85–105.
5. Kallergi M., Manohar A. Stereoscopic representation of the breast from two mammographic view with external markers // Proceedings of the SPIE, Volume 5029, p. 368-375 (2003)
6. Huang C.-R. et al. Reconstruction and rendering of microcalcifications from two mammogram views by modified projective grid space (MPGS)// Computerized Medical Imaging and Graphics 30 (2006) p. 123–133

УДК 616-079.5

МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ СИНДРОМА КАВАСАКИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ИХ РАЗВИТИЯ

Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова, Э.С. Шарипова

Научный руководитель – Демин А.Ю., д.т.н, профессор
Уфимский государственный технический университет, г.Уфа

Синдром Кавасаки (болезнь Кавасаки) получил своё название в честь японского терапевта Томисаку Кавасаки, который впервые дал описание этому заболеванию в 1967 году [1]. Это острое лихорадочное заболевание детского возраста, характеризующееся поражением коронарных и других сосудов с возможным образованием аневризм, тромбозов и разрывов сосудистой стенки. Этиология до сих пор неизвестна, что затрудняет своевременную диагностику и прогнозирование заболевания. На сегодняшний день имеются диагностические критерии, которые позволяют предполагать наличие данного синдрома, но для точной постановки диагноза необходимо учитывать комплекс симптомов.

Ключевые слова: методы диагностики, системный анализ, кардиология

THE METHODS OF DIAGNOSTICS OF KAWASAKI SYNDROME AND PROSPECTS OF DEVELOPMENT

Ch.R. Kasimova, R.R. Frolova, E.S. Sharipova

Scientific adviser - Demin A.Yu., doctor of technical sciences, professor
Ufa State Technical University, Ufa

Annotation: Kawasaki syndrome (Kawasaki disease) was named after Japanese therapist Tomisaku Kawasaki, who first described the disease in 1967 [1]. This is an acute febrile illness of childhood, characterized by the damage of coronary and other vessels with the possible formation of aneurysms, thromboses and ruptures of the vascular wall. Etiology is still unknown, which makes it difficult to timely diagnose and predict the disease. To date, there are diagnostic criteria that allow one to assume the presence of this syndrome, but for a precise diagnosis it is necessary to take into account a complex of symptoms.

Key words: *diagnostic methods, system analysis, cardiology*

Слизисто-кожный лимфонодулярный синдром (синдром/болезнь Кавасаки) представляет собой остро протекающее системное заболевание, характеризующееся преимущественным поражением средних и мелких артерий (артериит), развитием деструктивно пролиферативного васкулита. Иногда в процесс могут вовлекаться аорта и другие крупные артерии [2]. На сегодняшний день в Европе, Северной Америке и Японии болезнь Кавасаки считается ведущей причиной приобретенных сердечно-сосудистых заболеваний у детей [3]. Доказано, что коронарит вследствие болезни Кавасаки является основой формирования вторичной ишемической болезни сердца в детском и молодом возрасте. Чаще всего синдром Кавасаки встречается у детей грудного и раннего возраста и, согласно статистике [4], преимущественно в Японии, Китае, Корее и США. Можно говорить также о сезонности заболевания с некоторым различием по странам. Например, в Японии пик заболеваемости происходит в январе и небольшой пик летом, в США - зимой и ранней весной. На данный момент официальной статистике для России нет, но зарегистрированные случаи синдрома Кавасаки у детей позволяют сделать вывод, что на территории РФ случаи заболевания регистрируются на протяжении всего года, нарастая по мере похолодания и затем – в весенние месяцы.

Диагностика синдрома Кавасаки усложнена тем, что многие симптомы пересекаются с другими заболеваниями и также одна из проблем ранней диагностики заключается в том, что проявления синдрома Кавасаки могут возникать последовательно. Наиболее часто обнаруживаемый признак - шелушение кожи, выявляется в поздней стадии, когда уже могут иметь место осложнения со стороны сердца.

Для выявления поражений сердечно-сосудистой системы при синдроме Кавасаки используют широкий спектр инструментальных методов. В первую очередь, проводят электрокардиограмму (ЭКГ) и Эхо-КГ, так как они являются самыми доступными неинвазивными методами.

ЭКГ является обязательным диагностическим методом, применяемым при первом подозрении на наличие синдрома Кавасаки и неоднократно повторяемым при динамическом наблюдении пациентов. Изменения, обнаруженные при выполнении ЭКГ, могут быть обусловлены поражением проводящей системы сердца, миокардитом.

Эхо-КГ позволяет оценить состояние миокарда, перикарда, клапанного аппарата и коронарных артерий. При первичном эхокардиографическом исследовании оценивают размеры полостей сердца, наличие и степень регургитации на клапанах. При повторных исследованиях оценивают динамику этих показателей [5]. Особое внимание уделяют исследованию коронарных артерий, поскольку выявление их поражений имеет большое диагностическое и прогностическое значение и влияют на выбор тактики лечения.

Но данные методы позволяют диагностировать синдром Кавасаки лишь в том случае, когда болезнь начинает поражать сердце, возникают аневризмы, которые могут угрожать тромбозом и инфарктом миокарда. Поэтому возникает необходимость разработки системы, которая позволит выявить риск возникновения синдрома Кавасаки на основе внешних и внутренних факторов. Внешние факторы обусловлены географическим положением, генетической предрасположенностью и временем года, а внутренние – анализ первичных показателей новорожденных, которые могут являться маркером к диагностированию данного заболевания.

Библиографический список

1. История описания болезни Кавасаки [Электронный ресурс] URL: <http://www.rheumatology.kiev.ua/article/6212/istoriya-opisaniya-bolezni-kawasaki-tomisaku-kawasaki-izvestnyj-yaponskij-pediatr-avtor-sistemnogo-vaskulita-u-detej>
2. Министерство здравоохранения Российской Федерации /Клинические рекомендации: Слизисто-кожный лимфонулярный синдром [Кавасаки] (синдром/болезнь Кавасаки) у детей, 2016
3. Bronstein D.E., Dille A.N., Austin J.R. et al. (2000) Relationship of climate ethnicity and socioeconomic status of Kawasaki disease. *Pediatr. Infect. Dis.J.*, 19(11): 1087–1091.
4. Nakamura Y, Yashiro M, Uehara R, et al. Epidemiologic features of Kawasaki disease in Japan: results of the 2007-2008 nationwide survey. *J Epidemiol* 2010;20:302-7.
5. Лыскина Г. А., Ширинская О.Г., Клиническая картина, диагностика и лечение синдрома Кавасаки: известные факты и нерешенные проблемы // ВСП.

2013. №1. URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/klinicheskaya-kartina-diagnostika-i-lechenie-sindroma-kavasaki-izvestnye-fakty-i-nereshennye-problemy>

6. Болезнь Kawasaki, medico.ru Интернет-журнал [Электронный ресурс]: URL:http://www.medico.ru/discussion/paediatrics/paediatrics_015.htm

7. Лутфуллин И.Я, Синдром Kawasaki: клинические алгоритмы и проблема гиподиагностики заболевания // Вестник современной клинической медицины.

2016. №2. [Электронный ресурс] URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/sindrom-kavasaki-klinicheskie-algoritmy-i-problema-gipodiagnostiki-zabolevaniya>

УДК 616-71

ВИДЫ СТИМУЛЯЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ НЕЙРОМЫШЕЧНОЙ ФУНКЦИИ

Ч.Р. Касимова, В.М. Пашали, В.Г. Сергеева

Научный руководитель – Демин А.Ю., д.т.н, профессор

Уфимский государственный технический университет, г.Уфа

Нейромышечный мониторинг нашел широкое применение в анестезиологии и послеоперационной клинической диагностике, так как динамика изменения нейромышечной активности позволяет отслеживать адекватность восстановления нейромышечной функции, а во время анестезии имеется необходимость оценки глубины нейромышечного блока. В данной статье рассмотрены основные виды стимуляции для оценки нейромышечной функции, рекомендуемые параметры и область их применения.

Ключевые слова: электростимуляция, стимулятор, нейромышечный мониторинг

TYPES OF STIMULATION FOR EVALUATION OF NEUROMIC FUNCTION

Ch.R.Kasimova, V.M.Pashali, V.G.Sergeeva

Scientific adviser - Demin A. Yu., Doctor of Technical Sciences, Professor

Ufa State Technical University, Ufa

Neuromuscular monitoring has found wide application in anesthesiology and postoperative clinical diagnosis, since the dynamics of changes in neuromuscular activity can allow monitoring the adequacy of recovery of neuromuscular function, and during anesthesia there is a need to evaluate the depth of the neuromuscular block. In this article, the main types of stimulation for the evaluation of neuromuscular function, the recommended parameters and the scope of their application are considered.

Key words: electrostimulation, stimulant, neuromuscular monitoring

Методы исследования при помощи стимуляции нашли на сегодняшний день широкое применение в медицине для выявления патологий нервных волокон, определения локализаций пораженных участков, а также при проведении хирургических операций, где критическое значение имеет управление глубиной наркоза, в т.ч. уровнем нейромышечной активности (НМА). Стимуляционные методы позволяют определить функциональное состояние и степень поражения моторных, сенсорных и вегетативных структур нервов; локальных нарушений функции миелинизированных нервов; выявить и оценить степени нарушения нервно-мышечной передачи при миастении и миастенических синдромах; оценить перспективности различных методов лечения и результатов применения определённых лекарственных препаратов, а также степень реабилитации больных и динамику восстановления функции поражённых двигательных и чувствительных нервов[1].

Принцип электростимуляционной миографии состоит в исследовании проводящих функций моторных, сенсорных и вегетативных аксонов периферических нервов или функционального состояния нервно-мышечной передачи путем регистрации М-ответа мышцы.

Среди наиболее известных и применяемых методов обычно выделяют одиночную стимуляцию (single-twitch, ST), четырехкратная «пакетная» стимуляция (train-of-four, TOF), тетаническая (TET) и стимуляция двойной вспышкой (double-burst, DBS) [2].

Одиночная стимуляция характеризуется короткими одиночными униполярными импульсами длительностью 0.2-0.3мс, которые воздействуют на периферический двигательный нерв с частотой 1 Гц (один раз в секунду) или 0,1 Гц (один раз каждые 10 секунд). Ответ на одиночную стимуляцию зависит от частоты применяемой стимуляции. Если частота повышается выше 0,15 Гц, вызываемый ответ постепенно снижается и устанавливается на меньшем уровне, поэтому этот вид стимуляции применяется чаще.

Четырехкратная «пакетная» стимуляция может быть охарактеризована, как пачки из четырех импульсов, длительность импульса которых составляет 0.2мс, промежуток между импульсами в пачке – 0.5мс, т.е. 2 Гц. При постоянной стимуляции пакет из четырех стимулов обычно повторяется каждые 10-20 секунд. Каждый стимул в пакете вызывает сокращение мышцы и затухание этих ответов создает основу для оценки. TOF имеет преимущество над тетанической стимуляцией: она менее болезненна и в отличие от тетанической стимуляции не влияет на степень нейромышечной блокады.

Тетаническая стимуляция состоит из очень быстрых (например, 30, 50 или 100 Гц) электрических стимулов. Наиболее часто используется стимуляция 50 Гц в течение 5 секунд. В условиях нормальной нейромышечной передачи или обычного деполяризующего блока мышечный ответ на 50 Гц стимуляцию

в течение 5 секунд остаётся стабильным. Тетаническая стимуляция очень болезненна и поэтому не применяется у пациентов в сознании.

Одним из типичных вариантов стимуляции двойной вспышкой (DBS) является вариант DBS 3,3, [5] где в каждой пачке по 3 импульса, сдвинутых относительно друг друга на 0.2мс.

Стимуляция должна быть достоверно максимальной на всём протяжении мониторинга, поэтому обычно применяется электрическая стимуляция на 20%-25% больше, чем необходимо для достижения максимального ответа.

В практической анестезиологии, наиболее популярна стимуляция локтевого нерва, также иногда используется стимуляция срединного, заднего большеберцового, общего малоберцового и лицевого нервов. При стимуляции локтевого нерва электроды лучше всего располагать на ладонной поверхности запястья.

Поскольку разные группы мышц имеют разную чувствительность к миорелаксантам, результат, полученный на одной мышце не могут быть автоматически экстраполированы на другие.

Исходя из вышеописанных методов можно сделать вывод, что исходя из области применения данных методов, качественное и точное определение нейромышечной реакции имеет существенное значение в диагностике и прогнозировании состояния пациента. В силу несовершенства существующих датчиков, возможно внесение погрешности в измерение и, как следствие, неправильной интерпретации результатов. Поэтому существует необходимость применения более миниатюрных и чувствительных датчиков, а также совершенствования методов обработки и получения биомедицинской информации. Предполагается для получения более достоверного ответа использовать измерительные генераторы заданной электрической мощности, которые хорошо зарекомендовали себя при получении информации о электрических параметрах кожного покрова человека [6-8].

Библиографический список

1. Стимуляционная электромиография [Электронный ресурс] - URL: <http://www.medsecret.net/nevrologiya/instr-diagnostika/487-stimuljacionnaja-jelektromiografija>
2. Р. Миллер, Анестезия Рональда Миллера, 7е издание. — Человек, 2016. — 1644 с.
3. Ю.М.Брумштейн, Сравнение возможностей различных подходов к оценке нейромышечной активности пациентов в связи с проведением анестезии, Астраханский государственный университет, синдрома [Электронный ресурс] - URL: metananobio.ru/articles/article_166.doc

4. Иорген Вибби-Могенсен. Нейро-мышечный мониторинг. [Электронный ресурс] <http://rusanesth.com/speczialistam/rukovodstva/nejro-myishechnyj-monitoring.html>
5. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Контроль нейромышечной функции во время наркоза. Электростимулятор «Нейромиотест-ответ – 01».- Самара: ЗАО Инженерно-медицинский центр «Новые приборы» - 2001 – 15с.
6. Гусев В. Г., Демин А. Ю., Мирина Т.В. Получение информации о состоянии и параметрах сложных теплозависимых объектов //Датчики и системы – 2009 – №8. С. 66–71.
7. Гусев В.Г., Мирина Т.В., Тырнова Т.П., Дёмин А.Ю. Электрические свойства кожного покрова человека: новые данные //Биофизика. 2014. Т. 59. № 1. С. 191-195.
8. Гусев В. Г., Демин А. Ю. Оценка состояния нелинейных теплозависимых объектов (на примере биообъектов) //Датчики и системы. 2014. № 2. С. 8-12.

УДК 616-71

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

Э.С. Шарипова, А.Б. Блинова, А.В. Терентьева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье рассматриваются процесс внешнего дыхания, его особенности и свойства. Также будут изучены методы исследования цикла внешнего дыхания человека

Ключевые слова: дыхание, газообмен, дыхательный цикл, методы исследования дыхания

RESEARCH METHODS FOR EXTERNAL RESPIRATION

E.S. Sharipova, A.B. Blinova, A.V. Terentyeva

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article deals with the process of external respiration, its features and properties. Methods of studying the human respiratory cycle

Key words: respiration, gas exchange, respiratory cycle, methods of breathing

Процесс дыхания состоит из трех этапов: внешнее дыхание, транспортировка газов кровью и тканевое дыхание. Внешнее дыхание представляет собой газообмен между организмом и атмосферным воздухом и осуществляется из-за периодического изменения (осуществляется периодическим измерением) объема грудной клетки [1].

Существует множество методов исследования цикла внешнего дыхания, такие как пневмография, спирометрия, бронхоскопия, бронхография, спирография, рентгенография, пневмотахометрия, рентгеновская компьютерная томография, ультразвуковое исследование и другие.

При пневмографии регистрация параметров происходит с помощью приборов пневмографов [2]. По результатам измерения можно определить частоту и относительную глубину дыхания, длительность отдельных его фаз и другие параметры дыхания. В норме пневмограмма имеет низкую амплитуду, симметричную и ровную форму участков, характеризующих фазы вдоха и выдоха. Синхронная запись движений двух отделов — грудной клетки и верхней части живота позволяет обнаружить различия в типе дыхания у мужчин и женщин: у мужчин преобладает брюшной тип дыхания, у женщин — грудной. Частота дыхания у женщин выше, чем у мужчин в среднем на 10%. С возрастом эти различия постепенно уменьшаются.

Спирометрией называют метод исследования внешнего дыхания на основе измерения скоростных и объемных показателей дыхания. Он используется для диагностики таких заболеваний, как бронхиальная астма, ХОБЛ, а также для оценки состояния аппарата дыхания при других заболеваниях и во время различных медицинских мероприятий. Различают четыре вида спирометрических проб: спокойное дыхание, форсированный выдох, максимальная вентиляция лёгких, функциональные пробы (рис. 1) [3].

Выделяют два вида спирометрии: механические и цифровые. В механических спирометрах выдыхаемый воздух попадает в цилиндр, помещённый в сосуд с водой. При выдохе цилиндр перемещался вверх, и соединённое с ним записывающее устройство оставляет на движущейся бумаге график зависимости объёма от времени. В данный момент используются цифровые приборы, состоящие из датчика потока воздуха и электронного устройства, которое преобразует показания датчика в цифровую форму и производит необходимые вычисления.



Рис. 1 – Процедура спирометрии

Еще одна методика исследования внешнего дыхания – спирография, которая проводится для диагностики степени нарушения работы органов дыхания, в частности бронхов, а также при различных заболеваниях [4]. В условиях диагностического отделения для данного исследования используются специальные приборы, называемые спирографами. Метод спирографии основан на измерении нескольких показателей объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, а также скорости его прохождения в легкие по верхним дыхательным путям, трахее, бронхам. Во время исследования человек проводит выдох в специальную трубку прибора, содержащую электронные датчики, которые реагируют на скорость прохождения выдыхаемого воздуха, а также регистрируют его объем. Затем данные с датчиков записываются на специальную ленту в виде графика. Врач расшифровывает и оценивает показатели внешнего дыхания и делает заключение в отношении наличия возможных нарушений.

Под пневмотахометрией понимают метод измерения максимальной скорости потока воздуха, которая достигается при форсированном вдохе и выдохе [5]. Для выполнения этого исследования пациент сидит прямо в кресле, руки расположены на подлокотниках. Для проведения измерения необходим спирометр, который выполняет как функцию спирографии, так и пневмотахометрии. На него надевают одноразовый мундштук для каждого пациента, а на нос пациента - носовой зажим. После нескольких спокойных дыхательных циклов (вдох-выдох) пациент выполняет форсированный вдох и сразу же, не задерживая дыхание, форсированный выдох. При возникновении кашля исследование приостанавливают и продолжают через несколько минут. Появление кровохарканья или боли в грудной клетке требует прекращения пневмотахометрии. Процедуру повторяют несколько раз для получения большего количества результатов. Затем врач оценивает графическое изображение, полученные показатели и формулирует заключение.

На сегодняшний день используются практически все виды исследования внешнего дыхания, которые каждый раз совершенствуются и становятся портативными, имеют большие функциональные возможности чем предшественники. Исследования внешнего дыхания используется не только в медицине, но и в спортивной медицине, диетологии, то есть расширяется область применения этих устройств.

Библиографический список

1. Медицина [Электронный ресурс] - URL: <http://www.grandars.ru/college/medicina/pokazateli-vneshnego-dyhaniya.html> (дата обращения 22.10.2017).
2. Большая медицинская энциклопедия [Электронный ресурс] - URL: <http://бмэ.орг/index.php/ПНЕВМОГРАФИЯ> (дата обращения 22.10.2017).

3. Свободная энциклопедия [Электронный ресурс] - URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Спирометрия> (дата обращения 22.10.2017).
4. Профессионально о медицине [Электронный ресурс] - URL: <https://prof-med.info/funktsionalnye-issledovaniya/123-spirografiya> (дата обращения 22.10.2017).
5. Ответственный медицинский портал [Электронный ресурс] - URL: <https://medportal.org/analyzes/pnevmotahometriya.html> (дата обращения 22.10.2017).

УДК 616.858

ТРЕМОР РУК И СПОСОБЫ ЕГО ПОДАВЛЕНИЯ

Н.Р. Исянов, Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова

Научный руководитель - Мирина Т.В., канд. техн. наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет, Уфа

*В статье описано объяснение тремора, рассмотрены различные его виды. Прилагаются различные технические решения подавления эффекта тремора.
Ключевые слова: тремор, прибор, Паркинсон, медтехника*

TREMOR OF HANDS AND METHODS OF ITS SUPPRESSION

N.R. Isianov, R.R.Frolova, Ch.R.Kasimova

Scientific adviser - Mirina TV, Ph.D. tech. Sci., Associate Professor
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

*The article describes the explanation of tremor, its various types are considered. Various technical solutions are applied to suppress the tremor effect.
Key words: tremor, device, Parkinson, medical equipment*

На сегодняшний день существует большое количество болезней и проявления болезней, которые мешают нормально работать, выполнять простые действия или движения. Одна из таких причин – тремор.

Тремор – непроизвольная дрожь [1] рук и пальцев человека. Существуют следующие категории тремора:

1) Доброкачественный тремор. Самое распространенное расстройство двигательной системы рук. В некоторых случаях он может протекать тяжелее. Возникновение этого тремора наблюдается у подростков. Может начаться только с одной руки, но потом перейти и на другую. При этом повседневная деятельность не страдает – он проявляется, как правило, во время волнения и употребления алкоголя. Лечение может ограничиваться только употреблением медикаментозных препаратов с успокаивающим воздействием.

2) Постуральный тремор. Имеет схожесть с доброкачественным тремором. Но его проявление может проявляться во время абстиненции (ломка) от приема алкоголя, наркотиков, также проявляется во время передозировки лекарственными препаратами. Начинает влиять на повседневную жизнь, не исчезая при движении рук, усиливаясь при концентрации человека (в случае, когда человек проявляет попытки уменьшить тремор).

3) Интенционный тремор. Как правило его проявление заметно при заболеваниях мозжечка. Движения рук отличаются крупными, размашистыми движениями. Во время покоя тремор отсутствует, но появляется при движении рук. Тем самым этот вид тремора негативно влияет на повседневную жизнь.

4) Тремор из-за болезни Паркинсона и др. Перечисленные выше виды тремора являются относительно редкими, а вот болезнь Паркинсона, проявление которой является дрожание рук, встречается нередко. Основная группа больных – пожилые люди, возраст которых больше 60 лет. Но также проявляется эта болезнь у молодых людей, для которых этот диагноз ставит крест на профессиональной карьере. Болезнь неизлечима, но благодаря развитию медицины проявления и развитие ее можно подавить. Кроме болезни Паркинсона тремор может встречаться у людей, переживших инсульт.

Подавление тремора иногда возможно с помощью медикаментозных препаратов. Но с развитием технических решений в медицине появляются различные приборы для помощи больным людям в повседневной жизни, а также варианты подавления дрожания рук.

Одним из приборов для облегчения повседневной жизни людей с тремором рук можно назвать вспомогательную для человека вещь – ложка. Пациенты зачастую затрудняются есть, они вынуждены прибегнуть к посторонней помощи, чтобы кто-то их накормил. Компания Liftware выпустила на свет «умную» ложку [2], которая может проанализировать дрожание руки пациента, а потом на основе полученных данных рассчитать необходимую амплитуду стабилизации. Сам прибор содержит в себе микроконтроллер, акселерометр и систему стабилизации ложки с пищей. Во время тестовых испытаний он показал эффективность с 70% испытуемыми, что является очень хорошим результатом.



Рис. 1 – «Умная» ложка

Прибором для предотвращения тремора можно назвать GyroGlove, от компании GYROGEAR [3]. Прибор представляет из себя перчатку, надеваемую на руку. На самой перчатке расположен гироскоп, который подавляет колебания руки. Такое техническое решение было предложено британским студентом Фаи Онгом. Пациенты, использующие такие перчатки, отмечают его эффективное действие, что позволяет рукам плавно двигаться и совершать простые вещи (такие как приготовление еды и др.).



Рис. 2 – Перчатки GyroGlove

И это только начало, в будущем появление таких приборов увеличится и, возможно, люди с тремором рук смогут жить полноценной жизнью без какого-либо дискомфорта.

Библиографический список

1. Д.Р. Штульман, О.С. Левин. Неврология: Справочник практического врача – М.: Медпресс, 2008
2. «Умная» ложка LiftWare поможет людям с нарушениями нервной системы [Электронный ресурс]-URL: <https://habrahabr.ru/company/medgadgets/blog/227381/> (дата доступа 15.10.2017)
3. Перчатки GyroGlove помогут устранить тремор [Электронный ресурс]-URL: <https://hi-news.ru/gadgets/perchatki-gyroglove-pomogut-ustranit-tremor.html> (дата доступа 15.10.2017)

ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ПОДАВЛЕНИЯ ТРЕМОРА РУКИ

Н.Р. Исянов, Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова

Научный руководитель – Мирина Т.В., канд. техн. наук, доцент
Уфимский государственный технический университет, г.Уфа

На сегодняшний день болезнь Паркинсона распространена среди пожилых людей. Для болезни характерно появление тремора рук, которая значительно затрудняет выполнение повседневных задач. В данной статье рассмотрен современный портативный прибор для подавления тремора и представлена его структурная схема.

Ключевые слова: тремор, прибор, Паркинсон, медтехника

PORTABLE DEVICE FOR HANGING TREMOR OF HAND

N.R. Isianov, Ch.R. Kasimova, R.R. Frolova

Scientific adviser - Mirina TV, Ph.D. tech. Sci., Associate Professor
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

To date, Parkinson's disease is common among the elderly. The disease is characterized by the appearance of tremors of the hands, which greatly complicates the performance of everyday tasks. This article considers a modern portable device for suppressing tremor and presents its structural scheme.

Key words: tremor, device, Parkinson, medical equipment

Паркинсонический тремор индуцируется попеременным сокращением мышц-антагонистов («зеркальные движения»). Механизм паркинсонического тремора, возможно, реализуется за счет проведения патологических импульсов из соматомоторных участков коры к моторным а-нейронам через кортикоспинальные пути. Стресс, умственное сосредоточение и подобные им факторы способствуют усилению тремора, а внезапное отвлечение внимания могут кратковременно его приостанавливать.

Исходя из этого принципа, корпорацией Microsoft был сконструирован браслет Emma, который включает в себя микроконтроллер, акселерометр и вибромоторы по типу тех, которые установлены в мобильных телефонах.

Принцип работы заключается в следующем: в момент появления дрожания, браслет вырабатывает раздражающий стимул (вибрацию) с целью «отвлечения» мозга и уменьшения уровня тремора. Проект назван в честь нынешней его обладательницы Эммы Лотон - Project Emma (Рис.1). На данный момент существует только 1 такой прибор. Эмма Лотон отмечает его большую эффективность.



Рис. 1 – Проект Emma

На основе рассмотренного прибора была поставлена задача разработки устройства такого же принципа. Структура разрабатываемого браслета с вибромоторами выглядит следующим образом:

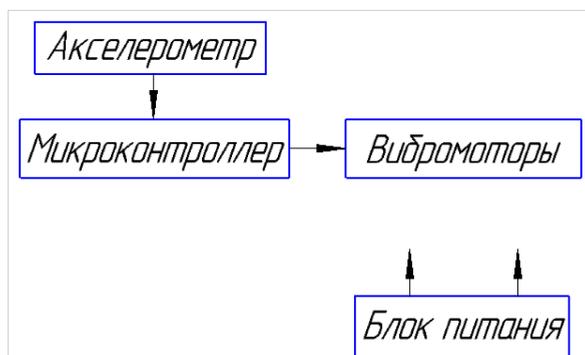


Рис. 2 – Структурная схема разработанного устройства

Микроконтроллер необходим для обработки всей информации и управления работой вибромоторами. Акселерометр посылает данные о изменении движения руки в микроконтроллер, который запускает работу вибромоторов. Питание системы реализуется с помощью аккумулятора, напряжение питания будет зависеть от выбранного микроконтроллера и напряжений питания блоков акселерометра и вибромоторов.

Библиографический список

1. Браслет Microsoft Research помогает справиться с симптомами болезни Паркинсона [Электронный ресурс]-URL: <https://news.microsoft.com/ru-ru/features/project-emma/> (дата обращения: 20.10.2017)
2. Д.Р. Штульман, О.С. Левин. Неврология: Справочник практического врача – М.: Медпресс, 2008 (дата обращения: 20.10.2017)

3. Фёдорова Н.В. Болезнь Паркинсона: диагностика и лечение // СТПН. 2016. №1. URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/bolezni-parkinsona-diagnostika-i-lechenie> (дата обращения: 22.10.2017).
4. Литвин А. В., Полушкин О. А., Ширгин В. В. Исследование характеристик патологического тремора при паркинсонизме // Известия ЮФУ. Технические науки. 1998. №4. URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/issledovanie-harakteristik-patologicheskogo-tremora-pri-parkinsonizme> (дата обращения: 22.10.2017).
5. Левин О. С., Датиева В. К. Тремор при болезни Паркинсона: особенности феноменологии и лечения // СТПН. 2014. №3. URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/tremor-pri-bolezni-parkinsona-osobennosti-fenomenologii-i-lecheniya> (дата обращения: 22.10.2017).
6. Тремор. Типичный паркинсонический тремор URL: <http://medbe.ru/materials/raznoe-v-neurokhirurgii/tremor-tipichnyu-parkinsonicheskiy-tremor/> (дата обращения: 22.10.2017).

УДК 611.08\$=57.08

ИССЛЕДОВАНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ГИБРИДНЫХ ТКАНЕИНЖЕНЕРНЫХ БИОСИСТЕМ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ МОДЕЛЬНЫХ ПОВРЕЖДЕНИЙ КОЖИ НА ЛАБОРАТОРНЫХ КРЫСАХ

А.В. Папазян¹, И. Шидловский², Ю. Сковородина², А.А. Шумилова²

¹Институт естественных наук, Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина, департамент «Биологический факультет», г. Екатеринбург

²Сибирский федеральный университет, г. Красноярск

Разработаны и исследованы экспериментальные раневые покрытия на основе разрушаемых биополимеров полигидроксиалканоатов (ПГА) и бактериальной целлюлозы (БЦ). Сконструированные композиты положительно оценены в эксперименте на лабораторных животных с модельным повреждением кожных покровов в результате термического ожога.

Ключевые слова: бактериальная целлюлоза, полигидроксиалканоаты, композиты, раневое покрытие.

STUDIES OF THE EFFECTIVENESS OF THE USE OF HYBRID TISSUE ENGINEERING BIOSYSTEMS FOR RESTORING MODEL SKIN LESIONS ON LABORATORY RATS

A.V. Papazyan¹, I.Shidlovsky², Y.Skovorodina², A.A. Shumilova²

¹Institute of Natural Sciences, Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, Department "Biological Faculty", Yekaterinburg

²Siberian Federal University, Krasnoyarsk

The wound coatings based on biodegradable biopolymers of polyhydroxyalkanoates (PGA) and bacterial cellulose are developed and researched. The constructed composites were positively evaluated in an experiment on laboratory animals with model damage to the skin as a result of thermal burns.

Key words: *bacterial cellulose, polyhydroxyalkanates, composites, wound coating.*

Введение

Оптимизация процесса заживления дефектов и заболеваний кожи с помощью новых технологий и материалов является актуальной проблемой фундаментальной науки и клинической практики. Круг хирургических и лечебных средств, применяемых для закрытия ран и восстановления кожных покровов, насчитывается сотни наименований. Главный принцип работы таких покрытий – это очищение раны и создание оптимальных условий для регенерации, защита от внешних травмирующих воздействий и др. Среди применяемых материалов особое место занимают рассасывающиеся биосовместимые полимеры, которые могут применяться как сами по себе, в качестве атравматичного защитного перевязочного материала, так и в сочетании с антибактериальными препаратами и клетками.

Целью данной работы являлось создание и исследование композитов на основе бактериальной целлюлозы (БЦ) и сополимера 3-гидроксимасляной и 4 – гидроксимасляной кислот П(ЗГБ/4ГБ) в эксперименте *in vivo* в качестве раневых покрытий.

Материалы и методы. В работе исследовали образцы бактериальной целлюлозы синтезированные в культуре *Komagataeibacter xylinus B-12068* в статических условиях поверхностным способом и гомополимер гидроксимасляной кислоты ПЗГБ (кристалличность 70–80%, мол.масса 800-1000 кДа), сополимер П(ЗГБ/4ГБ) с включением 4ГБ 15 мол.% (кристалличность 43 % мол.масса 477кДа).

Для получения композитов в виде пленок использовали метод испарения растворителя: из 3% раствора П(ЗГБ/4ГБ) с измельченной БЦ (размер частиц 120мкм) в соотношении полимер: целлюлоза – 2:1 получали пленки; из 8% раствора полимера в композиции с БЦ и сахарозой, получали пористые губки, сахарозу вымывали. Свойства поверхности полученных композитов исследованы с помощью растрового электронного микроскопа Carl Zeiss Sigma VP. Так же определяли пористость и влагопоглощение сконструированных композитов. Эффективность полимерных покрытий исследовали на модельных дефектах кожи крыс линии Вистар. Нанесение ожога производили наркотизированным животным (внутримышечно медитинантимидин 0,2 мл, пропофол 0,3 мл) при помощи стальной печатки диаметром 15 мм, нагретой до 100°C в кипящей воде в течение 10 мин. Время экспозиции на ране - 8 с. Животные были разделены на 2 группы (n=6) в

зависимости от лечения: экспериментальная группа – композит на основе ПЗГБ/4ГБ с включением 4ГБ 15% и измолотой БЦ в соотношении 2:1. В качестве контроля использовали стерильное перевязочное средство «ВоскоПран». Для характеристики течения раневого процесса и восстановления дефекта проводили планиметрию ран, гистологические исследования включали оценку воспалительной реакции, толщины струпа и регенерированного эпителия.

Результаты и обсуждения. Сконструированы и исследованы гибридные системы на основе сополимера ПЗГБ/4ГБ с включением 4ГБ 15% и бактериальной целлюлозы (БЦ). По данным СЭМ установлено, что композиты после вымывания сахарозы имели поры порядка 100-200мкм, в пленках размер пор находился в пределах 40-60 мкм. Влагопоглощение пленочных композитов ПЗГБ/4ГБ+БЦ составил 0,8%, губок - 1,4%, суммарная пористость 66% и 88%, соответственно.

Эффективность полученных гибридных мембран доказана в эксперименте на животных с ожогами 3 степени. После анестезии и на протяжении всего послеоперационного периода наблюдения все животные были здоровы и активны. Измерения площади ран показали, что в экспериментальной группе регенерация происходила быстрее, по окончании эксперимента площадь дефекта составила порядка 10%. В контрольной группе результат достоверно отличался, остаточная площадь раны составила 30,6 %. По данным гистологических исследований на третьи сутки эксперимента в обеих группах зона некроза характеризуется выраженными деструктивными изменениями эпидермиса, дермы и подкожной жировой клетчатки с тотальной гибелью придатков кожи. Поверхность участка повреждения неровная, покрыта слоем некротических масс с остатками эпидермиса. На четырнадцатые сутки в обеих группах наблюдается эпидермизация, активность которой выше у животных в экспериментальной группе. В краевой зоне эпидермис образует тонкие акантотические тяжи, из которых впоследствии формируются волосяные фолликулы. У животных контрольной группы на четырнадцатые сутки зона омертвления окаймлена более выраженным лейкоцитарным валом, который местами распространяется на подлежащую жировую клетчатку.

Заключение.

Положительный эффект разработанных полимерных композитов в качестве раневых покрытий доказан в эксперименте *in vivo*. По результатам планиметрии и гистологии установлено, что применения композитов способствует более быстрой регенерации ран без выраженной лейкоцитарной реакции по истечению 14 дней, в отличие от коммерческого материала.

РЕЗУЛЬТАТЫ СИСТЕМОТЕХНИЧЕСКОЙ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ УРОДИНАМИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

А.М. Миннуллина, К.В. Дьячков, М.М. Тюрина
Научный руководитель – Порунов А.А., к.т.н., профессор
Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева, г. Казань

В работе представлены результаты системотехнической разработки. Определены требования к основным функциональным элементам канала измерения объемного расхода мочи. Разработаны рекомендации по выбору элементной базы.

Ключевые слова: урофлоуметрия, системотехническая разработка

RESULTS OF THE SYSTEM-TECHNICAL DEVELOPMENT OF THE DEVICE FOR URIDINAMIC MONITORING

A.M. Minnullina, K.V. Dyachkov, M.M. Tyurina
Scientific adviser - A.Porunov, Ph.D., professor
Kazan national research technical University of. A.N. Tupolev, Kazan

The results of system engineering development are presented in the paper. The requirements for the main functional elements of the channel for measuring the volume flow of urine are determined. The recommendations on the choice of the element base are developed.

Key words: uroflowmetry, systemengineering development

Современная клиническая практика при диагностике состояния мочевого выделительной системы в качестве инструментальных средств использует устройства для уродинамического мониторинга, в частности, урофлоуметры, достоверность показаний которых существенно влияет на выявление патологий органов мочевого выделительной системы. Поэтому риск диагностической ошибки определяется в основном метрологическими характеристиками таких устройств. Это определяет основную проблему диагностики состояний мочевого выделительной системы, выраженную в несоответствии технических характеристик отечественных урофлоуметров современным требованиям клинической практики (по диапазону и точности измерения).

В Казанском национальном исследовательском техническом университете имени А.Н. Туполева (КНИТУ-КАИ) в течение последних 5 лет проводятся совместно с медицинскими учреждениями РТ и ООО НПО «СЕТАЛ» исследования по созданию перспективного устройства для уродинамического мониторинга на применении бесконтактных методов

измерения, что позволяет исключить прямое взаимодействие чувствительных элементов датчика с агрессивной жидкостью. В работах авторов [1, 2] показана принципиальная возможность построения такого устройства на основе метода вытеснения воздуха из внутренней полости устройства для уродинамического мониторинга в сочетании с емкостным методом самокалибровки, выполнено обоснование концепции структурного построения устройства для уродинамического мониторинга параметров уростатики и уродинамики мочевогоделительной системы (рис. 1,а) [3].

В настоящей работе решается задача системотехнического синтеза измерительных каналов устройства для уродинамического мониторинга, отличающегося расширенными функциональными возможностями и повышенными точностными характеристиками.

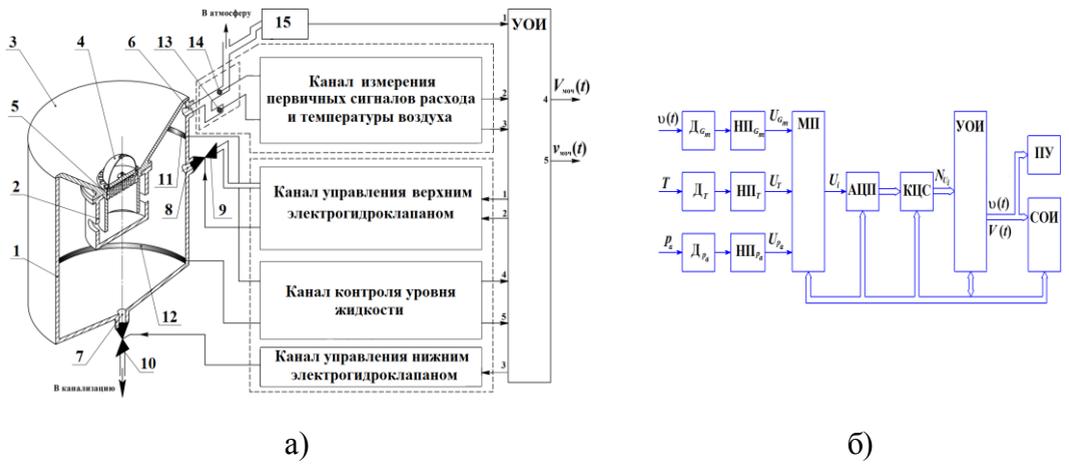


Рис.1 – Устройство для уродинамического мониторинга:

а) структурно-функциональная схема: 1-8 – элементы конструкции модуля приема жидкости; 9-10 – электрогидроклапаны; 11, 12 – емкостные электроды; 13 – датчик температуры; 14 – термоанемометрический модуль; 15 – датчик атмосферного давления; б) структурная схема для системотехнической разработки: D_i – датчик i -канала; $НП_i$ – нормирующий преобразователь i -канала; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МП – мультиплексор; КЦС – канал цифровой связи (порты ввода); УОИ – устройство обработки информации; ПУ – периферийные устройства; СОИ – система отображения информации

В соответствии с концепцией построения устройства для уродинамического мониторинга разработана расчетная структурная схема параллельно-последовательного действия (рис.1, б). Эта схема включает измерительные каналы устройства для уродинамического мониторинга: канал измерения объемного расхода мочи, канал измерения атмосферного давления и канал измерения температуры воздуха, информация о которых позволит провести обработку

первичных сигналов и получить информацию об объемной скорости мочеиспускания $v(t)$ и объеме мочи $V(t)$. На основе этой структуры проводится параметрический синтез функциональных элементов, входящих в структуру измерительных каналов.

В соответствии с работой [4] проведена системотехническая разработка, в рамках которой выполнен метрологический синтез по определению точностных требований к функциональным элементам канала измерения объемного расхода. Результаты системотехнической разработки представлены в табл.1.

Таблица 1.

Наименование функционального элемента	Систематическая составляющая погрешности ΔU , мл/с	Случайная составляющая погрешности $\sigma_{\Delta U}^2$, мл ² /с ²
Датчик	0,285	0,055
Нормирующий преобразователь	0,283	0,0542
АЦП	0,283	0,0542
УОИ	0,28	0,0529
СОИ	0,28	0,0529
Расчетное значение погрешности канала	1,41	0,269
Заданное значение погрешности канала	1,7	0,325

Таким образом, в работе получены значения систематической и случайной составляющих погрешности каждого функционального элемента с учетом равнозначности их вклада в результирующую погрешность канала. Эти значения погрешностей позволили определить следующие параметры функциональных элементов, входящих в структуру канала: чувствительность датчика D_G , коэффициент передачи НСП, АЦП (частота квантования, число разрядов и время преобразования), УОИ (длина разрядной сетки), а также определить цвет свечения индикатора СОИ и частоту обновления информации.

Библиографический список

1. Миннуллина А.М., Дьячков К.В. Порунов А.А., Тюрина М.М. Сравнительный анализ методов и средств уродинамического мониторинга и разработка системы измерения параметров мочевыделительных органов.// Материалы конференции XXIX Всероссийской НТК "Биомедсистемы – 2016". – Рязань. 2016.– С. 120-122.
2. Заявка на ПМ РФ №2016152826/14(08465 от 30.12.2016) Устройство для измерения параметров уростатики и уродинамики мочевыделительной системы /Авт.: Порунов А.А., Тюрина М.М, Долгов П.В., Дьячков К.В., Миннуллина А.М.

3. Дьячков К.В., Долгов П.М., Порунов А.А., Тюрина М.М. Разработка и исследование системы измерения параметров мочеиспускания для уродинамического мониторинга.//Сборник Тезисов II Международной школы-конференции «Материалы и технологии XXI века» Казань/ Отв. ред. А.В. Герасимов. – Казань: КФУ, 2016. – С.35.
4. Порунов А.А., Солдаткин В.М. Расчет и проектирование измерительно-вычислительных систем медицинского назначения. Учебное пособие. Казань: КГТУ, 1997 – 128 с.

УДК 616-71

ВЫБОР ОПТИМАЛЬНОЙ ДЛИНЫ ВОЛНЫ ДЛЯ ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКОГО КОАГУЛОМЕТРА

Д.Ф. Выдрин, А.Р. Мавлютов, А.Р. Мавлютов

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Рассмотрены применение и принцип работы коагулометра. Кратко описан оптический способ регистрирования сгустка. Представлены результаты серии опытов по выбору оптимальной длины волны.

Ключевые слова: коагулометр, анализ гемостаза, длина волны, фотометрия.

CHOICE OF OPTIMUM WAVELENGTH FOR SEMI-AUTOMATIC KOAGULOMETER

D.F. Vydrin, A.R. Mavlyutov, A.R. Mavlyutov

Ufa state aviation technical university, Ufa

Application and the principle of operation of a koagulometr are considered. The optical method of registration of a bunch is briefly described. Results of a series of experiments at a choice of optimum wavelength are provided.

Key words: coagulation analyzers, analysis of a hemostasis, wavelength, photometry.

Коагулометр – это прибор для анализа системы гемостаза. Изучение системы гемостаза имеет большое значение [1]:

- при лечении сердечно-сосудистых заболеваний;
- при исследовании нарушений белоксинтетической функции печени (гепатиты, циррозы различной этиологии);
- при лечении непрямыми антикоагулянтами;
- при выявлении патологии свертывающих факторов и антикоагулянтной системы, др.;
- при изучении реологических свойств в экспериментах в научных целях.

Принцип работы коагулометра можно поделить на 2 этапа: измерительный и вычислительный. Вычислительный этап зависит от вида теста исследования гемостаза и на современных приборах выполняется программно. Суть измерительного этапа для каждого вида теста одна и заключается в следующем: в кювету с подготовленным исследуемым образцом (пробой) добавляют реагент, который запускает процесс гемостаза, и одновременно запускается таймер. Через некоторое время образуется сгусток, который регистрируется датчиком, и таймер останавливается.

Одним из современных способов регистрации сгустка является оптический. Данный способ основан на изменении оптической плотности пробы. Так как в качестве пробы используется цельная кровь или ее плазма, которые содержат частицы с различной концентрацией, то выбор длины волны излучателя не очевиден.

Для выбора оптимальной длины волны был произведена серия опытов. В качестве излучателей были использованы светодиоды с длинами волн в 4 областях видимого излучения: синий (450 нм), зеленый (525 нм), желтый (575 нм) и красный (620 нм). Опыты проводились на образцах плазмы крови и реагентах компании РЕНАМ. Результаты эксперимента представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Результаты эксперимента

Светодиод	Повторяемость результатов	
	С обычным содержанием билирубина	С повышенным содержанием билирубина
Синий (450 нм)	95%	70%
Зеленый (525 нм)	88%	76%
Желтый (575 нм)	85%	82%
Красный (620 нм)	81%	92%

Эксперимент показал, что повторяемость результатов измерения выше при использовании синего светодиода и понижается с повышением длины волны. Однако, среди образцов попадались пробы с повышенным содержанием билирубина (плазма с желтым оттенком); в этом случае повторяемость результатов измерения максимальна на красном светодиоде и понижается с уменьшением длины волны.

Объяснить полученные результаты можно следующим образом. Светопроницаемость среды зависит в большей степени от двух параметров: от размера частиц и от длины волны света. Результаты исследований образцов (сред) с минимальными размерами частиц оказались хуже на высоких длинах волн по сравнению с образцами, в которых частицы большие, и наоборот – для исследования сред с большими частицами выбор малой длины волны можно признать неудачными [2]. Можно сделать вывод, что длина волны синего светодиода максимально согласуется с размерами частиц (нити фибрина и др.),

появляющихся в процессе реакции. Но можно отметить и такой фактор: если в плазме находится высокое содержание билирубина, то короткие длины волн поглощаются, соответственно увеличивается ошибка. При увеличении длины волны исследование проб с высоким содержанием билирубина более адекватное.

Оптический способ регистрации сгустка является простым и недорогим. В результате проведенных экспериментов можно сделать вывод, что наиболее оптимальными являются 2 длины волны: 450 нм и 620 нм (данные ориентировочные и допускают разброс длины волны ± 10 нм). Первая длина волны позволяет проводить основную часть тестов. Вторую длину волны применяют в случае высокого содержания билирубина, а также для определения концентрации Д-димеров, поскольку короткие длины волн поглощаются латексными частицами большого размера. В свою очередь реагенты для анализа на Д-димер предназначены для работы и с длинами волн синего диапазона, но они слишком дорогие.

Библиографический список

1. Российский производитель медицинского оборудования DIXION [Электронный ресурс] – URL: http://dixon.ru/Behnk_Elektronik_catal.pdf (дата обращения: 18.10.2017).
2. NORDIC BIOMARKER – What is the Difference between Blue and Red D-dimer? [Электронный ресурс] – URL: <http://www.nordicbiomarker.com/images/pdf/DifferenceBlueandRedDdimer.pdf> (дата обращения: 18.10.2017).

УДК 616-035.1

ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ В МЕДИЦИНЕ

А.Р. Мавлютов, Д.Ф. Выдрин, А.Р. Мавлютов

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Прогресс в области создания микроэлектромеханических систем (МЭМС) не стоит на месте, и мировая научная мысль продолжает свои достижения. Благодаря прогрессу в развитии инновационных технологий конструирования микроэлектромеханических систем, в ближайшем будущем они найдут широкое применение в медицине.

Ключевые слова: МЭМС, микроэлектромеханических систем, достижение медицины, БиоМЭМС.

USE OF MICROMECHANICAL SYSTEMS IN MEDICINE

A.R. Mavlyutov, D.F. Vydrin, A.R. Mavlyutov

Ufa state aviation technical university, Ufa

Progress in the field of creation of microelectromechanical systems (MEMS) doesn't stand still, and the world scientific thought continues the achievements. Thanks to progress in development of innovative technologies of designing of microelectromechanical systems, in the near future they will find broad application in medicine.

Key words: MEMS, microelectromechanical systems, achievement of medicine, BIOMEMS.

В наше время уже практически везде, где можно используют микроэлектромеханические системы. Микроэлектромеханические системы с минимум затрат позволяют повысить чувствительность устройств. МикроЭлектроМеханические Системы или сокращенно МЭМС (MEMS, MST, микромашины) — устройства из миниатюрных механических компонентов, интегрированных с микроэлектроникой, которые можно получать методами стандартной микрообработки[1]. МЭМС отличаются от электромеханических систем, тем, что они очень маленькие и их размер чаще всего не превышает 1 миллиметра. Объединены в один чип микродатчики, микроэлектроники, микроструктур, все это и есть МЭМС.

Для создания МЭМС используют материалы, которые подразделяются на две группы:

1. Конструкционные – материалы, которые используются для конструкций, то есть основания и для смазки. При создании конструкции, используют стекло, пористый кремний, никель, медь, полиимид, вольфрам, золото, алмазо-подобный углерод.

2. Группа "Активные умные", выполняется за счет электростатических, электромеханических, магнитных, оптических явлений. При создании используют, никель или титан, пермаллой, кварц, окись цинка, пьезокерамика.

В первые годы своего существования технология МЭМС оказалась революционной для многих областей науки, в том числе механики, акустики, оптики и других. Со временем появились уникальные решения и продукты в химической, биологической и медицинской области. МЭМС проникли в бытовую технику и электронику, автомобильную, биомедицинскую и аэрокосмическую промышленность[2] .

Электроника становится все меньше и меньше, она движется по пути миниатюризации компонентов, из которых она состоит. Уменьшая электронику, понижается энергопотребление, и огромные устройства постепенно становятся все меньше и легче в несколько раз. Благодаря МЭМС

создают смартфоны, которые не только звонят, но и считают шаги, указывают стороны света, измеряют освещенность.

МЭМС так же спасает жизни, микроэлектромеханические системы очень активно применяются в медицине. Постепенно в МЭМС реализовали технологии микрофлюидики и молекулярного узнавания. Биомедицинские МЭМС (БиоМЭМС), которые имплантируются, следят за состоянием организма изнутри, с помощью биосенсоров и могут в случае необходимости выпускать в организм, в ответ на специальный радиосигнал, лекарственные вещества. Так же БиоМЭМС могут связываться с внешними устройствами, например, изображения, желудочно-кишечного тракта.

В медицине МЭМС применяется к приборам и инструментам, например, такие как микрозажимы, микроиглы. Инструменты и приборы в которых используются МЭМС - технологии облегчают проведение операции, а это позволяет минимально сказываться на здоровье человека, так как причинены минимальные травмы при операции и все травмы должны зажить быстрее. Датчики понижают риск, улучшают результат, обеспечивают врача необходимыми для операции данными, помогают управлять операцией. Все это позволяет выбрать лучший метод для подготовки ткани к операции, а также быстро извлечь образцы ткани и жидкости для исследования.

Для глухих и почти не слышащих создали кремниевые МЭМС – устройства, которые содержат звуковой сенсор с микропроцессором, устройств раскладывает звуковые волны на Фурье-гармоники. Устройство встраивается в ухо человека и полученные Фурье - компоненты передаются слуховому нерву, и люди, которые не слышат, обретают возможность слышать.

В Университете Юты был создан прибор, который заменяет кохлеарный имплантат, прибор не требует микрофона. Имплантат ловит звук не напрямую, а через акселерометр, который фиксирует вибрации в костях среднего уха. А сенсор превращает вибрацию кости в электросигнал, далее информация, которая поступила с помощью электросигналов, поступает через электроды в мозг человека. Размер прототипа – 2,5 x 6,2мм, вес – 25мг. После он уменьшился до 2,2x2,2 мм.

«HeartSensor» - беспроводный прибор, который измеряет внутрисердечное давление у больных с застойной сердечной недостаточностью. Подобно эндосенсорам, «HeartSensor» устанавливается через катетер. Характеристики с такого сенсора снимаются дистанционно, даже на больших расстояниях. «HeartSensor» позволяет врачам гораздо проще контролировать пациентов и подбирать лекарства. Датчик обнаруживает изменение прежде, чем проявляются любые внешние симптомы, и таким образом служит системой дальнего обнаружения [3].

МЭМС технологии, которые используются, решают множество задач медицины, они в реальном времени могут измерить сахар в крови, исследовать сердце, а так же стимулирование мышц и нервов.

На чипах меньше чем кредитка диагностируют заболевания, осуществляют химические реакции, разделяя и смешивая промежуточные продукты. Чипы могут произвести полимеразную цепную реакцию, чтобы выявить ДНК возбудителей инфекций или обнаружить токсины и наркотики в крови. Считыватели дешевые, и небольшие, они могут выпускаться в виде одноразовых картриджей проводящих реакции за несколько минут или часов. Преимущественно используются в местах, где нет лабораторий с техникой и реактивами.

В Сингапуре в 2013 году, например, разработали портативный кит с чипом VereTrop, позволяющий по одному образцу крови диагностировать за несколько часов 13 тропических инфекций, многие из которых проявляются одинаковыми симптомами, а лечения требуют разного[4].

Электроника развивается очень быстро, и МЭМС технологии находят все большее применение, из-за их перспектив. Уже сегодня МЭМС - датчики и актуаторы используются нами каждый день. МЭМС технологии связанные с медициной востребованы на всей земле, они должны развиваться как основное направление, это даст новые возможности, которые приведут к научному прогрессу. Наступит новая эпоха в медицине, будут разработаны новые научные подходы, которые будут основаны на новых технологиях и знаниях. Возможно, с развитием медицинских датчиков, эти устройства будут у каждого человека, и он будет знать полную информацию о его состоянии, так как они будут передавать ему информацию.

Библиографический список

1. Профорентация Микроэлектромеханических систем / Лекция.орг публикация материала для обучения: [Электронный ресурс]. URL: <http://lektsii.org/13-10800.html> (Дата обращения: 10.09.2017).
2. История имплантируемой техники. МЭМС / Geektimes : [Электронный ресурс]. URL: <https://geektimes.ru/post/286240/> (Дата обращения: 10.09.2017).
3. Применение микроэлектромеханических систем в медицинской электронике / Студенческий научный форум: [Электронный ресурс]. URL: <http://www.scienceforum.ru/2014/pdf/1179.pdf> (Дата обращения: 11.09.2017)
4. Механика, лояльная к кремнию и нанотехнологиям/ Микротех: [Электронный ресурс]. URL: <http://micro-tech.ru/stati/mems-i-nanofluidika.html> (Дата обращения: 10.09.2017).

**ИССЛЕДОВАНИЕ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОТКАНЕЙ ДЛЯ
ОБНАРУЖЕНИЯ ДИСПЛАЗИИ ПОСТНАТАЛЬНОГО ПЕРИОДА
МЕТОДОМ СПЕКТРОФОТОМЕТРИИ**

А.Д. Лесничая, В.Г. Орлова

Научный руководитель - Л.П. Сафонова, к.т.н., доцент МГТУ им. Н.Э. Баумана
Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана,
Москва

Наличие диспластических клеток в биоткани является маркером патологических образований. Развитие метода обнаружения дисплазии постнатального периода способствует ранней/своевременной диагностике новообразований. Для определения нормальной и патологической ткани предлагается использование спектрофотометрического метода, который в полной мере не применяется в медицинской диагностике in vivo и in situ. С помощью коэффициента поглощения и транспортного коэффициента рассеяния вычисляются количественные критерии оценки неоднородностей исследуемой биоткани.

Ключевые слова: *спектрофотометрия, транспортный коэффициент рассеяния, коэффициент поглощения, оптические свойства биотканей.*

**INVESTIGATION OF THE OPTICAL PROPERTIES OF BIOLOGICAL
TISSUES FOR THE DETECTION OF DYSPLASIA POSTNATAL PERIOD
BY THE METHOD OF SPECTROPHOTOMETRY**

A.D. Lesnichaya, V.G. Orlova

Scientific adviser - L.P. Safonova, Ph. D., Associate professor of BMSTU
Bauman Moscow State Technical University, Moscow

The presence of dysplastic cells in tissue is a marker of pathological formations. Development of a method of detection of dysplasia postnatal period promotes early/timely diagnosis of tumors. To identify normal and pathological tissue, the use of the spectrophotometric method, which is not fully applied in medical diagnostics in vivo and in situ. With the help of absorption coefficient and the transport scattering coefficient are calculated quantitative criteria for estimating the heterogeneity of the investigated tissues.

Key words: *spectrophotometry, transport scattering coefficient, absorption coefficient, optical properties of biological tissues.*

Изменение клеточных структур биоткани, их размера, концентрации и плотности упаковки, приводит к неправильному развитию тканей, то есть к её дисплазии. В данной работе изучается возможность обнаружения диспластической ткани постнатального периода, то есть изменения её

структуры и состава в течение жизни организма, для диагностики рака на ранней стадии и предраковых состояний.

Выявлено, что спектрофотометрический метод даёт информацию об оптических свойствах, составе, структуре и локальных неоднородностях биотканей. Измерения проводятся на отдельных длинах волн красного и ближнего инфракрасного (ИК) диапазонов: после пропускания потоков оптического излучения через биоткани регистрируется диффузно рассеянное в обратном направлении излучение, вычисляется коэффициент поглощения и транспортный коэффициент рассеяния. Значение коэффициента поглощения даёт информацию о составе ткани, а транспортный коэффициент рассеяния — информацию о структурных особенностях ткани: размерах и количестве рассеивателей, плотности упаковки. Описанные коэффициенты позволяют ввести количественные критерии оценки неоднородностей исследуемой биоткани.

В рамках данного исследования изучены состав и структура разных типов биотканей: эпителиальной, мышечной и жировой тканей, печени. Выявлены хромофоры, вносящие наибольший вклад в суммарный коэффициент поглощения и транспортный коэффициент рассеяния на основе анатомического строения и состава различных видов биотканей. Основными хромофорами являются: вода, липиды, билирубин, фракции гемоглобина, миоглобин, цитохромоксидаза, меланин. Для каждого типа ткани обнаружены структурные компоненты, вносящие основной вклад в рассеивание излучения.

Для описания регистрируемого рассеяния света необходимо проанализировать и выбрать подходящее математическое приближение решения задачи рассеяния, исходя из показателя преломления, формы и размера исследуемых клеток и их органелл. Биологические ткани являются полидисперсными многофазными средами с тонкой фазой рассеивателей, представленной биологическими макромолекулами, локализованными в основном во внутриклеточной среде, и грубой крупнодисперсной фазой в виде органелл. Акты однократного рассеяния света частицами крупнодисперсной фазы («крупных» частиц), размеры которых больше длины волны видимого и ближнего ИК излучения (0,5-1 мкм), могут быть описаны теорией Ми с учётом определённой плотности упаковки этих частиц.

Описанный метод найдет широкое применение в эндоскопии для выявления дисплазии клеток слизистой эпителиальной ткани, выстилающей внутренние органы, что повысит качество диагностических процедур по выявлению новообразований на ранних стадиях.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения. URL: <http://www.who.int/> (дата обращения 10.10.2017)
2. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т 2. Москва, Наука, Физматлит, 2007.

3. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т 1. Москва, Наука, Физматлит, 2007.
4. Струков А.И., Серов В.В. Патологическая анатомия. 6-е изд. Москва, Изд-во «ГЭОТАР-Медиа», 2015.
5. Gurr M.I., Jung R.T., Robinson M.P., James W.P.T. Adipose tissue cellularity in man: the relationship between fat cell size and number, the mass and distribution of body fat and the history of weight gain and loss. *Int. J. Obesity*, 1982. V. 6. P. 419.
6. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов: Изд-во Саратовского ун-та 1998.
7. А.Н. Башкатов, Э.А. Генина, В.И. Кочубей, В.В. Тучин. Оптические свойства подкожной жировой ткани в спектральном диапазоне .ОПТИКА И СПЕКТРОСКОПИЯ, 2005, том 99 №5, с. 868–874.
8. Beck G., Akgun N., Ruck A., Stainer R. Design and characterization of a tissue phantom system for optical diagnosis. *Lasers Med. Sci.* 1998. №13. P. 160-171.
9. van Gemert M.J.C., Jacques S.L., Sterenborg H.J.C.M., Star W.M. Skin optics. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1989. V.36, №12. P.1146–1154.
10. Fawcett D.W. *A Textbook of Histology*. New York: Charman & Hall, 1994.

УДК 618.2

ЗНАЧЕНИЕ КАРДИОТОКОГРАФИИ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ МЕТОДА РОДОРАЗРЕШЕНИЯ ПРИ ВЫПАДЕНИИ МЕЛКИХ ЧАСТЕЙ ПЛОДА

Е.Д. Кузнецова, А.А. Супряга, И.В. Саломатин

Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, Рязань

Редкой патологией являются выпадение мелких частей плода (пуповины, ручки и ножки). Еще более редкой патологией является выпадение ручки при головном предлежании плода. Серьезнейшим осложнением является гипоксия плода. Данные КТГ наиболее точно характеризуют функциональные состояния плода, что даёт возможность выбрать правильную тактику и метод родоразрешения.

Ключевые слова: кардиотокография (КТГ), выпадение пуповины, амниотомия, выпадение ручки, выпадение ножки.

THE VALUE OF CTG WHEN DETERMINING THE METHOD OF DELIVERY IN THE EVENT OF SMALL PARTS OF THE FETUS

E.D. Kuznetsova, A.A. Supryaga, I.V. Salomatina

Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlova, Ryazan

A rare pathology is the loss of small parts of the fetus (umbilical cord, handles and legs). Even more rare pathology is the loss of the handle in the head presentation of the fetus. The most serious complication is fetal hypoxia. CTG data most accurately characterize functional conditions of the fetus, which makes it possible to choose the right tactics and method of delivery.

Key words: *cardiotocography (CTG), prolapse of the umbilical cord, amniotomy, abaissement of the handle, prolapse of the leg.*

Показатели сердечной деятельности плода, регистрируемые с помощью КТГ, наиболее точно отражают функциональные состояния плода. Мониторный контроль осуществляется с помощью приборов – кардиотокографов (фетальных кардиомониторов). Современные кардиомониторы основаны на принципе Доплера.

Выпадение мелких частей плода при амниотомии является редким, но серьёзным осложнением. Так частота предлежания пуповины по данным российских учёных встречается в 0,6% наблюдений, а выпадение пуповины – в 0,14%. По данным авторов предлежание пуповины определялось при доношенной беременности в 0,03% наблюдений при УЗИ-исследованиях (25 лет наблюдений). Современные авторы при выпадении пуповины предлагают закончить роды путём кесарева сечения. Предлежания же ножки или ручки при УЗИ-исследованиях не наблюдалось вообще. Предлежание и последующее выпадение после амниотомии ручки плода может наблюдаться как при поперечном положении так и при головном предлежании плода. При поперечном положении плода в 50% наблюдений при амниотомии возможно выпадение ручки, что при неоказании квалифицированной помощи может привести к запущенному поперечному положению плода. Предлежание ручки при головном предлежании плода наблюдается в 0,001% наблюдений. Различают неполное выпадение ручки (когда ручка прижата ладонной поверхностью к головке выше пояса соприкосновения). В данной ситуации возможно ведение родов под мониторным наблюдением через естественный родовой путь. Возможна как интранатальная гипоксия, так и асфиксия плода. При полном предлежании (или выпадении) ручки при головном предлежании кисть находится ниже головки, а предплечье – между головкой и стенкой таза. Прогноз родов является сомнительным. Предлагается при целом плодном пузыре положить женщину на бок противоположный предлежащей ручки и вести роды под мониторным контролем. Чаше данная ситуация может сложиться у повторнородящей, при маленьком плоде, ёмком или узком (чаще плоском) тазе. Неполное предлежание ручки при головном предлежании по нашим данным встречается в 18,6% наблюдений. Все женщины были повторнородящими (паритет родов – 2, 3, 4). По данным авторов за 20 лет наблюдений только в одном случае (0,00007%) было выявлено полное предлежание ручки при головном предлежании. При физиологическом течении четвёртой беременности (предстоящих четвёртых родах) женщина была заблаговременно госпитализирована в роддом. Данные КТГ при поступлении не отличались от нормы. При УЗИ-исследовании так же не было выявлено патологии. Предполагаемый вес плода составил 3000,0 (против 3800,0; 3950,0; 3750,0 при предыдущих родах). На 3-й день пребывания в акушерском

стационаре беременная пожаловалась боли внизу живота в течение трёх часов. Решено было провести КТГ плода. Диагностирована внутриутробная гипоксия плода (монотонный ритм при базальной частоте сердечных сокращений 146 уд/мин). При влагалищном исследовании с диагностической целью выявлено открытие шейки матки 5,0 см (первый период родов). При исследовании излились светлые околоплодные воды и было выявлено полное предлежание ручки (ладонная поверхность была прижата к головке в области большого родничка, а плечо находилось между стенкой таза и головкой). Учитывая внутриутробную гипоксию плода и начинающуюся асфиксию, отсутствие условий для немедленного родоразрешения естественным путём было принято решение закончить роды оперативным путём в экстренном порядке.

Полное предлежание ручки при головном предлежании является редчайшей патологией. В данном случае при выработке тактики родоразрешения врач может руководствоваться не столько данными литературы, которых по этому вопросу просто недостаточно, сколько данными мониторингового и клинического наблюдения. В приведённом примере своевременное решение об оперативном родоразрешении было принято на основании данных КТГ.

В современном акушерстве мониторинг за функциональным состоянием плода является способом диагностики внутриутробной гипоксии плода.

Библиографический список

1. Акушерство: национальное руководство / под ред. Э.К. Айламазяна, В.И. Кулакова, В.Е. Радзинского, Г.М. Савельевой. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 1200 с.

УДК 534

РАЗРАБОТКА МЕТОДА ОБРАБОТКИ ЭЭГ НА ОСНОВЕ ИССЛЕДОВАНИЯ МГНОВЕННОЙ ЧАСТОТЫ

Н.А. Крымская, Н.Н. Чернов

Институт наноэлектроники, электроники и приборостроения Южного
Федерального Университета г. Таганрог

В работе представлен метод обработки электроэнцефалограмм (ЭЭГ), на основе исследования мгновенной частоты. Проведен обзор существующих методов численного анализа временных ЭЭГ – сигналов. Выбраны основные информационные показатели ЭЭГ сигнала, способы их описания и идентификации.

Ключевые слова: *Электроэнцефалограмма, активность, спектр, электрическая активность мозга, мгновенная частота, алгоритм, обработка сигнала.*

DEVELOPMENT OF THE EEG PROCESSING METHOD BASED ON THE INSTANTANEOUS FREQUENCY

N.A. Krymskaya, N.N. Chernov

Institute of Nanoelectronics, Electronics and Instrument-Making of Southern Federal University, Taganrog

In operation the method of processing of electroencephalograms (EEG), on the basis of a research of the instantaneous frequency is provided.

The review of the existing methods of the numerical analysis of temporal EEG – signals is carried out. The main information indices of EEG of a signal, methods of their description and identification are selected.

Key words: *Electroencephalogram, activity, range, electrical activity of a brain, the instantaneous frequency, algorithm, processing of a signal.*

Электроэнцефалографический метод регистрации электрической активности (биопотенциалов) головного мозга через неповрежденные покровы головы, позволяющий судить о его физиологической зрелости, функциональном состоянии, наличии очаговых поражений, общемозговых расстройств и их характере. Метод ЭЭГ перспективен и показателен, что позволяет рассматривать его в области диагностики психических расстройств. Применение математических методов анализа ЭЭГ и внедрение их в практику позволяет автоматизировать и упростить работу врачей и повысить достоверность диагноза. ЭЭГ является составной частью объективных критериев течения исследуемой болезни в общей системе оценок, разработанных для персонального компьютера. При компьютерной обработке и вычислении параметров ЭЭГ-сигнала необходимо разработать модуль анализа основных характеристик электроэнцефалограммы человека и составить его алгоритм. Для этого следует изучить ритмы, стандарты описания и обозначения ЭЭГ [1,2].

В настоящее время при анализе ЭЭГ используются наиболее сложные в вычислительном отношении спектрально-аналитические методы: спектральный (частотный); картирование; морфологическая локализация; периодометрический; корреляционный; словесное заключение; сегментный анализ.

Наиболее объемный, разветвленный и важный метод частотного или спектрального анализа и связанные с ним характеристики используемых параметров ЭЭГ-сигнала являются: амплитудный спектр; спектр мощности; кросс спектр; фазовый спектр; когерентность; когерентная мощность.

Эти методы были созданы для исследования сигналов или процессов физического и технического происхождения и лишь значительно позже они начали использоваться в области электрофизиологии.

Исследованию проблем, связанных с функционированием человеческого мозга, всегда уделялось большое внимание со стороны специалистов из разных научных областей. Важная роль в решении возникающих задач отводится методам автоматизированной обработки сигналов, измеряемых при изучении человеческого мозга.

Основными характеристиками для ЭЭГ, как и в любом колебательном процессе, являются частота, амплитуда и фаза. Так как ЭЭГ представляет собой случайный процесс, то на каждом участке записи встречаются волны различных частот, и смыслом анализа является выделение так называемых частотных ритмов из энцефалографического сигнала. Частотный ритм ЭЭГ-это определенный тип электрической активности, соответствующий некоторому состоянию мозга, для которого определены границы диапазона частот. Существуют четыре основных ритма, которые часто используют для анализа [3,4]. Которые представлены на рис. 1.

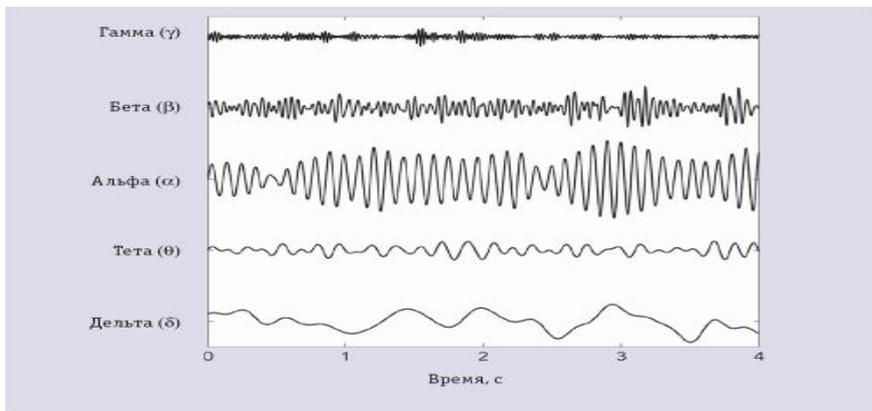


Рисунок 1 – Основные ритмы ЭЭГ

Дельта-ритм. Частота 0.5-3 Гц, амплитуда, порядка 40 мкВ.

Тета-ритм. Частота 4-6 Гц, амплитуда аналогична дельта-ритму.

Альфа-ритм. Частота 8-13 Гц, амплитуда до 100мкВ.

Бета-ритм. Частота 14-35 Гц, амплитуда не более 15 мкВ.

Альфа-ритм является наиболее информативным и, в большинстве случаев, доминирующим при анализе ЭЭГ. Лучше всего выражен в затылочных отделах. По направлению к лобным отделам его амплитуда уменьшается. Наибольшую амплитуду такой ритм имеет в состоянии спокойного расслабленного бодрствования, особенно при закрытых глазах.

Часто достаточно наблюдать регулярные и спонтанные изменения амплитуды, так называемые модуляции альфа-ритма, выражающиеся в чередующемся нарастании и снижении амплитуды волн с образованием характерных “веретен” – амплитудно-модулированных колебаний ЭЭГ, длительность которых может быть от 2 до 8 секунд. Помимо основных ритмов

анализа ЭЭГ есть называемые Мю-ритм и Гамма-ритм, но они на данный момент не имеют диагностической ценности и в дальнейшем рассматриваться не будут.

Известные на сегодняшний день методы численного анализа временных ЭЭГ – сигналов, и приборы их реализующие, не в состоянии осветить все стороны биоэлектрической активности мозга. Каждый из этих методов позволяет охарактеризовать лишь отдельную сторону данного физиологического процесса с позиции спектрального или корреляционного анализа ЭЭГ – сигнала. Однако, для обработки электроэнцефалограмм необходимо применение комплекса различных методов, учитывающих специфические особенности биоэлектрических потенциалов мозга человека.

В работе ставится задача поиска и использования новых информационных параметров ЭЭГ сигнала на основе современных методов обработки нестационарных сигналов, что позволит определить зоны активности человеческого мозга и открывает новые возможности для проведения диагностирования и лечения заболеваний, исследования реакций мозга на внешние воздействия, исследования проблем восприятия человеком внешнего мира. Все это приводит к необходимости разработки новых алгоритмов обработки ЭЭГ сигналов в электроэнцефалографах, связанных с активностью и строением мозга.

Поэтому представляет практический интерес разработка алгоритма и метода, его реализующего позволяющего уменьшить систематическую погрешность измерения мгновенной частоты ЭЭГ – сигнала и тем самым повысить клиническую полезность нового информативного параметра электрической активности головного мозга.

Библиографический список

1. Сахаров В.Л. Методы и средства анализа медико-биологической информации. Таганрог. Изд-во ТРТУ, 2001 г. – 70 с.
2. Чернов Н.Н., Борисова О.С., Воронин В.А., Куценко Н.Н., Леонова А.В., Старченко И.Б. Моделирование нелинейных сред и сигналов в акустике и медицине// Известия ЮФУ. Технические науки. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2010. Т. 103. № 2. С. 14-20.
3. И.В. Камышко. Медицинские приборы. Разработка и применение. – М.: Медицинская книга, 2004. – 720 с.

УДК 534

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ОБРАБОТКИ ЭЭГ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ГИЛЬБЕРТА

Н.А. Крымская, Н.Н. Чернов

Институт Нанoeлектроники, Электроники и Приборостроения Южного
Федерального Университета г. Таганрог

В работе представлен метод обработки электроэнцефалограмм (ЭЭГ), на основе исследования мгновенной частоты. структурный синтез устройства оценки мгновенной частоты ЭЭГ – сигналов, используя преобразование Гильберта.

Ключевые слова: электроэнцефалограмма, активность, спектр, электрическая активность мозга, мгновенная частота, алгоритм, обработка сигнала.

DEVELOPMENT AND INVESTIGATION OF THE EEG PROCESSING METHOD WITH USING THE HILBERT TRANSFORMATION

N. A. Krymskaya, N. N. Chernov

Institute of Nanoelectronics, Electronics and Instrument-Making of Southern Federal
University, Taganrog

The paper presents a method for processing electroencephalograms (EEG), based on an instantaneous frequency study. structural synthesis of the device for estimating the instantaneous frequency of EEG signals using the Hilbert transform.

Key words: Electroencephalogram, activity, range, electrical activity of a brain, the instantaneous frequency, algorithm, processing of a signal.

Целью данной работы является структурный синтез устройства оценки мгновенной частоты ЭЭГ – сигналов. Технической задачей биомедицинской инженерии является разработка алгоритма и устройства, его реализующего позволяющего уменьшить систематическую погрешность измерения мгновенной частоты ЭЭГ – сигнала и тем самым повысить клиническую полезность нового информативного параметра электрической активности головного мозга, используя преобразование Гильберта.

Известные на сегодняшний день методы численного анализа временных ЭЭГ – сигналов, и приборы их реализующие, не в состоянии осветить все стороны биоэлектрической активности мозга. Для обработки электроэнцефалограмм необходимо применение комплекса различных методов, учитывающих специфические особенности биоэлектрических потенциалов мозга человека. Поэтому, компания ООО «Компания TREDEX» (г. Харьков) провела ряд экспериментальных исследований (на крысах) по использованию мгновенной частоты ЭЭГ – сигнала в качестве нового информационного параметра, что позволило зафиксировать переходной процесс от сна (комы) к бодрствованию падением частоты в диапазоне δ - ритм.

При этом, для оценки частоты используется классический частотный детектор пересечения нулевого уровня, реализующий простой алгоритм:

$$f = \frac{n}{T} \quad (1)$$

где n – число точек пересечения ЭЭГ сигналом, с положительной производной, нулевого уровня на мерном интервале T временного окна.

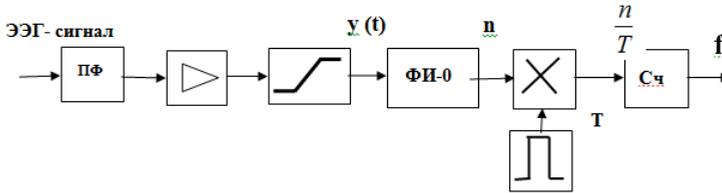


Рисунок 1 – Структурная схема частотного детектора

Сигнал на выходе линейной части частотного детектора

$$y(t) = A_{mc} \cos(\omega t + \varphi_c) + N(t) \quad (2)$$

поступает на формирователь импульсов (ФИ-0), который формирует серию импульсов, привязанных к определённому значению фазы входного сигнала, т.е. к моментам перехода входного сигнала нулевого уровня (через π или 2π радиан). Таким образом, на выходе ФН-0 образуется последовательность импульсов, определяемая фазой сигнала

$$\varphi(t) = \varphi_c + \omega t + \frac{1}{2!} \dot{\omega} t^2 + \frac{1}{3!} \ddot{\omega} t^3 + \dots + \varphi_N(t) \quad (3)$$

Подобная замена здесь допустима, так как интересующая нас информация содержится в фазе сигнала $y(t)$, и эффективная величина шумового напряжения $N(t)$ (помехи) будет определять величину фазовых флуктуаций.

В результате дифференцирования по времени выражения (2) получим условный частотный сигнал

$$\dot{\varphi}(t) = \omega + \omega t \frac{1}{2!} \ddot{\omega} t^2 + \dots + \dot{\varphi}_N(t) \quad (4)$$

Очевидно, что $\varphi_N(t)$ в (3) и $\dot{\varphi}_N(t)$ в (4) будут вызывать шумовые ошибки в измерении фазы и частоты. При этом, действие шумовых ошибок на схему формирования импульсов приведет к флуктуациям импульсов относительно расчетного значения, поскольку будут флуктуировать моменты прохождения напряжения сигнала через нуль (аддитивная помеха)[1]. Кроме того, в моменты времени замираний амплитуды входного сигнала, обусловленные структурной помехой (ЭКГ, накладывающаяся на ЭЭГ; сетевая наводка) будут иметь место значительные выбросы мгновенной частоты, которые приводят к появлению дополнительных пересечений нулевого уровня входным сигналом (мультипликативная помеха). Таким образом, наличие аддитивной помехи в совокупности с мультипликативной вызовет ошибку в счете периодов n и возникновении систематической погрешности измерения частоты ЭЭГ – сигнал.

Для оценки погрешности измерения частоты сигнала используется величина стандартного отклонения [2]

$$\sigma_f = \frac{1}{\sqrt{2\pi qT}} \quad (5)$$

Таким образом, ошибка (погрешность) измерения обратно пропорциональна отношению сигнал / помеха q и величине мерного интервала T . Однако соотношение (5) справедливо, когда $q \gg 1$. При малом q измерения становятся ненадёжными, величина ошибки резко возрастает, значительно превосходя значения вычисленные по (5).

Увеличение дисперсии при q , близких к пороговому значению, можно оценить зависимостью [3]:

$$\frac{\sigma_{1f}^2}{\sigma_f^2} \approx 1 + \left(\frac{T\Delta f \partial \Phi}{12} \right)^2 q^4 e^{-\frac{q^2}{2}}, \quad (6)$$

где σ_{1f}^2 - дисперсия частоты при q , близких к пороговому значению,

σ_f^2 - дисперсия частоты при $q \gg q_{пор}$

Формула (6) свидетельствует о наличии порога, так как сравнительно небольшие изменения q могут вызвать резкие изменения σ_{1f}^2 (рис.2).

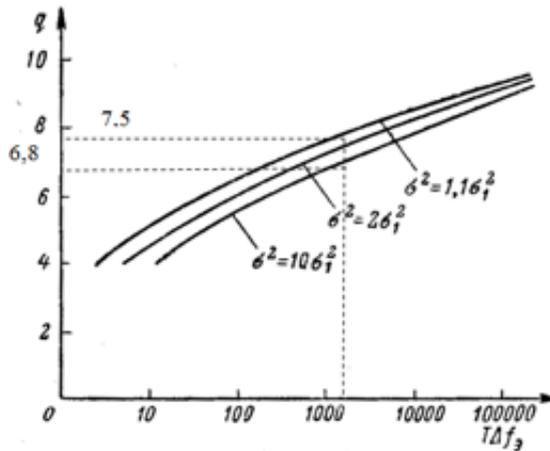


Рисунок 2 – Кривые для различных значений относительного увеличения дисперсии

Как видно из рисунка, изменение q от 7,5 до 6,8 при $T\Delta f_{\partial \Phi} = 1000$, приводит к изменению $\sigma_{1f}^2 / \sigma_f^2$ от 1,16 до 10. При дальнейшем уменьшении q рост $\sigma_{1f}^2 / \sigma_f^2$ происходит ещё более интенсивно.

Таким образом, при измерении частоты ЭЭГ сигнала классическим частотным детектором «нулевого уровня» при значениях q , близких к пороговому, погрешность измерения может быть недопустимо большой.

Поэтому представляет практический интерес разработка алгоритма и устройства, его реализующего позволяющего уменьшить систематическую

погрешность измерения мгновенной частоты ЭЭГ – сигнала и тем самым повысить клиническую полезность нового информативного параметра электрической активности головного мозга.

Очевидно, что эта научно – техническая задача биоинженерии является актуальной. ЭЭГ – сигналы всех ритмов являются нестационарными процессами и их не стационарность обусловлена, в основном, изменением средней частоты сигнала [4].

Математическое описание алгоритма

ЭЭГ - сигнал, имеющий амплитудную и фазовую (угловую) модуляцию, описывается формулой

$$u(t) = U(t) \cos[\omega_0 t + \varphi(t)] \quad (7)$$

Используя формулу Эйлера $\cos \omega t = 1/2(e^{j\omega t} + e^{-j\omega t})$, представляющую гармоническое колебание в виде суммы двух комплексно-сопряженных функций и преобразование Гильберта для узкополосных сигналов [14,15] получим

$$U(t) = U_C(t) \cos \omega_0 t + U_S(t) \sin \omega_0 t, \quad (8)$$

$$\text{где} \quad \begin{cases} U_C(t) = U(t) \cos \varphi(t) \\ U_S(t) = U(t) \sin \varphi(t) \end{cases} \quad (9)$$

- синфазный $U_C(t)$ и квадратурный $U_S(t)$ сигналы.

Представление сигнала квадратурными составляющими позволяет производить полноценную обработку без использования несущей частоты ω_0 , которая во многих случаях намного больше ширины спектра ЭЭГ - сигнала.

В рамках преобразования Гильберта, используя формулы (9) находим, что фаза реализации ЭЭГ сигнала

$$\varphi(t) = \text{arctg} \left[\frac{U_S(t)}{U_C(t)} \right] \quad (10)$$

Мгновенная частота в момент времени t равняется скорости изменения этой фазы во времени, поэтому дифференцирование обеих частей равенства получим

$$\omega(t) = \frac{d\varphi(t)}{dt} = \frac{U_S(t) \cdot U_C'(t) - U_C(t) \cdot U_S'(t)}{[U_C^2(t) + U_S^2(t)]} \quad (11)$$

Структурно-функциональная схема тракта измерения мгновенной частоты (ТИМЧ) реализующая основной алгоритм (11) представлена на рис.4.

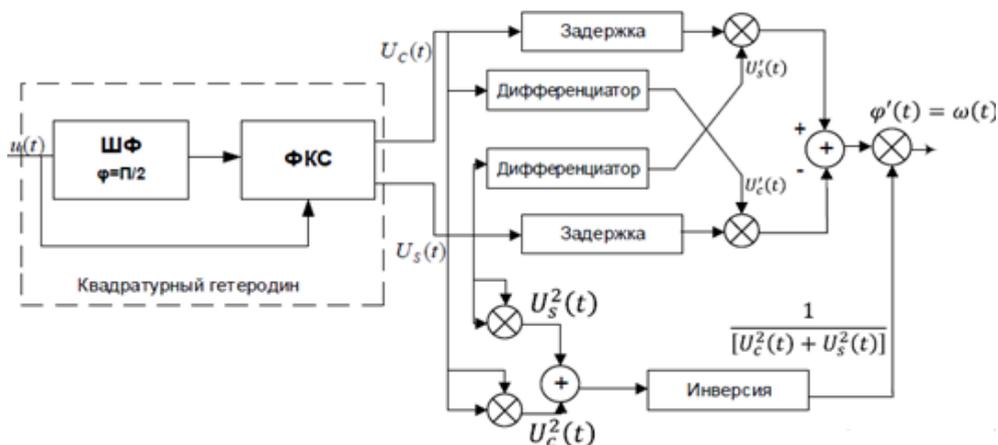


Рисунок 4 – Функциональная схема ТИМЧ (9) сигнала.

Техническая реализуемость и работоспособность разработанного тракта измерения мгновенной частоты ЭЭГ сигнала проверена имитационным моделированием в среде LabVIEW (рис. 5).

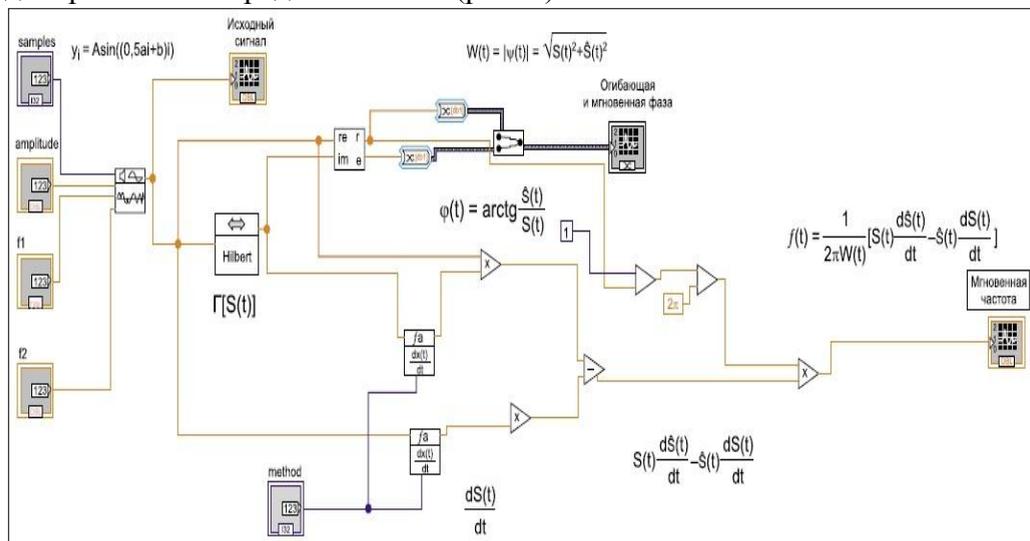


Рисунок 5 – Структурная схема имитационного моделирования устройства мгновенной частоты в среде LABVIEW

Полученные результаты позволяют заключить:

- разработан алгоритм и устройство его реализующего, позволяющего уменьшить систематическую погрешность измерения мгновенной частоты ЭЭГ-сигнала и тем самым повысить клиническую полезность нового информативного параметра;
- техническая реализуемость и работоспособность синтезированного устройства проверена имитационным моделированием в среде LabVIEW.

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. Пер.с англ.под ред. А.П.Немироко-М:ФИЗМАТЛИТ,2007 с.440.
2. Тихонов В.И. Нелинейные преобразования случайных процессов. – М.: Радио и связь, 1986, с. 295
3. Тузов Г.И. Выделение и обработка информации в доплеровских системах. М.: Сов. радио, 1967, с. 255.
4. Каплан А.И. Нестационарная ЭЭГ: методологический и экспериментальный анализ. – Успехи физиологических наук, 1998, т. 29, № 3, с. 3.
5. Крымская Н.А., Морозов А.П. Структурный синтез устройства для оценки мгновенной частоты электроэнцефалографического сигнала. НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКОЙ КОНФЕРЕНЦИИ «НЕЛИНЕЙНАЯ АКУСТИКА-50» Сборник трудов. – Таганрог: Изд-во ЮФУ,2015. – 252 с.
6. Чернов Н.Н., Борисова О.С., Воронин В.А., Куценко Н.Н., Леонова А.В., Старченко И.Б. Моделирование нелинейных сред и сигналов в акустике и медицине// Известия ЮФУ. Технические науки. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2010. Т. 103. № 2. С. 14-20.

УДК 617.7-073.178

МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ

А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Э.С. Шарипова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю. О., к.т.н., доцент

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г. Уфа

Рассматриваются методы измерения внутриглазного давления. Выявляются достоинства и недостатки методов. Приводится пример реализации структурной схемы прибора одного из методов.

Ключевые слова: *внутриглазное давление, методы измерения давления, способ бесконтактного измерения внутриглазного давления.*

INTRAOCULAR PRESSURE MEASURING METHOD

A. V. Terentyeva, A. B. Blinova, E. S. Sharipova

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu. O., Candidate of technical sciences, Assistant Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Annotation: It is dealt with intraocular pressure measuring method. Advantages and disadvantages of methods is revealed. Structure scheme of devise, realising one of the methods is given.

Key words: *intraocular pressure, pressure measuring methods, noncontact measurement of intraocular pressure.*

В современном обществе характерна высокая нагрузка на зрительный аппарат, в следствие чего увеличивается количество людей с заболеваниями глаз. Причины болезней - патологии эндокринной системы, утомление зрительного аппарата и генетическая предрасположенность. Одним из важнейших факторов, влияющих на утомляемость глаз является отклонение внутриглазного давления.

От внутриглазного давления (ВГД) напрямую зависит состояние сетчатки. Если давление снижается или наоборот повышается, тогда орган зрения не может нормально осуществлять свои функции. Постоянно повышенное внутриглазное давление приводит к развитию глаукомы, а постоянно пониженное — к атрофии глазного яблока. Если не контролировать и не нормализовать давление вовремя, это может привести к повреждению зрительного нерва и других структур глаза.

Измерение внутриглазного давления можно осуществить следующими методами.

Манометрический — данный метод является единственным прямым, измеряющим истинное давление. При проведении измерения этим методом в переднюю камеру через роговицу вставляют иглу манометра и производят прямые замеры. Этот способ, естественно, не применим в медицинской практике.

Другие методы измерения основываются на непрямом методе определения ВГД. При этом искомую величину давления получают путем измерения ответа глаза на приложенное к нему воздействие.

Пальпаторный — позволяет опытному врачу приблизительно оценить уровень внутриглазного давления без инструментов по сопротивлению глазного яблока при надавливании на него пальцами. Данный подход используется в основном во время послеоперационного периода, когда глаза нельзя подвергать инструментальному воздействию.

Бесконтактный или пневмотонометрический — метод, при котором измерение проводится без непосредственного контакта с поверхностью глаза. При проведении тонометрии оценивается степень деформации роговицы газа в ответ на воздушное давление. Не требует местного обезболивания. Также при данном методе отсутствует возможность каких-либо осложнений.

Так как бесконтактная тонометрия не требует анестезии, то её чаще всего используют при массовых обследованиях или обследованиях детей.

Аппланационный — при использовании этой методики на глаз оказывают давление окрашенными грузиками, из-за чего происходит деформация глаза, степень которой зависит от значения ВГД. В результате воздействия на поверхности глаза остается часть краски. После этого делают отпечаток краски, оставшейся на грузике, на лист бумаги и по интенсивности окраски определяют показатели внутриглазного давления на обоих глазах.

Недостаток данного метода заключается в том, что при воздействии на глаз его давление дополнительно возрастает.

Динамический контурный – при его использовании измерение ВГД осуществляется по контуру роговицы, при измерении свойства роговицы минимально оказывают влияние на результат. Зонд с встроенным в него датчиком давления помещается в центральную часть роговицы, оказывает постоянное давление на роговицу, в это время датчик фиксирует ответную реакцию глаза. [1]

Импрессионный – на глаз накладывается стержень тонометра с грузом определенной массы, который может беспрепятственно двигаться по стержню. Под действием силы внутриглазного давления поршень приходит в движение и отклоняет стрелку на шкале. Требуется использование местной анестезии.

Рассмотрим структурную схему прибора, который использует бесконтактный метод, наиболее безопасный и при этом достаточно точный среди рассмотренных.

Локально воздействуя на центр роговицы глаза с заданным давлением, пневмоимпульс вызывает деформацию ее центральной части, что изменяет расстояние от зонда до глаза за счет перемещения роговицы. [2]

По принятым после воздействия пневмоимпульсом на роговицу глаза отраженным от глаза акустическим сигналам рассчитывают расстояние от зонда до смещенной при деформации роговицы. Расчет осуществляют с помощью устройства управления и расчета 5. Величина ВГД отображается на индикаторе 6.

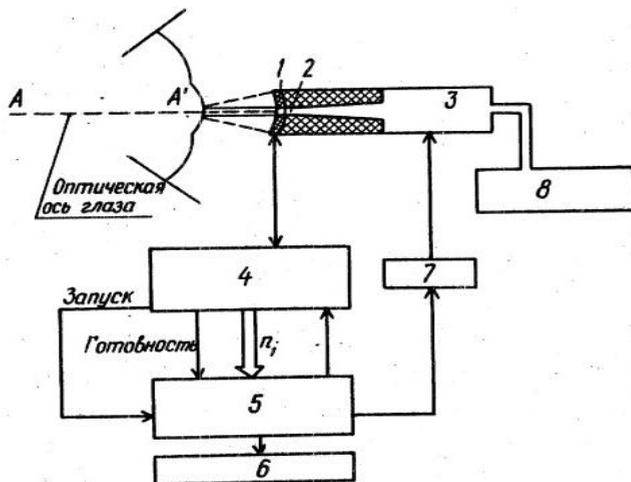


Рис. 1 – Структурная схема устройства

Формирование пневмоимпульса и измерительного УЗ-импульса и направление их по одной оси в сторону глаза позволяет выполнять измерения точно в направлении деформации роговицы глаза, перпендикулярно поверхности роговицы глаза.

Таблица 1. Достоинства и недостатки бесконтактного метода измерения.

Достоинства:	Недостатки:
- возможность определения ВГД без контакта с глазом; - возможность проведения измерений многократно в течение дня;	- громоздкость - сравнительно невысокая точность измерения

Измерение внутриглазного давления является неотъемлемой частью медицинского исследования и лечения. По показаниям внутриглазного давления определяют наличие или развития того или иного заболевания, а также назначают необходимое лечение.

Из вышесказанного следует, что для выявления заболеваний, связанных с отклонением внутриглазного давления наиболее безопасно применение бесконтактных тонометров. Однако, если требуются более точные показания следует использовать импрессионные тонометры.

Библиографический список

1. R-optic– [Электронный ресурс]. - <http://r-optics.ru/> - (дата обращения: 7.10.2017).
2. Чернин С.Л., Гуров А.С. Способ бесконтактного измерения внутриглазного давления// Патент ФРГ № 22523313. Заявл. 15.12.1988; опубл. 15.12.1991

УДК 615.47

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНИЧЕСКИХ МЕТОДОВ
МАЛОИНВАЗИВНОГО ВМЕШАТЕЛЬСТВА ДЛЯ УДАЛЕНИЯ
ДОБРОКАЧЕСТВЕННЫХ УЗЛОВ СЕКРЕЦИИ ЩИТОВИДНОЙ
ЖЕЛЕЗЫ**

И.Н. Ишмуратова

Уфимский Государственный Авиационный Университет г.Уфа

В статье описываются два метода малоинвазивного вмешательства для удаления доброкачественных узлов секреции щитовидной железы, а также принципы их работы, рассматриваются особенности использования каждого из этих методов.

Ключевые слова: щитовидная железа, радиохирургия, лазерная хирургия, узел секреции щитовидной железы.

THE USE OF TECHNICAL METHODS OF MINIMALLY INVASIVE INTERVENTION FOR REMOVAL OF BENIGN NODES IN THE SECRETION OF THE THYROID GLAND

Ishmuratova I. N.

Ufa State Aviation University c.Ufa

The paper describes two methods of minimally invasive intervention for removal of benign nodes in the secretion of the thyroid gland, as well as their working principles, discusses the features of using each of these methods.

Key words :*Thyroid, radiosurgery, laser surgery, site of secretion of the thyroid gland*

Щитовидная железа – это эндокринная железа расположенная на шее впереди гортани. Она имеет две доли, лежащие впереди и по обе стороны трахеи. Ее масса составляет у взрослого человека примерно 20-30 г. Эта железа вырабатывает гормоны, в состав которых входит йод, - тироксин и трийодтиронин – они оказывают влияние на обмен веществ, рост, физическое и умственное развитие организма, а также на разделение тканей.

В последние годы, рост заболевания щитовидной железы увеличился в первую очередь из-за ухудшения экологической ситуации. Кроме этого поступление йода через воду и пищу стало очень мало, что также относится к факторам риска заболевания.

Влияние негативных вышеперечисленных факторов способствует возникновению патологических образований, к которым относятся узлы и кисты щитовидной железы.

В настоящее время существует ряд методов удаления доброкачественных образований щитовидной железы. В последние годы хорошо зарекомендовали себя методы малоинвазивного вмешательства, к ним относятся радиочастотная и лазерная деструкции.

Метод радиочастотной деструкции (радиочастотная хирургия) основан на использовании термического действия переменного тока высокой частоты на ткани, что приводит к созданию четко очерченного очага деструкции с запланированными размерами. Современная аппаратура позволяет контролировать как температуру в очаге поражения, так и в окружающих тканях. Метод также хорошо зарекомендовал себя при лечении опухоли печени [1].

Принципы работы устройства для радиочастотной деструкции заключается в следующем. При использовании радиочастотной абляции образуется тепло, которое возникает при действии переменного тока мощностью 200-1200 кГц. Переменный ток высокой частоты генерирует тепло за счет возбуждения ионов в окружающей электрод ткани, что в свою очередь вызывает коагуляционный некроз путем выведения из ткани экстра- и интрацеллюлярной жидкости, что приводит к денатурации протеинов[2]

При этом радиочастотные волны, которые поступают через электрод, тревожат ионы близлежащих тканей, расположенных около электрода, в результате чего повышается местная температура в тканях новообразования, на которое оказывает воздействие прибор. Теплопроводные свойства радиочастотной деструкции, в дополнение к первоначальному тепловому воздействию, также способствуют последующему медленному разрушению опухоли.

Лазерная деструкция по большей части показана пациентам с узлами щитовидной железы существенных размеров - узлами, не содержащими в себе жидкости [3]. Данная методика удаления узлов щитовидной железы заключается в следующем. После проведения местной анестезии кожи под контролем ультразвукового аппарата производится пункция узла. Через внутренний просвет пункционной иглы в узел новообразования вводится кварцевый световод, по которому подается лазерное излучение низкой мощности. Поступление световой энергии в узел возбуждает разогрев ткани узла и позже ее уничтожение. За 6-8 минут происходит разрушение около 1 кубического сантиметра ткани узла, поэтому для полного разрушения узла размером около 3 см требуется порядка 40-60 минут.

Главным преимуществом радиохирургического метода является то, что при его однократном использовании возможно удаление крупного новообразования. Важным преимуществом является возможность обеспечения постоянного контроля температуры в ткани узла, что обеспечивает безопасность процедуры, а также возможность быстрой деструкции узлов большого объема. Конечно, этот метод не лишен недостатков. Во - первых это высокая цена оборудования и расходных материалов для проведения операций, а также - возникновение высокотемпературной зоны в ткани щитовидной железы, что потенциально может приводить к возникновению серьезных осложнений. Безопасное применение метода возможно только в медицинских центрах, располагающих значительным опытом лечения пациентов с использованием малоинвазивных методик.

Основным преимуществом лазерной хирургии является возможность проведения операции в амбулаторных условиях без госпитализации больного. Кроме того это малоболезненная процедура, пациент ощущает только легкий укол в области шеи, при проведении местной анестезии кожи. Лазерная деструкция оказывает выраженный лечебный эффект при размерах узлов до 4см. Недостатком метода является невозможность удаления крупных узлов.

Несмотря на все минусы данных методов, без сомнения, в настоящее время радиочастотная и лазерная деструкции являются наиболее эффективным методами неоперативного разрушения ткани доброкачественных узлов щитовидной железы.

Библиографический список

1. <http://medical-diss.com/medicina/radiochastotnaya-destruktsiya-dobrokachestvennyh-avtonomno-funktsioniruyuschih-uzlov-schitovidnoy-zhelezy#ixzz4w3TDjiPn>
2. Cosman E.R., Nashold B.S., Overmann-Levit J. Theoretical aspects of radiofrequency lesions in the dorsal root entry zone // Neurosurgery.— 1984.— Vol.15.—P.945-950.
3. Livraghi T., Goldberg N., Lazzaroni S., et al. Small hepatocellular carcinoma: Treatment with radio-frequency ablation versus ethanol injection // Radiology.— 1999.—Vol.210.—P.655-661.

УДК 615.47

СИСТЕМА УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЙ ПЛОДА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Э.А. Даминова

Научный руководитель – Юлдашев З. М., д.т.н., профессор
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

В работе рассмотрена концепция построения системы удаленного мониторинга состояния плода на основе электроимпедансной томографии. Определены и сформулированы актуальные проблемы в области систем удаленного мониторинга состояний человека. Предложены способы решения возникших задач с целью достижения поставленной цели разработки системы.

Ключевые слова: электроимпеданс, электроимпедансная томография, плод, оценка состояния, удаленный мониторинг, структурная схема, электродная система, телемедицина

SYSTEM OF REMOTE MONITORING OF THE STATUS OF FETUS BY THE METHOD OF ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

E. A. Daminova

Scientific supervisor: Yuldashev Z. M. Doctor of Technical Science
Saint Petersburg Elektrotechnical University

The concept of constructing a system of remote monitoring of fetal status on the basis of electrical impedance tomography is considered. Current problems in the field of remote monitoring systems of human states have been identified and formulated. The ways of solving the arising problems with the purpose of achieving the set goal of the system development are suggested.

Key words: electrical impedance, electrical impedance tomography, fetus, status assessment, remote monitoring, structural scheme, electrode system, telemedicine

Обеспечение благоприятного протекания беременности – было и остается одним из самых актуальных вопросов современного здравоохранения не только в Российской Федерации, но и во всем мире. Положительным результатом решения этого вопроса является снижение показателей младенческой и материнской смертности. Одним из путей достижения такого результата является внедрение современных методов и методик мониторинга протекания беременности с использованием медицинских приборов, а именно контроля состояния плода – контроль за его положением и перемещениями в матке.

Сегодня рынок медицинской техники предлагает достаточно широкий выбор оборудования для оценки и прогнозирования рисков в условиях лечебно-профилактических учреждений, в том числе аппаратно-программные комплексы ультразвуковой диагностики, фетальные мониторы регистрации кардиотокографии плода и т.д. Однако, на территории Российской Федерации не все лечебно-профилактические учреждения оснащены необходимым современным оборудованием, особенно остро вопрос стоит в удаленных регионах. У таких регионов есть потребность в медицинских системах удаленного мониторинга для высокоточной диагностики в домашних условиях, без присутствия врача.

Для реализации возможности удаленного мониторинга состояний плода используются информационно-измерительные, телекоммуникационные и компьютерные технологии, а также современные технологии биомедицинской инженерии. Использование перечисленных технологий позволило разработать обобщенную структурную схему (рис.1).

Разрабатываемая система состоит из трех основных функциональных единиц. Устройство съема и регистраций сигналов должно обладать интуитивно простым управлением, обеспечивая удобство при проведении диагностической процедуры пациенткой. Схема данного блока является типовой схемой для электроимпедансных томографов [1]. Состоит из блока управления, который регулирует работу системы, задает параметры измерения, электрические параметры зондирующих токов. Источник электрического тока – функциональный узел, который формирует зондирующие электрические токи с заданными электрическими параметрами. Данные токи, протекающие через изучаемый биообъект – беременную женщину, создает объемное распределение электрического потенциала (напряжений). Потенциал уменьшается вдоль линии тока по мере удаления от активного (инжектирующего ток) электрода. Падение напряжения на единицу длины (напряженность электрического поля) пропорционально уровню тока и сопротивлению изучаемого биообъекта в соответствии с законом Ома. Главная его задача – обеспечение регистрации зондирующих токов и их дальнейшая передача на обработку.



Рисунок 1 – Обобщенная структура системы удаленного мониторинга состояний плода на основе метода электроимпедансной томографии

Персональный компьютер с предустановленным программный пакетом реконструирует полученные сигналы в изображения – срезы тела беременной женщины. Набор таких срезов представляет собой целостную картину, визуализирующую текущее положение плода в утробе матери. Отметим, что персональный компьютер должен располагать вычислительными ресурсами определенной величины, достаточной для решения указанной обратной задачи.

Поскольку система обеспечивает не просто диагностическую процедуру – определение положения плода, а именно удаленный мониторинг положений плода, необходимо обеспечить передачу, хранение диагностически значимой информации, т.е. непосредственно образов, на сервере лечебно-профилактического учреждения с возможностью доступа для лечащего врача. На сервере должна быть применена система поддержки принятия решений, которая будет информировать о критических состояниях беременной женщины с последующими информационной поддержкой и медицинским сопровождением.

Устройство съема сигналов и регистрации токов представляет собой эластичный пояс с закреплёнными на нем электродами. Для построения импедансного изображения необходимо иметь большое количество независимых измерений напряжения, возникающего в результате прохождения электрического тока через беременную женщину (БЖ). Для этого на БЖ накладывается определенное количество электродов. Один электрод присоединяется к общему проводу, относительно которого проводятся измерения. На пару электродов подается зондирующий ток синусоидальной формы, частотой 10-100 кГц, амплитудой 1-5 мА. При прохождении тока через

БЖ создается разность потенциалов между различными точками на поверхности объекта. Дифференциальное напряжение между парой электродов подается на усилитель. И после усиления сигнал поступает на демодулятор и дальше на АЦП. В результате получается одно измерение. Измерение разности потенциалов между всеми парами электродов при фиксированном положении источника зондирующего тока образует проекцию. Затем выход усилителя переключается к другой паре электродов и измерение повторяется. Затем источник подсоединяется к другой паре электродов и измерение повторяется, пока не будут перебраны все возможные комбинации токовых электродов.

Персональный компьютер реконструирует изображение на основе измеренных проводимостей. Затем по полученным изображениям определяется положение плода, происходит оценивание диагностически значимых показателей ориентации плода, а также анализируется возможная связь их с показателями развития с целью диагностики патологии плода.

Библиографический список

1. Медицинские системы компьютерной томографии : учебное пособие / А. Ю. Глазова, Г. А. Машевский, З. М. Юлдашев ; Минобрнауки России, С.-Петерб. гос. электротехн. ун-т "ЛЭТИ". - Санкт-Петербург : Издательство СПбГЭТУ, 2014. - 102 с.

УДК: 612.766(075.8)

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ МЕТОД ПРОГНОЗИРОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ДЕФОРМИРОВАННОГО ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПОСЛЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ СТАТИЧЕСКИХ И ДИНАМИЧЕСКИХ НАГРУЗОК

П.И. Бабчина

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

В работе предложен биомеханический метод оценки состояния деформированного грудного отдела позвоночника при статических и динамических нагрузках. Метод включает в себя комбинированное использование медицинских и инженерных программных пакетов. Данный подход позволяет максимально точно смоделировать как позвоночник, по данным медицинских исследований пациента, так и предполагаемое воздействие для оценки его влияния.

Ключевые слова: модель позвоночника, биомеханическая модель, статические нагрузки, динамические нагрузки, эпюры напряжений.

BIOMECHANICAL METHOD FOR PREDICTING THE STATE OF THE DEFORMED BREAST DEPARTMENT OF THE SPINE AFTER THE INFLUENCE OF STATIC AND DYNAMIC LOADS

P.I. Babchina

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

A biomechanical method for assessing the state of the deformed thoracic spine under static and dynamic loads is proposed. The method includes the combined use of medical and engineering software packages. This approach allows you to simulate as much as possible the spine, according to the research, and the intended impact to assess its impact.

Key words: spine model, biomechanical model, static loads, dynamic loads, stress diagrams.

Материалы и методы исследования: На основе результатов, полученных с помощью медицинских исследований, построена биомеханическая компьютерная модель, максимально приближенная к реальной структуре по форме. Модель наделена наиболее схожими с реальным позвоночником биомеханическими характеристиками.

Технология построения трехмерной биомеханической модели включает в себя несколько этапов: постановка задачи и выбор сегмента моделирования позвоночника в рамках поставленной задачи; создание содержательной модели; создание трехмерной геометрической модели сегмента в программе «Mimics»; обработка модели в программе AutoCAD путем перевода модели в вид поверхностей NURBS; импорт модели в программу Solid Works; оценка погрешности результатов измерений; проведение экспериментов нагружения.

Для исследования модели при имитации физической активности различного вида использовалась программа Solid Works с приложением Simulation. Исследования были проведены для статических и динамических нагрузок. Оценка результатов проводилась путем анализа эпюр напряжений и деформации модели. Эпюры имеют числовую и цветовую градацию результатов [1].

Результаты и обсуждения: С использованием модели проведены исследования некоторых упражнений адаптивной физической культуры, направленных на улучшение состояния деформированного грудного отдела позвоночника. Упражнения были смоделированы для человека весом от 50 до 80 килограмм. Оценка степени влияния упражнений происходила по эпюрам напряжения, деформации и перемещения с цветовой и числовой градацией полученных результатов. Проводились динамические и статические эксперименты в зависимости от вида оказываемого воздействия. Для модели введен ряд допущений. Материал модели принимается однородным, сплошным и изотропным. Межпозвоночные диски и позвонки выполнены из одного

материала и являются составляющими модели. Наличие дисков необходимо для учета взаимодействия тел позвонков и межпозвоночных дисков в местах контакта при приложении нагрузки на сегмент позвоночника. Межпозвоночные диски принимаются за недеформированные структуры. Взаимодействия тел позвонков и межпозвоночных дисков определяется с помощью оценки цветовой градации эпюр напряженно-деформированного состояния в местах контактов.

Были рассмотрены следующие виды физической активности, относящиеся как к адаптивной физической культуре, так и к повседневной жизни:

- упражнение с валиком для увеличения подвижности и уменьшения искривления грудного отдела позвоночника;
- игры с мячом.

В ходе исследований, проводимых на биомеханической модели были получены следующие выводы для каждого из упражнений.

Упражнения с валиком являются безопасными при диаметре валика 7 сантиметров в диапазоне веса человека от 50 до 80 килограмм. Однако, при диаметре валика 10 сантиметров упражнение является безопасным только для человека весом от 50 до 70 килограмм. При большем весе валик окажет негативное воздействие на межпозвоночные диски, что может спровоцировать новые патологии.

Так же были рассмотрены последствия попадания футбольного и волейбольного мяча в переднюю и боковую поверхности тела человека. Было выявлено, что при попадании в переднюю поверхность тела человека мяч не оказывает негативного воздействия непосредственно на позвоночник, однако, оно не исключено для внутренних органов. А при попадании мяча в боковую поверхность максимальному воздействию подвергнется наиболее искривленный сегмент грудного отдела позвоночника и несмотря на то, что разрушающего воздействия на тела позвонков оказано не будет, боковое попадание может привести к деформации межпозвоночных дисков.

Безопасность выполнения упражнения зависит не только от точности соблюдения выполнения техники упражнения, но также и от веса человека. Так, при выполнении упражнения с валиком на развитие подвижности грудного отдела позвоночника значительную роль в определении безопасности и допустимости выполнения упражнения играют диаметр валика и вес человека. Таким образом, экспериментально подтверждена возможность проведения экспериментов нагружения на полученной биомеханической модели. Эксперименты нагружения могут носить статический характер, как в случае с упражнением с валиком, или динамический, как при попадании мяча. Возможность имитации различных по характеру и степени воздействия нагружений предоставляет возможность анализа большого объема различных видов физической активности как в адаптивной физической культуре при

поддержании состояния деформированного грудного отдела позвоночника и в период реабилитации, так и всевозможных видов физической активности в реальной жизни, а также при занятиях спортом. Анализ полученных результатов происходит по эпюрам напряжения и перемещения модели после воздействия с цветовой и, соответствующей ей, числовой градацией. Разработана технология проведения биомеханического исследования для проведения биомеханического метода определения допустимых нагрузок при деформациях грудного отдела позвоночника.

Разработана технология проведения биомеханического исследования для определения допустимых нагрузок при деформациях грудного отдела позвоночника. Технология включает в себя следующие этапы: постановка задачи исследования; определение пути решения поставленной задачи; выбор сегмента моделирования в рамках поставленной задачи; создание биомеханической модели; создание содержательной модели; проведение исследования в рамках поставленной задачи; анализ результатов исследования; вывод по результатам исследования.

Выводы: Разработан метод прогнозирования состояния деформированного грудного отдела позвоночника при различных нагрузках. Метод основывается на комбинированном использовании медицинских и инженерных программных пакетов. Кроме того, в основе метода лежит создание биомеханической модели по данным компьютерной томографии пациента, что обеспечивает персональный подход с учетом индивидуальных особенностей. Экспериментально доказано, что на полученной модели можно проводить статические и динамические эксперименты нагружения, что позволяет имитировать различные виды физической активности. Разработана технология проведения биомеханического исследования для определения допустимых нагрузок при деформациях грудного отдела позвоночника и, соответственно, прогнозирования состояния грудного отдела позвоночника при выполнении соответствующей нагрузки.

Библиографический список

1. Бабчина П.И. Алгоритм проведения биомеханического исследования при определении оптимальных нагрузок на искривленный сегмент грудного отдела позвоночника / IV Всероссийский научный медицинский форум студентов и молодых ученых с международным участием «Белые цветы»: тезисы докладов 91 Всероссийской научно-практической конференции студентов и молодых ученых, Казань, 11-13 апреля 2017 г. / Казанский государственный медицинский университет, Казань, 2017, С.440.

УДК 621.391:616.12-07

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ QRS-КОМПЛЕКСА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Г.В. Ван, А.Н. Калиниченко

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Проведен анализ методов машинного обучения, используемых для детектирования QRS-комплекса электрокардиосигнала на основании существующего алгоритма детектирования.

Ключевые слова: электрокардиографический сигнал, QRS-комплекс, классификация, метод опорных векторов.

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE MACHINE LEARNING METHODS USED TO DETECT THE QRS-COMPLEX OF THE ECG SIGNAL

G.V. Van, A.N. Kalinichenko

Saint-Peterburg State Electrotechnical University
SPb ETU «LETI», Saint-Peterburg

Analysis of machine learning methods based on the existing detection algorithm used for detection of QRS-complex was carried out.

Key words: electrocardiographic signal, QRS-complex, classification, support vector machine.

Количественный и качественный анализ QRS-комплекса электрокардиосигнала (ЭКС), а также временной последовательности его появления являются одними из основных инструментов в диагностике заболеваний сердца. Отклонение формы QRS-комплекса от нормы, изменение его амплитудно-временных характеристик и нарушение физиологических ритмов являются следствием различных патологий сердца. Очевидной становится проблема точного нахождения положения QRS-комплекса на записи, и определения его диагностически значимых характеристик. Однако решение данной задачи осложняется индивидуальной вариабельностью, широкими диапазонами нормы, а также присутствием в ЭКС шумов и артефактов различной природы происхождения. Наиболее эффективным и перспективным подходом к определению QRS-комплексов является применение методов искусственного интеллекта и машинного обучения. Важными задачами, которые требуется решить для реализации данного подхода, являются выбор метода получения функции классификации и выбор информативных признаков, по которым производится обучение.

Для решения данной задачи в качестве базового использовался алгоритм детектирования QRS-комплексов электрокардиосигнала, описанный в публикации [1].

Этапы алгоритма детектирования рассмотрены на рисунке 1, а поясняющие его работу сигналы на различных этапах обработки представлены на рисунке 2. Алгоритм детектирования реализован в среде программирования Jupiter для языка программирования Python 3 с использованием библиотеки машинного обучения scikit-learn.

На первом этапе алгоритма производится загрузка сигнала и базы данных ЭКС (рис. 2а), после чего производится преобразование сигнала. Отфильтрованный сигнал представлен на рисунке 2б. Дополнительно для такого информативного признака, как скорость нарастания сигнала, отфильтрованный сигнал возводится в квадрат (рис. 2в). После всех преобразований к сигналу применяется рассчитанная ранее функция классификации (рис. 2г).

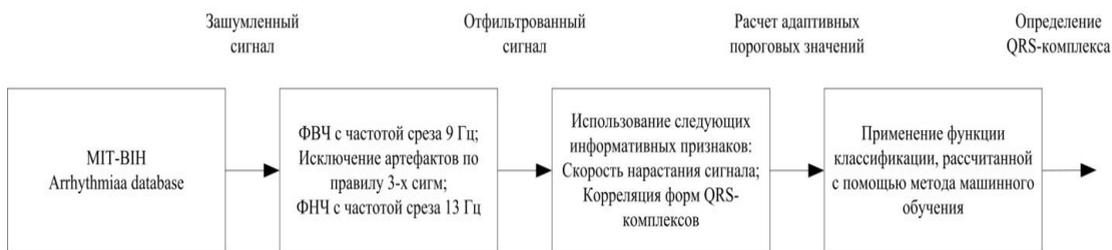


Рисунок 1 – Алгоритм детектирования QRS-комплекса

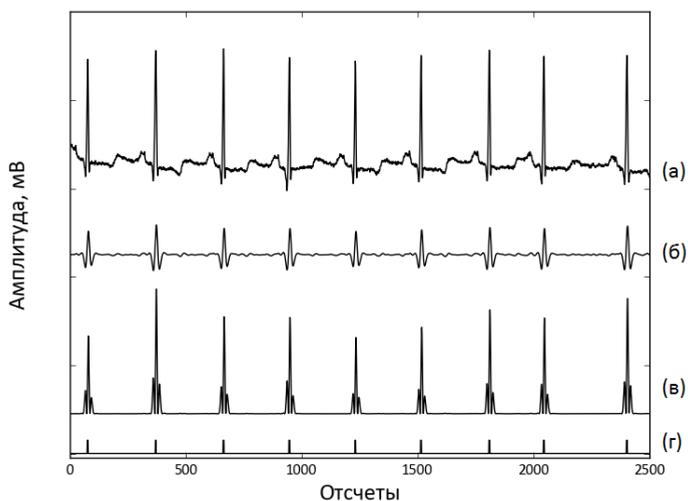


Рисунок 2 – Характер изменения сигнала после каждого этапа его преобразования предложенным алгоритмом: исходный сигнал (а); отфильтрованный сигнал (б); отфильтрованный сигнал, возведенный в квадрат (в); выход функции классификации (г)

Исследована эффективность данного алгоритма, основанного на следующих методах машинного обучения:

- 1) Метод опорных векторов (SVM);
- 2) Линейный дискриминантный анализ (LDA);
- 3) Метод k-ближайших соседей (kNN);
- 4) Деревья принятия решений (Decision Trees);
- 5) Наивный Байесовский классификатор (Naive Bayes).

Проверка алгоритма осуществлялась при помощи аннотированных сигналов базы данных MIT-BIH Arrhythmia database за исключением сигналов, участвующих в обучении алгоритма, с целью исключения возможности завышения показателей эффективности алгоритма.

Данная база данных является общепринятой для проведения подобных исследований и содержит 48 пар ЭКГ с различными нарушениями сердечного ритма (всего более 109000 аннотированных вручную QRS-комплексов) [2].

Для обучения использовались записи сигналов № 100, № 104, № 200, № 205, № 214. Обучающая выборка состояла из 30000 значений для каждого из признаков. Функция классификации рассчитывалась для каждого информативного признака отдельно. Использовались данные, которые обозначают QRS-комплекс без патологии, а также данные, которые соответствуют 150 отсчетам (416,67 мс) до QRS-комплекса.

Для оценки эффективности алгоритма использовались такие показатели, как чувствительность Se (вероятностная оценка правильности определения QRS-комплекса) и специфичность Sp (вероятностная оценка отсутствия ложноположительного результата): Результаты исследования представлены в таблице 1.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\% , \quad (1)$$

$$Sp = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\% , \quad (2)$$

где TP – количество правильно определенных QRS-комплексов; FN – количество не определенных QRS-комплексов; FP – количество определенных не QRS-комплексов как QRS-комплекс [3, 4].

Таблица 1 – Сравнительная характеристика методов машинного обучения

Метод	Se, %	Sp, %
SVM	99,69	98,94
LDA	99,01	98,96
kNN	99,45	75,16
Decision Trees	98,56	84,75
Naive Bayes	96,25	82,64

Результаты исследования показали, что оптимальными методами машинного обучения для детектирования QRS-комплекса электрокардиосигнала является метод опорных векторов и, возможно, линейный дискриминантный анализ.

Кроме того, дальнейшее увеличение эффективности алгоритма возможно за счет использования более одного отведения для детектирования, изменения процедуры фильтрации и предварительной обработки сигнала, а также изменения обучающей выборки.

Библиографический список

1. Ван Г. В., Подмастерьев К. В. Алгоритм детектирования QRS-комплекса электрокардиосигнала//Биотехносфера. 2017. №1. С. 8-11.
2. Moody GB, Mark RG. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database//IEEE Eng in Med and Biol. 2001. P.45-50. Vol 20 №3.
3. 4. Saini I. et al. QRS detection using K-Nearest Neighbor algorithm (KNN) and evaluation on standard ECG databases // Journal of Advanced Research, 2013, vol. 4, pp. 331–344.
4. ГОСТ ИЕС 60601-2-51-2011 Изделия медицинские электрические. Часть 2-51. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к регистрирующим и анализирующим одноканальным и многоканальным электрокардиографам [Текст]. – М.: Изд-во стандартов, 2013. – 104с.

УДК 617-7

ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ 3D СЕНСОРОВ В РЕАБИЛИТАЦИИ

Т.А. Клишковская, А.Ю. Аксенов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

Растущий уровень информатизации систем в области здравоохранения стимулирует развитие и применение систем телереабилитации. А использование современных 3D сенсоров и хорошее программное обеспечение может значительно расширить возможности врача физиотерапевта при

составлении программы реабилитации и контроле за ее выполнением, а также вызвать больший интерес к занятиям у пациента.

Ключевые слова: *лечебная физкультура, оптический сенсор, реабилитация, телереабилитация.*

CAPABILITIES OF DEAPTH SENONSRS IN VIRTUAL REHABILITATION

T.A. Klishkovskaya, A.Yu. Aksenov

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg

Improvement of information technologies in healthcare triggering the development of virtual rehabilitation for patients. New sensors with capabilities of 3D tracking of the human body movements as well as well written software can enhance physiotherapists rehabilitation programs. It allows tracking the progress of the patients, physical activities, control the quality of movements and motivate the patient.

Key words: *exercise therapy, optical sensor, rehabilitation, telerehabilitation.*

На сегодняшний день комплексная реабилитация всегда включает в себя курс лечебной физкультуры, направленный на восстановление двигательной активности пациента, укрепление сердечно-сосудистой системы, улучшение общего физического состояния и когнитивных способностей. Иногда это довольно сложный и длительный по времени процесс, и задача специалистов в этом случае – побудить пациентов к занятиям, вовлечь их, вызывая интерес к постоянным тренировкам. Это особенно важно, когда пациенту после прохождения курса реабилитации в специализированном центре необходимо продолжать выполнять физические упражнения в амбулаторных условиях, так как возникают две серьезные проблемы: исчезновение у пациента мотивации заниматься самостоятельно без врача и отсутствие контроля за правильностью выполнения упражнений.

Однако, стремительно развивающиеся технологии могут помочь в решении этих задач. В 2010 году компания Microsoft представила новую разработку – 3D сенсор Kinect, а в 2014 выпустила обновленную версию, в след за этим компании Intel и Google тоже представили на рынок несколько подобных технологий.

Целью статьи является исследование возможностей 3D сенсоров, позволяющих его использовать для разработки программы для физической реабилитации.

Несмотря на игровую направленность большинства подобных технологий, большинство из них обладает уникальными встроенными алгоритмами, позволяющим применять его в медицине: распознавать тело человека и отдельные его части (Kinect распознает 25 точек тела, включая основные суставы), отслеживать движения и работу мышц. Эти данные не

являются закрытыми, и их можно использовать для создания приложений на основе Kinect, а также схожих технологий Intel Realsense. При помощи встроенных инфракрасных и RGB сенсоров можно проводить бесконтактную оценку частоты сердечных сокращений (ЧСС), частоты дыхания, что несет важную диагностическую информацию при физической нагрузке.

Таким образом, на основе данных сенсоров можно разработать уникальную систему телереабилитации [1]: заложить в основу виртуальную среду, где для пациента будет подготовлен врачом индивидуальный комплекс упражнений, который будет демонстрироваться виртуальным тренером; сама же система будет следить за правильностью выполнения движений и предупреждать, если совершаются ошибки, оценивать ЧСС и работу мышц, проводить статистический анализ результатов и иметь обратную связь с врачом, который сможет при необходимости корректировать реабилитационный курс. Для выполнения некоторых групп упражнений можно разработать игровую среду, т.к. исследованиями было показано, что это не только вызывает большую вовлеченность в процесс реабилитации, но и улучшает результаты [2], особенно у детей [3].

Разработка подобной системы может позволить облегчить процесс реабилитации, снизить затраты, сделать его увлекательнее и поэтому иметь большой положительный социально значимый эффект.

Библиографический список

1. Antón, D. Exercise Recognition for Kinect-based Telerehabilitation / Antón, D., A. Goñi, and A. Ilarramendi // *Methods of Information in Medicine*. - 2015. - **54**(2). - С. 145-155.
2. Roy, A.K. Enhancing effectiveness of motor rehabilitation using kinect motion sensing technology / Roy, A.K., Y. Soni, and S. Dubey // *2013 IEEE Global Humanitarian Technology Conference: South Asia Satellite (GHTC-SAS)*. - 2013. - С.298-304.
3. Башаев С. В. Оценка влияния игровой системы реабилитации на реабилитацию детей с аутизмом и ДЦП / С. В. Башаев, А. А. Подлубная // *Международный научно-исследовательский журнал*. - 2016. - № 11 (53) Часть 3. С. 123-127.

МЕТОДЫ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ГИПОКСИИ НА ВНУТРИУТРОБНОЕ ЗДОРОВЬЕ ПЛОДА

А.А. Косарева

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Санкт-Петербург

С целью уменьшения перинатальной и неонатальной заболеваемости большое значение имеет предупреждение и лечение гипоксии плода. В РФ данная патология занимает первое место по заболеваемости и входит в первую пятёрку причин смерти новорождённых детей. В акушерской и педиатрической практике термины «гипоксия плода» и «асфиксия новорожденного» включают патологические состояния, проявляющиеся расстройствами деятельности жизненно важных систем (ЦНС, кровообращение, дыхание), формирующиеся вследствие острой или хронической кислородной недостаточности.

Ключевые слова: гипоксия, беременность, плацента, плод, сатурация.

METHODS FOR ASSESSING THE EFFECTS OF HYPOXIA ON INTRAUTERINE FETAL HEALTH

A.A. Kosareva

Saint - Petersburg Electrotechnical University (ETU «LETI»),
Saint – Petersburg

In article application of hyperbaric oxygenation (HBO) in complex treatment of chronic placental failure (CPF) at pregnant women living in ecologically unsuccessful districts is pathogenetically proved. The device developed by authors and a technique of carrying out the HBO session allows to exclude at pregnant women development of syndrome of "the bottom vena cava» and an oxygen intoxication. Pregnant women with CPF after carrying out the HBO-therapy have a rising compensatory-protective mechanisms in fetoplacental complex according to clinical, ultrasonic, cardiofluentgraphycal methods and morphological research of a placenta. Including the hyperbaric oxygenation in complex treatment of CPF allows to lower frequency of anemias on 14,1%, perinatal lesions of the central nervous system - on 14,3 % in comparison with standard medicamental therapy.

Key words: hypoxia, pregnancy, placenta, fetus, saturation.

В акушерской и педиатрической практике термины «гипоксия плода» и «асфиксия новорожденного» включают патологические состояния, проявляющиеся расстройствами деятельности жизненно важных систем (ЦНС,

кровообращение, дыхание), формирующиеся вследствие острой или хронической кислородной недостаточности [1].

Наиболее обширную группу факторов риска, составляют состояния, приводящие к нарушению плодово - материнского кровообращения, среди них основное значение имеет плацентарная недостаточность, при которой внутриутробная гипоксия наблюдается у 75-90% плодов.

А также к факторам возникновения гипоксии плода относят такие заболевания у беременной женщины как: анемия, хронические заболевания легких, врожденные пороки сердца, массивное кровотечение в период беременности и в родах. Например, если у матери есть такое заболевание, как артериальная гипертония, то как следствие оно ведет к задержке внутриутробного развития плода и антенатальной гибели. Развитию гипоксии у беременной может спровоцировать неполноценное питание, курение, неблагоприятная экологическая обстановка [3].

Рассмотрим влияние недостатка эмбрионального кислородонасыщения на состояние плода. Кратковременная умеренная внутриутробная гипоксия вызывает включение механизмов компенсации, нацеленных на поддержание и сохранение адекватной оксигенации тканей плода. Возрастает выброс глюкокортикоидов, количество циркулирующих эритроцитов в объеме циркулирующей крови. Появляется тахикардия, некоторое повышение систолического давления без увеличения сердечного выброса. Увеличивается двигательная активность плода и частота «дыхательных» движений грудной клетки при закрытой голосовой щели, что также способствует компенсации гемодинамических нарушений.

Продолжающаяся гипоксия приводит к активации анаэробного гликолиза. Прогрессирующий дефицит кислорода вынуждает организм снизить оксигенацию кишечного тракта, кожи, печени, почек; происходит перераспределение кровообращения с преимущественным кровоснабжением жизненно важных органов (головной мозг, сердце, надпочечники). Развивается снижение двигательной активности плода, частотной активности на ЭЭГ, количества «дыхательных» движений грудной клетки, появляется брадикардия [2].

Поражения головного мозга обусловлены не только изменениями его в период гипоксии, но и могут проявляться в процессе реанимации ребенка, в постгипоксическом периоде, что объясняют накоплением в крови и тканях избытка свободных радикалов и продуктов перекисного окисления липидов («кислородный парадокс» - токсичность избытка кислорода после периода длительной гипоксии), протеолитических ферментов, ионов кальция, и др. Отсюда возникает опасность чрезмерно активной, неконтролируемой оксигенотерапии в неонатологии [4].

Библиографический список

1. Володина Н.Н. Неонатология: национальное руководство – М., 2007. – 848 с.
2. Быков В.О., Водовозова Э.В., Душко С.А., Губарева Г.Н., Кузнецова И.Г., Кулакова Е.В., Леденева Л.Н., Миронова Э.В., Попова Т.А., Стременкова И.А., Щетинин Е.В. Неонатология //Учебное пособие – Ставрополь: Изд-во СтГМА, 2011 –214 с.
3. Быкова В.О. Справочник педиатра: учебное пособие – 3-е изд., Ростов н/Д: Феникс, 2007. – 573 с.
4. Baschat A.A. Neurodevelopment following fetal growth restriction and its relationship with antepartum parameters of placental dysfunction/ Baschat A.A.//Ultrasound Obstet Gynecol 2011; 37:501-514.

УДК 617-089

ТЕХНОЛОГИЯ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНОГО СЕТЧАТОГО ИМПЛАНТА ПРИ ОПЕРАЦИИ ПО ПОВОДУ ВЕНТРАЛЬНОЙ ГРЫЖИ ПЕРЕДНЕЙ БРЮШНОЙ СТЕНКИ

Д.А. Кропачев, Е.А.Семенова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г.Санкт-Петербург
(di_dunk@mail.ru)

Целью данной работы является разработка технологии для проектирования 3D модели индивидуального сетчатого импланта, позволяющей снизить количество рецидивов, отрывов сетки от апоневроза, а также исключить дискомфорт, доставляемый пациентам после операции на вентральную грыжу в области передней брюшной стенки.

В работе описаны возможные варианты ликвидации вентральных грыж, обработаны снимки компьютерной томографии, в которых получены размеры, а так же построены 3D модели грыжевых ворот, что дает основание для создания индивидуальных сеток.

Ключевые слова: *Вентральная грыжа, 3D-модель, SolidWorks, Mimics, KT*

TECHNOLOGY OF DESIGNING THE INDIVIDUAL NET IMPLANT AT THE OPERATION ON THE VENTRAL HERN OF THE FRONT ANGLE WALL

YES. Kropachev, EA Semenova

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

The purpose of this work is to develop a technology for designing a 3D model of an individual reticular implant that reduces the number of relapses, detachments from

the aponeurosis, and also eliminate the discomfort that is delivered to patients after surgery on the ventral hernia in the anterior abdominal wall area.

The work describes possible options for the elimination of ventral hernias, processed images of computed tomography, in which dimensions were obtained, and 3D models of hernial gates were constructed, which gives grounds for creating individual nets.

Key words: *Ventral hernia, 3D model, SolidWorks, Mimics, CT*

Актуальность

В настоящее время в хирургии вентральных грыж, особенно больших размеров, с успехом стали применяться методы их устранения с помощью сетчатого полипропиленового трансплантата, уложенного на апоневроз передней брюшной стенки или под апоневроз, либо комбинированным способом [1]. Рецидивы после проведения подобных операций встречаются в более чем 15 % случаев. При этом одной из главных причин является неверно подобранный имплант [2].

Существенную помощь в решении проблемы могут оказать компьютерные и информационные технологии, позволяющие проектировать импланты, учитывающие индивидуальные особенности пациента.

Таким образом, разработка технологии для проектирования индивидуального сетчатого импланта при операции по поводу вентральной грыжи передней брюшной стенки позволит снизить количество рецидивов, отрывов сетки от апоневроза, а также исключить дискомфорт, доставляемый пациентам после операции на вентральную грыжу в области передней брюшной стенки

Проектирование индивидуального сетчатого импланта

Для проектирования индивидуальной сетки при операции на грыжу передней брюшной стенки, необходимо провести следующие этапы:

1. Загрузка изображений в программный продукт Mimics;
2. Проведение сегментации (рисунок 1);
3. Поиск среза, на котором наилучшим образом выделены грыжевые ворота;
4. Расчет размеров грыжевых ворот (рисунок 2);
5. Построение 3D модели грыжи;
6. Перевод 3D модели в программу для редактирования трехмерных моделей Meshlab, для получения более точных размеров.

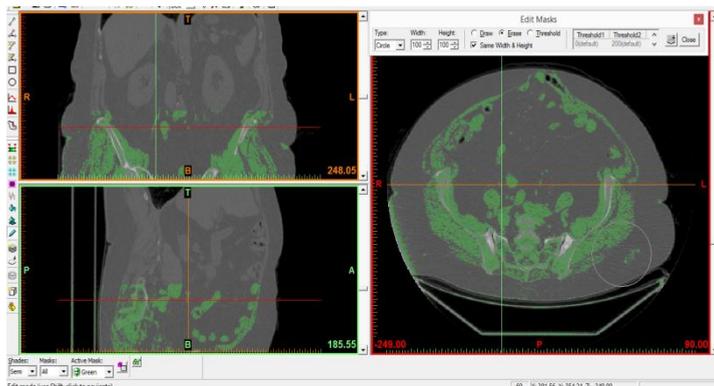


Рисунок 1 – Сегментирование мягких тканей

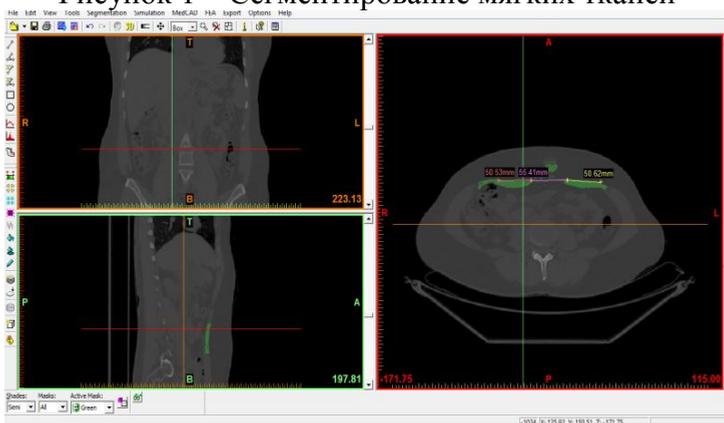


Рисунок 2 – Расчет размеров грыжевых ворот

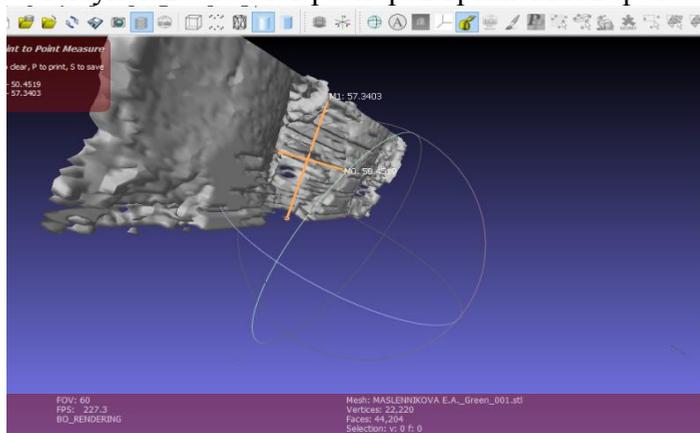


Рисунок 3 – Перевод 3D модели в программу Meshlab

Материалы и методы

В работе используются такие программы, как Mimics, для обработки КТ снимков, установления пороговых значений для мягких тканей, а так же построения 3D модели передней брюшной стенки с грыжей, Meshlab - для наиболее точного определения размеров, упрощения 3D модели и, как

промежуточный перевод 3D модели в программный комплекс Solid Works, где будет производиться построение 3D модели сетчатого импланта.

Заключение

В ходе выполнения работы обработаны снимки компьютерной томографии пациента, по пороговым значениям мягких тканей получена более точная картина грыжи, найдены размеры грыжи и грыжевых ворот, что дает основание говорить о точных размерах и расположении полипропиленовой сетки.

Внедрение технологии, реализующей разработанную методику проектирования индивидуального сетчатого импланта при операции по поводу вентральной грыжи передней брюшной стенки, в лечебные учреждения поможет снизить количество рецидивов, отрывов сетки от апоневроза, а также исключить дискомфорт, доставляемый пациентам после операции на вентральную грыжу в области передней брюшной стенки.

Библиографический список

1. Деметрашвили З.М., Магалашвили Р.Д., Лобжанидзе Г.В., Хуцишвили К.Р., Лабаури Л.З. Лечение послеоперационных вентральных грыж.// Хирургия. - 2008. - № 11.
2. Бабаджанов Б.Р., Якубов Ф.Р., Бабаджанов М.Б. Хирургическое лечение послеоперационных вентральных грыж передней брюшной стенки.// Вестник герниологии. - 2004.

УДК 612.171.1

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ АРТЕФАКТОВ СТИМУЛЯЦИИ ПРИ НЕПРЕРЫВНОМ КОНТРОЛЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Т.В. Моргунова

Научный руководитель – Калиниченко А.Н., д.т.н., проф.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), г. Санкт-Петербург

В работе описан алгоритм обнаружения импульсов электрокардиостимуляции, который способен обеспечить их надежное выделение в условиях помех и низкой амплитуды импульсов. Повышение точности обнаружения импульсов было достигнуто благодаря использованию алгоритма кластеризации.

Ключевые слова: ЭКГ, импульсы электрокардиостимуляции, алгоритм обнаружения, методы кластеризации.

THE ARTIFACT STIMULATION RECOGNITION ALGORITHM WITH CONTINUOUS MONITORING OF THE ECG

T.V. Morgunova

Advisor – Kalinichenko A.N., Dr.Tech.Sc., Prof.

St. Petersburg Electrotechnical University “LETI”, St. Petersburg

Difficulties of the ECG with pacing stimulation analysis faced by specialists are described in this work. Based on this information, the pacemaker spikes recognition algorithm was proposed and developed to their further extract from ECG. Pacemaker spikes clustering algorithm was implemented in MATLAB to improve the accuracy and quality of the spikes detection algorithm. Clustering errors were estimated.

Key words: ECG, pacemaker spikes, detection algorithm, clustering methods.

Основной проблемой анализа ЭКГ при электрокардиостимуляции (ЭКС) является распознавание импульсов кардиостимулятора. Современные кардиостимуляторы генерируют кратковременные (0,2–1 мс) и низкоамплитудные импульсы (2–250 мВ) [1], поэтому не обеспечивается их надежное обнаружение и отображение при использовании стандартного оборудования для съема ЭКГ. В связи с этим необходимо создавать специальные алгоритмы, предназначенные для обнаружения импульсов ЭКС.

При разработке алгоритма следует учитывать специфические особенности сигнала, такие как: длительность и амплитуда. Амплитуда импульсов зависит от индивидуальных особенностей прибора, поэтому для того, чтобы алгоритм был адаптивным к изменению амплитуды различных сигналов, необходимо определить корректирующий коэффициент.

Для нахождения коэффициента корректировки были проведены следующие операции [2]:

- снижение частоты дискретизации сигнала в 20 раз до 1 кГц;
- фильтрация сигнала медианным фильтром для удаления всех участков стимуляции;
- нахождение размаха желудочковых комплексов в каждом окне длительностью 3 мс;
- вычисление среднего размаха QRS-комплексов по всему сигналу.

Именно данная величина и является корректирующим коэффициентом, с помощью которого происходит нормирование сигнала.

Для определения порога обнаружения была произведена верификация импульсов, то есть, выставлены их границы. Зная точное расположение импульсов, можно найти оптимальный порог для их обнаружения. Для

нахождения порога был вычислен размах и максимальный перепад в пределах и вне импульсов, нормированные средней амплитудой, и построены гистограммы, отражающие разброс данных параметров.

Порог был определен таким образом, чтобы площадь пересечения двух распределений была минимальна. В дальнейшем нормированный средним размахом QRS-комплексов сигнал сравнивался с данным порогом и при превышении порога импульс считался обнаруженным. Однако при наличии в сигнале высокочастотных и высокоамплитудных помех алгоритм мог распознать их как импульс, поэтому для достоверного распознавания импульсов были введены 2 дополнительных условия:

- необходимо, чтобы амплитуда второго фронта импульса составляла не менее 50 % от амплитуды первого обнаруженного фронта;
- поиск второго фронта осуществляется через 5 отсчетов после обнаружения первого.

Для случаев, когда амплитуда импульсов слишком мала или алгоритм обнаружения не смог отличить импульс от помехи, предлагается использовать алгоритм кластеризации импульсов по определенным признакам их формы.

При визуальной оценке записей, было отмечено, что для импульсов, принадлежащих одному кластеру, такие параметры как амплитуда (A), длительность (T) и скачок напряжения поляризации (S) схожи, поэтому эти признаки использовались в качестве входных данных в алгоритме кластеризации (рис. 1).

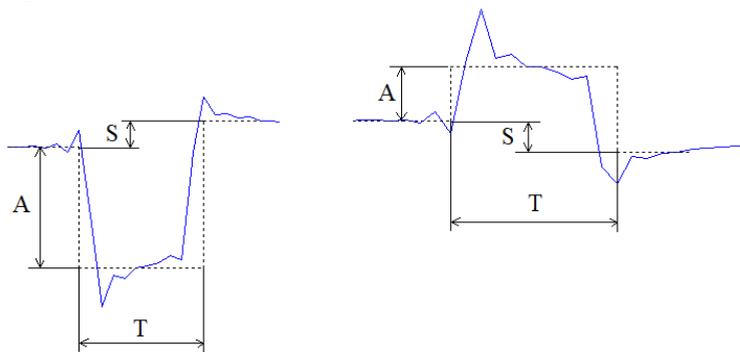


Рис. 1 – Отличительные признаки формы импульсов

A – амплитуда, T – длительность, S – скачок напряжения поляризации

Для выполнения задачи кластеризации был использован неиерархический алгоритм k -средних, который стремится минимизировать суммарное квадратичное отклонение точек кластеров от центров этих кластеров. При этом выбор оптимального числа кластеров обычно базируется на результатах предшествующих исследований, теории или использовании правил остановки. В данной работе для определения числа кластеров был использован метод силуэтов (Silhouette method) [3–4], который определяет качество

кластеризации. Для каждого объекта вычисляется силуэтный индекс, который находится в пределах $[-1, 1]$, чем больше это значение, тем лучше. Для оценки качества кластеризации находится средняя силуэтная ширина, которая равна среднему значению силуэтных коэффициентов для всех объектов. Оптимальным количеством кластеров считается то значение, которое соответствует максимальному значению средней ширины силуэта.

Разработанные алгоритмы были протестированы на реальных записях ЭКГ с кардиостимуляцией, включающих 129 записей, каждая длительность 300 мс. При оценке ошибок алгоритма кластеризации, были выделены 2 типа ошибок: ошибка определения числа кластеров и ошибка отнесения импульса к другому кластеру. Ошибка определения числа кластеров с использованием метода силуэтов для первого метода составила 8,93 %, а ошибка отнесения импульса к другому кластеру – 0,2608 %. Эти ошибки могут быть связаны с разбросом признаков формы импульсов, а также ошибками обнаружения импульсов из-за наличия высоких уровней помех или низкой амплитуды импульсов.

Библиографический список

1. American National Standard. Diagnostic Electrocardiographic Devices, ANSI/AAMI EC11, 2007.
2. Обнаружение и кластеризация импульсов электрокардиостимулятора при непрерывном контроле электрокардиограммы / Т. В. Моргунова и др. // Студенческая наука и здоровье: тез. докл. 59-ой международной науч.-практич. студенч. конф., 27–28 апреля 2017 ГМУ г. Семей. – Семей, 2017 – С. 335–336.
3. Миркин Б. Г. Методы кластер-анализа для поддержки принятия решений: обзор: препринт WP7/2011/03. – М.: Изд. дом ВШЭ, 2011. – 88 с.
4. Zhao Q. Cluster validity in clustering methods: Ph.D. dissertation, University of Eastern Finland, 2012.

УДК: 621.391:616.12-07

АЛГОРИТМ КОНТРОЛЯ УРОВНЯ ШУМОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА, ПОЛУЧЕННОГО С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТКАНЕВЫХ ЭЛЕКТРОДОВ

И.А. Некрасов, А.Н. Калиниченко

Научный руководитель – Калиниченко А.Н., д.т.н., профессор
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Данная работа посвящена разработке алгоритма оценки уровня зашумленности сигнала ЭКГ, полученного с использованием тканевых электродов. Целью исследования является повышение помехоустойчивости алгоритмов автоматического анализа ЭКГ. Разработанный алгоритм является препроцессором автоматического анализатора электрокардиосигнала.

Ключевые слова: помехи ЭКГ, тканевые электроды, умная одежда, алгоритм автоматического анализа

ALGORITHM FOR NOISE LEVEL MONITORING OF ECG SIGNAL, OBTAINED USING TEXTILE ELECTRODES

I.A. Nekrasov, A.N. Kalinichenko

Saint-Peterburg State Electrotechnical University

SPb ETU «LETI», Saint-Peterburg

This work is devoted to development of the algorithm for estimating noise level of an ECG signal obtained using tissue electrodes. The aim of the study is to increase the noise immunity of algorithms for automatic ECG analysis. The developed algorithm is a preprocessor for the automatic analyzer of an electrocardiac signal.

Key words: ECG noise, textile electrodes, wearable technology, automatic analysis algorithm

Во время анализа данных электрокардиографических исследований почти всегда можно выявить эпизоды искажения электрокардиографического сигнала (ЭКС), вызванные помехами и артефактами. К сожалению, остается высоким процент ошибок, связанных с некорректной интерпретацией участков ЭКС, содержащих артефакты, врачами-кардиологами и специализированными компьютерными алгоритмами. Особенно это актуально для набирающей популярность технологии умной одежды. Из-за отсутствия надежного контакта применяемых в ней тканевых электродов в сигнал вносятся значительные искажения, которые зачастую ложно интерпретируются алгоритмами автоматического анализа как патология.

Для снижения количества подобных ошибок алгоритм, проводящий интерпретацию ЭКГ, должен принимать решение о целесообразности использования данного участка кардиосигнала на основе объективных количественных оценок его качества и информации о правильности расположения электродов на груди пациента. В связи с этим целью данной работы явилась разработка алгоритма контроля в реальном времени уровня шумов электрокардиосигнала [1].

Разработка и тестирование алгоритма были осуществлены при помощи пакета прикладных программ Matlab. Процесс работы алгоритма условно делится на три части:

1. Работа с записью сигнала.
2. Работа с аннотацией к сигналу.
3. Формирование признака пригодности сигнала.

Под «записью» имеется в виду файл, содержащий ЭКГ сигнал в виде последовательности отсчетов длительностью около получаса. Под «аннотацией» – файл, содержащий набор временных меток, указывающих на положение R зубцов, а так же их описание.

Для исследования применимости алгоритма были использованы записи из базы MIT-BIH Arrhythmia Database, которые считаются общепризнанными и повсеместно используются для проверки качества работы автоматических анализаторов [3].

При работе с записями осуществлялось их скачивание и конвертация в формат, удобный для обработки, после чего запись подавалась на вход автоматического анализатора сигнала ЭКГ. Далее проводилось зашумление сигнала при помощи предварительно созданной модели сигнала ЭКГ, полученного с использованием тканевых электродов, проводился анализ зашумленной записи. После этого осуществлялось сравнение временных меток двух полученных результатов, признаков класса и некоторых дополнительных характеристик QRS комплексов.

Аналогичным образом проводилась работа с аннотациями: после скачивания производилась их конвертация и разбор на смысловые составляющие. После этого проводилось сравнение первоначальных аннотаций и аннотаций, полученных при использовании алгоритма автоматического анализа ЭКГ.

После описанной выше обработки формировался признак пригодности для участков сигнала. При этом происходило отнесение исследуемого участка ЭКГ к одной из групп:

- I группа – анализ сигнала невозможен;
- II группа – возможен поиск R зубцов и R-R интервалов;
- III группа – возможно определение ширины комплексов и классификация желудочковых экстрасистол (ЖЭ) [2].

Для каждой из групп были рассчитаны чувствительность и положительная предсказательность по формулам (1), (2).

$$Spec = \frac{TP}{TP+FN} * 100\% \quad (1), PP = \frac{TP}{TP+TN} * 100\% \quad (2),$$

где Spec – специфичность, PP – положительная предсказательность, TP – истинно положительный результат, TN – истинно отрицательный результат, FN – ложно отрицательный результат.

Для I группы уровни чувствительности и положительной предсказательности составили 84.4 и 86.3% соответственно.

Для II группы – 82.1 и 83.8% соответственно.

Для III группы – чувствительность и положительная предсказательность относительно поиска R зубцов – 89.5 и 91.3%, а относительно классификации ЖЭ – 67.9 и 64.3% соответственно.

Соответственно, для групп I и II – получены удовлетворительные результаты, а для классификации ЖЭ реализованный алгоритм показал недостаточные показатели чувствительности и положительной предсказательности.

Таким образом, в настоящей работе был разработан алгоритм контроля уровня шумов сигнала ЭКГ, полученный с использованием тканевых электродов. В дальнейшем планируется работа по улучшению показателей алгоритма относительно классификации ЖЭ и реализация анализа диагностически значимого смещения ST сегмента.

Библиографический список

1. Козюра А. В. Разработка метода оценки качества электрокардиографического сигнала // Биотехносфера. - 2012. - 3-4 (21- 22). - С. 98-102.
2. Калиниченко А.Н. Методы цифровой фильтрации электрокардиосигнала в кардиомониторных системах: Дисс. канд. техн. наук. – Л.: ЛЭТИ 1988. – 206 с.
3. Moody G. B., Mark R. G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database // IEEE Eng. in Med. and Biol. 2001. Vol. 20, № 3. P. 45–50.

УДК 612.76

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА С ЭНДОПРОТЕЗОМ ПРИ ДИНАМИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ

Е.М. Петрова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им.В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

В ходе исследования разработана технология создания трехмерной биомеханической модели бедренной и большеберцовой костей на основе данных медицинских исследований, полученных с помощью снимков компьютерной томографии. Технология включает в себя работу не только с инженерными программами, но и с программными пакетами медицинского назначения, что позволяет получить трехмерную биомеханическую модель, с высокой точностью соответствующую реальной структуре не только по геометрическим, но и по биомеханическим параметрам.

Ключевые слова: *оценка напряженно-деформированного состояния, эпюры напряжения, перемещения, деформации*

BIOMECHANICAL INVESTIGATION OF THE KNEE JOINT WITH THE ENDOPROSTHESIS AT DYNAMIC LOADS

E.M. Petrova

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

In the course of the research, a technology for creating a three-dimensional biomechanical model of the femoral and tibia bones was developed on the basis of medical research data obtained with the help of computer tomography images. The technology includes work not only with engineering programs, but also with medical software packages, which makes it possible to obtain a three-dimensional biomechanical model that matches the real structure not only geometrically but also biomechanically.

Key words: *stress-strain state estimation, stress, displacement, deformation diagrams*

Из всех суставных заболеваний остеоартроз является самым распространенным, от которого по статистике страдает от 10 до 16% населения Земного шара. А по достижении 60-70 лет артроз диагностируется у 60-70% людей . При неэффективном медикаментозном лечении применяют оперативный подход тотального эндопротезирования. Операция достаточно травматична и сопровождается значительной кровопотерей. Чаще всего осложнения обусловлены обострением хронических заболеваний в послеоперационном периоде, особенно у лиц пожилого возраста. У 85-90% пациентов эндопротез коленного сустава нормально функционирует в течение 10-12 лет. Далее имплантаты, как правило, расшатываются в связи с постепенным разрушением костного цемента или резорбцией кости, к которой зафиксирован эндопротез, и примерно 20 % пациентов необходимо

выполнение реэндопротезирования (замены искусственного сустава) вследствие неправильной его установки. Компьютерно-навигационная система позволяет врачам делать выбор необходимого типа эндопротеза, основываясь на физиологических особенностях, медицинских показаниях, а также с учётом веса, степени физической активности пациента и индивидуальных предпочтений хирурга и пациента. Но визуализация костей сустава пациента, проводимая с помощью навигационных систем и специализированного программного обеспечения на основе компьютерных томограмм, никак не ориентирована на биомеханические характеристики материалов компонентов эндопротеза и костной ткани пациента, что в свою очередь не позволяет оценить напряженно-деформированное состояние структур до и после операции. Поэтому необходимо создать методику, позволяющую определить состояние структур костной ткани, спроектировать твердотельные модели костей и компонентов протеза, осуществить установку, оценить адекватность выбранного эндопротеза и спрогнозировать результаты операции.

Целью работы является оценка влияния динамических нагрузок на изменение в структурах бедренной кости при тотальном эндопротезировании коленного сустава.

Материалы и методы: В ходе работы выработан алгоритм проведения исследования коленного сустава при тотальном эндопротезировании. Алгоритм включает в себя следующие этапы: Ознакомление со снимком коленного сустава, полученным при помощи компьютерной томографии; Построение 3D-контура бедренной кости в программе Mimics, либо построение 3D-контур бедренной кости в программе DICOM Viwer от компании Inobitec [1]; Для получения твердотельной геометрической модели бедренной кости конвертировать 3D-оболочку, созданную в Mimics или в DICOM, в программный комплекс SolidWorks; Построение модели бедренного компонента протеза, подходящего по геометрическим характеристикам к данному состоянию структур данного коленного сустава SolidWorks; Совмещение (по принципу полного эндопротезирования) соответствующие части протеза и кости в компьютерной среде SolidWorks путем сборки элементов; Построения компьютерную модель, учитывающую характер внешнего воздействия, граничные условия, и механические свойства структур сустава[2]; Проведение вычисления напряжений, перемещений и деформаций (в динамике) в структурах сустава, используя пакет Simulation[3]; Обработка и анализ полученных результатов исследования. *При разработке алгоритма введены следующие допущения:* Исследование кости коленного сустава с соответствующими элементами протеза осуществляется по-отдельности в SolidWorks (используя крепление типа «заделка» в свободной части кости и прикладывая давление к определенным частям протезированного края кости); Для более точного результата необходимо проведение исследования связок коленного сустава; Материал смоделированной кости и компонента

эндопротеза принимается однородным и изотропным, сплошным и с отсутствием начального давления[4,5,6].

Используя данные, полученные с помощью имитации динамических нагрузжений системы кость-эндопротез, можно определить не только максимальные и минимальные напряжения при приложении динамических нагрузок, но и перемещения и деформации, вызванные в ходе нагружения. Помимо этого, цветовая градация так же отображается и на самой модели, что позволяет точно определить местоположение минимумов и максимумов напряжений, перемещений и деформаций при динамических нагрузках повторяющихся реальных воздействия[7]. На основе данных результатов можно без оперативного вмешательства определить наиболее подходящий для данного пациента протез. Тем самым можно увеличить процент благоприятного исхода операций по эндопротезированию коленного сустава и минимализировать необходимость повторных операций.

Библиографический список

1. Т.А Куляба, Н.Н. Корнилов Первичная артропластика коленного сустава 328 стр.// НИИ Ортопедии и Травматологии В.В Вредена 2016 г. - С.238-240.
2. Воронов А.В. Анатомическое строение и биомеханические характеристики мышц и суставов нижней конечности. – М.: Физкультура, образование и наука, 2003. – 203 с.
3. Руководство для учащихся по изучению программного обеспечения SolidWorks 2013 г.
4. Книга для изучения Mimics 2012 г.
5. Руководство пользователя Inobitec DICOM Viewer 1.8 2015 г.
6. Руководство пользователя MeshLab 2014 г.
7. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования // СПб.: Политехника, 2011. - 257 с.

УДК: 618.17

ЗНАЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОННО-МИКРОСКОПИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СПЕРМАТОЗОИДОВ В ВОССТАНОВЛЕНИИ ФЕРТИЛЬНОСТИ В БЕЗДЕТНЫХ СЕМЬЯХ

В.И. Комагоров, Е.П. Судиловская

Научный руководитель—Гусак Ю.К., к.м.н., доцент.

Рязанский государственный медицинский университет им. И.П.

Павлова, г. Рязань.

В статье доказывается диагностическая эффективность электронно-микроскопического исследования (ЭМИС) на основании заключений ЭМИС и результатов проводимого лечения тридцати пар.

Ключевые слова: *Электронно-микроскопические исследование сперматозоидов (ЭМИС), репродукция, нарушение фертильности.*

THE VALUE OF AN ELECTRONIC AND MICROSCOPIC RESEARCH OF SPERMATOOA IN RESTORATION OF FERTILITY IN CHILDLESS FAMILIES

V.I.Komagorov, E.P. Sudilovskaya

Scientific director: Gusak J.K., candidate of medical sciences

The Ryazan State Medical University of I.P.Pavlov, Ryazan

In our article the diagnostic efficiency of an electronic and microscopic research(EMRS) on the conclusions of EMRS and results of the carried-out treatment of thirty couples.

Key words: *an electronic and microscopic research of spermatozoa(EMRS), reproduction, a violation of fertility.*

Бездетность в семье (бесплодие и невынашивание беременности) актуальная проблема [5]. Примерно 30% случаев бесплодие супружеских пар обусловлено суб- или инфертильностью супруга [1,2,5,6]. Инфертильность мужчин связана с двумя основными причинами: 1) недостаточным количеством сперматозоидов или их отсутствием в эякуляте, и 2) функциональной неполноценностью сперматозоидов. В первом случае достаточно подсчета концентрации и общего количества сперматозоидов в 1 мл эякулята с помощью свето-микроскопического исследования. Для оценки функционального состояния сперматозоидов может быть применен метод ультраструктурного анализа с помощью электронной микроскопии сперматозоидов (ЭМИС) [1,2,4]. ЭМИС позволяет провести качественную и количественную оценку состояния клеточных органелл сперматозоида, участвующих в оплодотворении, и в ряде случаев определить причину их функциональных нарушений. Нами проанализированы результаты ЭМИС у 116 пациентов с бесплодием и невынашиванием беременности в семье. Для ультраструктурного исследования сперматозоиды просматривали в электронном микроскопе Hitachi 11В.

Возраст мужчин составлял 24-43 года. При анализе ЭМИС учитывались: наличие инфекционного поражения (бактериального или вирусного), нарушений ультраструктур сперматозоидов; характер конденсации хроматина (зрелый или незрелый). Было установлено, что только у 23 пациентов (19,8%) картина ЭМИС расценена как нормальная. У остальных 93 (80,2%) обследованных были обнаружены различные отклонения от нормальных показателей.

Из ниху 35 человек (30,1%) в сперматозоидах были обнаружены нуклеокапсиды вируса простого герпеса (ВПГ). При этом в 12 наблюдениях из 35 отмечались сочетание ВПГ с другими изменениями в сперматозоидах (незрелый хроматин, прореагировавшая акросома, аномалии аксонемы, наличие бактериальной микрофлоры, патология шейки, капля на головке и др.). В 28 наблюдениях (24%) был диагностирован незрелый хроматин, сочетающийся с различными изменениями ультраструктур сперматозоидов: снижение количества интактных головок, патология акросомы, аномалия аксонемы жгутиков; инфекционные поражения (бактериальные и вирусные) и др. У 10 обследуемых пациентов (8,6%) при ЭМИС были выявлены бактериальные колонии по типу бактериальных биопленок. В этой группе пациентов с наличием в сперме бактериальных микроколоний определялось повышенное содержание сперматозоидов с прореагировавшей акросомой (т. е. с преждевременно прошедшей акросомной реакцией). Наличие бактерий оказывает повреждающее действие на митохондрии сперматозоидов. У 20 пациентов (17,2%) были обнаружены грубые изменения в ультраструктурах сперматозоидов (инфертильные).

Пациентам, в зависимости от выявленных изменений ЭМИС, назначалась соответствующая терапия: антиоксидантная, антибактериальная, противовирусная (ацикловир, валтрекс), иммуномодулирующая (генферон) [1,2,4], детоксирующая (энтеросгель) [3], физио- и бальнеолечение и др. [1,2]. Лечение назначалось обоим супругам. В тех случаях, где определялась инфертильность у мужчин рекомендовалось ЭКО, донорство.

Детально проанализированы исходы лечения у 30 семейных пар, обратившихся за помощью в связи с отсутствием детей в семье. Из них, в 13 наблюдениях отмечалось невынашивание беременности и в 17 – бесплодие. Нормозооспермия (светооптическая и ЭМИС) наблюдалась в 1 наблюдении (из 30) в паре с первичным бесплодием, обусловленной эндокринными нарушениями у супруги, и после их коррекции наступила беременность, которая завершилась родами. В 19 наблюдениях при ЭМИС диагностировано наличие нуклеокапсидов в спермиях, бактериальной инфекции. В 5 наблюдениях нарушения конденсации хроматина и так же в 5 наблюдениях нарушения ультраструктур сперматозоидов: снижение количества интактных головок, патология акросомы, аномалия аксонемы жгутиков. После проведенного предлагаемого лечения в 11 семейных парах наступила

беременность. Из них в 5 наблюдениях после ЭКО (в 2х случаях дважды). Из 11 беременных у 8 беременность была доношена, в 1 случае завершилась замершей беременностью, 2 продолжают вынашивание. 14 семейных пар продолжают терапию и 5 семейных пар отказались от дальнейших попыток лечения.

Таким образом, у пациентов с бесплодием и невынашиванием беременности в семье нормальные показатели ЭМИС определены только у 19,8%. У 17,2% пациентов диагностировалась инфертильность. В 63% случаев установлены различные сочетания нарушений ультраструктуры спермиев и инфекционные поражения. Применение ЭМИС позволило сделать правильный вывод в выборе методов вспомогательных репродуктивных технологий и осуществлении терапевтической коррекции выявленных нарушений у пациентов с бездетностью в семье с использованием энтеросорбции энтеросгелем.

Библиографический список

1. Брагина Е.Е., Абдумаликов Р.А., Руководство по сперматологии. М 2002.с.109
2. Брагина Е.Е., Бочарова Е.Н., Гусак Ю.К и соавт. Герпетическое инфицирование сперматозоидов при неудачах репродуктивных технологий и спонтанном прерывании беременности. Урология,2007, №3с.59-63.
3. Нарижный А.Г., Лужных Л.Ю., Ескин Г.В. и др. Влияние скармливания энтеросорбентов на воспроизводительные способности свиней. Научно-технический бюллетень УААН, Львов, 2008. – вып.9. - №3. – С.307-313.
4. Henkel R., Hoogendijk C.F., Bouic P.J., Kruger T.F., TUNNEL assay and SCSA determine defferent aspects of sperm DNA damage. Andrologia 2010; 42(5):305-13.
5. Чулкова А.Ю., Мирон И.М., Успешное вынашивание беременности после двусторонней аднексэктомии и пересадки оплодотворенных донорских яйцеклеток. Наука молодых, Рязань, 2013. – вып.1. – С.53-55.
6. Собенников И.С., Жиборев Б.Н., Котанс С.Я., Черенков А.А., Диагностика и лечение мужского бесплодия у больных распространённой патологией гениталий и паховой области. Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова, Рязань, 2017. – Том 25. – №3. – С.460-464.

**МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ НИЗКОКОГЕРЕНТНОГО
ИЗЛУЧЕНИЯ И ФОРМИРОВАНИЯ СТРУКТУРНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ
ПРИ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ МЯГКИХ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

А.Ю. Потлов, Д.А. Петров, С.В. Фролов, С.Г. Проскурин
ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»

Описана математическая модель распространения низкокогерентного излучения ближнего инфракрасного диапазона в мягких биологических тканях и представлен алгоритм формирования структурных изображений в оптической когерентной томографии (ОКТ). Алгоритм отличается тем, что описание геометрии биомедицинского объекта производится с помощью трехмерного массива вокселей, проверка на пересечение границ, которых осуществляется с помощью усовершенствованного алгоритма Смита. Для оценки эффективности предложенного алгоритма показан результат моделирования структурного ОКТ изображения подкожного кровеносного сосуда.

Ключевые слова: *оптическая когерентная томография, метод Монте-Карло, мягкие биологические ткани, структурное изображение*

**NUMERICAL SIMULATION OF LOW-COHERENCE RADIATION
PROPAGATION AND STRUCTURAL IMAGE RECONSTRUCTION IN
OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY OF SOFT BIOLOGICAL TISSUE**

A.Yu. Potlov, D.A. Petrov, S.V. Frolov, S.G. Proskurin
Tambov State Technical University

A numerical model of low-coherence near-infrared radiation propagation in soft biological tissues and an algorithm for structural image reconstruction in optical coherence tomography (OCT) are described. The key features of the algorithm are: the description of the biomedical object geometry by using a three-dimensional array of voxels and the border cross checking by using the improved Smith algorithm. To evaluate the algorithm efficacy, the simulated structural OCT image of a subcutaneous human blood vessel in vivo is demonstrated.

Key words: *optical coherence tomography, Monte-Carlo simulation, soft biological tissue, structural image*

Оптическая когерентная томография (ОКТ) на данный момент является одной из наиболее перспективных и быстроразвивающихся методик определения внутренней структуры биообъектов [1-3]. Однако, существующие алгоритмы моделирования процессов происходящих при ОКТ позволяют

работать лишь с относительно простой геометрией исследуемых биомедицинских объектов.

Целью данной работы является разработка алгоритма моделирования интерференционного сигнала во временной области методом статистических испытаний Монте-Карло, который позволил бы выявить и исследовать особенности формирования структурных изображений сильно рассеивающих сред со сложной пространственной структурой [2].

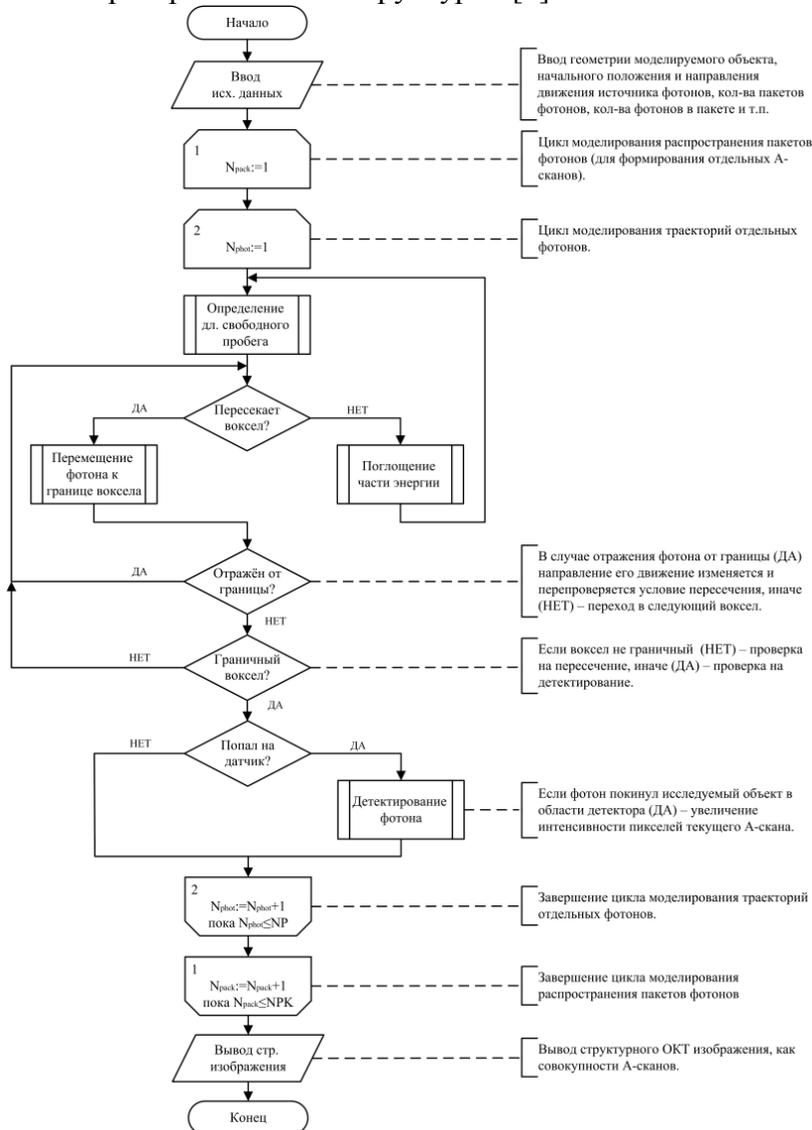


Рис. 1. – Ключевые этапы алгоритма моделирования распространения низкокогерентного излучения и формирования структурных изображений при ОКТ

Для достижения поставленной цели разработан (рис. 1.) специальный алгоритм, основанный на сочетании использования для моделирования геометрии исследуемого биомедицинского объекта воксельного подхода с использованием для моделирования распространения низкокогерентного излучения и формирования структурных ОКТ изображений метода статистических испытаний Монте-Карло [2]. Причем воксельный подход отличается оригинальным решением по объединению соседних вокселей с одинаковыми оптическими свойствами в один массивный параллелепипед. В результате среда при моделировании будет представлять собой набор параллелепипедов, благодаря чему количество необходимых проверок на пересечение существенно уменьшится, что позволит существенно увеличить скорость моделирования, по сравнению с классической вокселизацией, когда среда делится на большое количество вокселей [2,3].

Представленный алгоритм реализован в среде LabVIEW [4]. Для проверки его адекватности проведен ряд тестов с моделированием ОКТ изображений реальных биомедицинских объектов [2,3]. Экспериментально полученное изображение верхних слоев кожи человека, содержащих кровеносный сосуд *in vivo* и результат моделирования структурного ОКТ изображения структуры верхних слоев кожи без учета спекл-структуры ОКТ сигнала представлены на рис. 2.

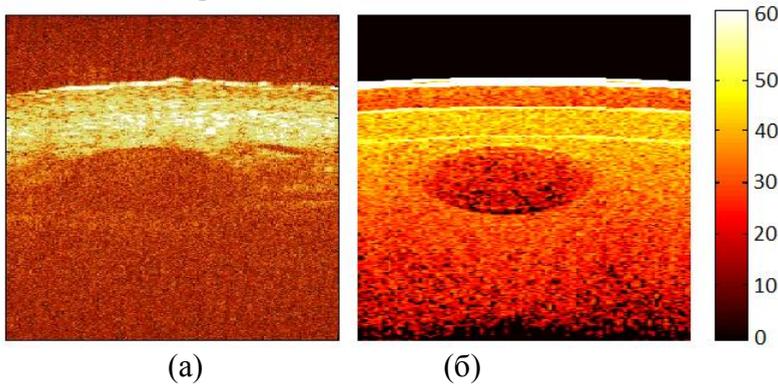


Рис. 2. – Экспериментально полученное изображение верхних слоев кожи человека (а) и результат моделирования структурного ОКТ изображения для этого биомедицинского объекта без учета спекл-структуры ОКТ сигнала (б).

Наибольшее отличие между рис. 2а. и рис. 2б. наблюдается в точках соединения двух слоев с различными показателями преломления. Это обусловлено тем, что при использовании воксел модели отражение на границе двух сегментов с различными показателями преломления рассчитывается относительно нормали, ориентированной перпендикулярно плоскости пересечения, набор которых и задает границу двух слоев. Коэффициент корреляции результатов моделирования (рис. 2б) и экспериментального

изображения (рис. 2а) составляет 0.66 [2], что свидетельствует о достижении поставленной цели.

Исследование выполнено за счёт гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

Библиографический список

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника. 2002. Т. 32. С. 849–867.
2. Frolov S.V., Potlov A.Yu., Petrov D.A., Proskurin S.G. Modelling of a structural image of a biological object obtained by means of optical coherent tomography using the Monte Carlo method based on the voxel geometry of a medium // Quantum Electronics, 2017. Vol. 47 (4). pp. 347–354.
3. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. One specific velocity color mapping using optical coherence tomography // Journal of Biomedical Optics, 2015. – Vol. 20(5). art. No. 051034.
4. Фролов С.В., Потлов А.Ю., Проскурин С.Г., Синдеев С.В. Моделирование распространения когерентного излучения в биологических тканях и их фантомах // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2017615147, заявка №2017612030, дата поступления 13.03.2017г, дата регистрации 04.05.2017г.

УДК 535.3

ЦВЕТОВОЕ ДОПЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ ЗНАКОПЕРЕМЕННЫХ ПОТОКОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ С ПОМОЩЬЮ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Ю. Потлов, С.В. Фролов, С.Г. Проскурин
ФГБОУ ВО «Гамбовский государственный технический университет»

Описан метод цветового доплеровского картирования одной выбранной скорости (ОСВ) в знакопеременных потоках биологических жидкостей с помощью оптической когерентной томографии (ОКТ). Структурное изображение и ОСВ-изображение получены из доплеровского спектра обратного рассеяния при помощи аналоговой и цифровой полосовой фильтрации. Предложенный метод позволяет получать в режиме реального времени анатомические карты выбранных скоростей в исследуемом биомедицинском объекте.

Ключевые слова: *оптическая когерентная томография, доплеровское картирование, знакопеременные потоки биологических жидкостей, одна выбранная скорость.*

COLOR DOPPLER MAPPING OF BIDIRECTIONAL FLOWS OF BIOLOGICAL FLUIDS USING OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

A.Yu. Potlov, S.V. Frolov, S.G. Proskurin
Tambov State Technical University

A method of color Doppler mapping of one specific velocity (OSV) in alternating-sign flows of biological fluids using optical coherence tomography (OCT) is described. A structural and OSV images are obtained from the Doppler backscattering spectra using analog and digital band-pass filtering. The suggested method allows obtaining real-time anatomical maps in the investigated biomedical object.

Key words: *optical coherence tomography, OSV mapping, bidirectional flows, biological fluids*

Частичная или полная непроходимость глазных сосудов является первопричиной многих офтальмологических заболеваний. В связи с этим, информация о состоянии внутриглазного кровотока имеет существенную диагностическую ценность [1-4]. При наличии возможности быстрого бесконтактного определения основных показателей внутриглазного кровотока (как в статике, так и в динамике) применительно к конкретному сосуду, диагностика и терапия глазных заболеваний (в первую очередь сосудистых) могут быть подняты на более высокий уровень.

Целью данной работы является реализация знакочувствительного цветового ОСВ картирования потока со сложной геометрией на базе доплеровской ОКТ системы с непрерывным источником инфракрасного излучения [3].

Знакочувствительный метод цветового ОСВ картирования разделяет исходные данные на две части, которые соответствуют положительному (нечётные А-сканы) и отрицательному (чётные А-сканы) сдвигу несущей частоты [2]. Для точной регистрации движений внутри биообъекта с помощью полосовых фильтров Бесселя 5-го порядка выделяются: положительный доплеровский сдвиг частоты для каждого А-скана сигнала $x_1[i, j]$ и отрицательный доплеровский сдвиг частоты для каждого А-скана сигнала $x_2[i, j]$. Параллельно полосовым фильтром Баттерворта 3-го порядка для каждого А-скана сигнала $x[i, j]$ удаляются высоко- и низкочастотные помехи.

После программной полосовой фильтрации сигнал $x_1[i, j]$, $x_2[i, j]$, $x[i, j]$ подвергается независимой обработке по А-сканам. Для каждого из них выполняется оконное преобразование Фурье. Результатом оконного преобразования Фурье является матрицы $x_f[u, r]$, $x_{f1}[u, r]$, $x_{f2}[u, r]$ размерностью N строк на M столбцов [3].

За оконным преобразованием Фурье следуют нормировка, выделение и логарифмирование огибающей каждого А-скана. В результате, сигнал А-сканов вновь становится одномерным $x_f[N_1]$, $x_{f1}[N_1]$, $x_{f2}[N_1]$. Это означает, что совокупные сигналы всех А-сканов $x_1[r, j]$, $x_2[r, j]$, $x[r, j]$ остаются двумерными [3,4].

Идентификация направления потока жидкости $x_d[r, j]$ выполняется на базе поэлементного вычитания $x_2[r, j]$ из $x_1[r, j]$ со сдвигом на один столбец:

$$x_d[r, j] = x_2[r, j] - x_1[r, j+1],$$

и последующего логического анализа полученных результатов с формированием В-сканов с положительным, $x_p[r, j]$, и отрицательным, $x_o[r, j]$, направлениями [2-4]:

$$x_p[r, j] = \begin{cases} 0, & x_d[r, j] \leq 0 \\ x_d[r, j], & x_d[r, j] > 0 \end{cases} \text{ и } x_o[r, j] = \begin{cases} x_d[r, j], & x_d[r, j] < 0 \\ 0, & x_d[r, j] \geq 0 \end{cases}$$

Пороговое ограничение по экспериментально найденному минимальному заданному уровню, P , отделяющему сигнал потока от шума и кодирование $x_p[r, j]$ и $x_o[r, j]$ выглядит так [4]:

$$x_p[r, j] = \begin{cases} 0, & x_d[r, j] \leq P \\ 1, & x_d[r, j] > P \end{cases} \text{ и } x_o[r, j] = \begin{cases} -1, & x_d[r, j] < -P \\ 0, & x_d[r, j] \geq -P \end{cases}$$

Объединение $x_p[r, j]$ и $x_o[r, j]$ в картограмму направлений и локализаций потоков жидкостей $x_k[r, j]$:

$$x_k[r, j] = x_p[r, j] + x_o[r, j]$$

выполняется перед нормированием и кодированием В-скана, как структурного изображения $x[r, j]$. Сигнал нормируется таким образом, чтобы как минимум в 20 раз отличаться от ОСВ сигнала [2-5]:

$$x[r, j] = 0.05 \cdot x[r, j]$$

Комплексирование итогового изображения $x[r, j]$ и картограммы $x_k[r, j]$ получается аналогично:

$$x_i[r, j] = x[r, j] + x_k[r, j]$$

Итоговый массив $x_i[r, j]$ нормируются под единую цветовую шкалу [5], включающую в себя все оттенки зелёного для визуализации внутренней структуры неподвижного объекта, красный и синий цвета для визуализации направления движения потоков жидкости, а также белый цвет, как начало отсчёта (нет движения, нет отражения).

Представленный метод реализован в среде LabVIEW. Результаты его работы на примере простейшей гидродинамической модели потока ньютоновской жидкости [3] представлены на рис. 1.

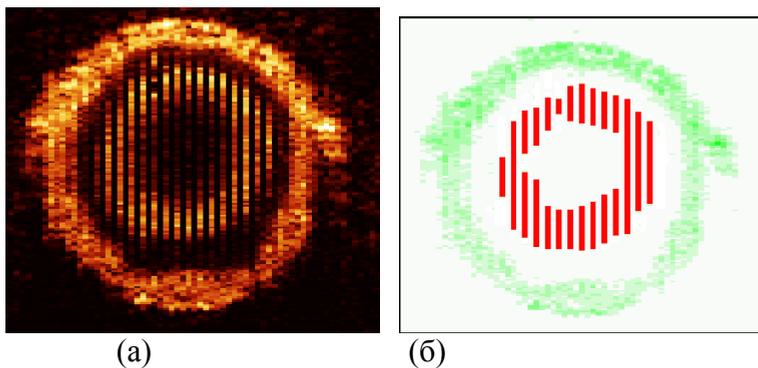


Рис. 1 – Структурное (а) и ОСВ (б) изображения для цилиндрического фантома капилляра

Исходное структурное изображение (рис. 1а) содержит информацию о неподвижных стенках, о положительно и отрицательно направленных потоках (яркие полосы). Однако, визуально их разделить не представляется возможным. Предложенный в работе метод позволяет это сделать автоматически (рис. 1б), что свидетельствует о достижении поставленной цели.

Исследование выполнено за счёт гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

Библиографический список

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника. 2002. Т. 32. С. 849–867.
2. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. One specific velocity color mapping using optical coherence tomography // Journal of Biomedical Optics, 2015. – Vol. 20(5). art. No. 051034.
3. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. Doppler mapping of an alternating-sign flow with a complex structure using optical coherence tomography // Quantum Electronics, 2014. Vol. 44 (1). pp. 54–58.
4. Фролов С.В., Потлов А.Ю., Проскурин С.Г. Цветовое картирование одной выбранной скорости в знакопеременных потоках биологических жидкостей с помощью доплеровской оптической когерентной томографии // Биотехносфера, 2017. 50 (2). С. 11–15.
5. Potlov A.Yu. Sindeev S.V., Frolov S.V., Proskurin S.G. Sing-sensitive one specific velocity mapping of a flow with complex geometry using optical coherence tomography// Proceedings of EOS Optical Technologies - Conferences at the World of Photonics Congress (WPC 2017). Munich, 2017. P. 26.

УДК 535.3

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Ю. Потлов, С.В. Фролов, С.Г. Проскурин
ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»

Описан метод компрессионной эластографии зондом прямого обзора в эндоскопической оптической когерентной томографии. Представлены новые подходы к расчёту модуля Юнга для множества точек исследуемого биомедицинского объекта. Показан результат эластографии поверхностных слоёв кожи человека in vivo.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, компрессионная эластография, модуль Юнга, зонд прямого обзора.

STRESS-RELATED PROPERTIES EVALUATION FOR SOFT BIOLOGICAL TISSUES USING OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

A.Yu. Potlov, S.V. Frolov, S.G. Proskurin
Tambov State Technical University

A method of strain elastography using forward-imaging endoscopic optical coherence tomography probe is described. New approaches for Young's modulus evaluation for a set of points of the investigated biomedical object are presented. Elastometry maps for surface layers of the human skin in vivo are demonstrated.

Key words: optical coherence tomography, strain elastography, Young's modulus, forward-imaging OCT probe

Эндоскопическая оптическая когерентная томография (ОКТ) – модификация метода ОКТ, характеризующаяся выполненным в виде эндоскопического зонда и чаще всего сменным плечом образца [1,2]. Известно множество направлений применения эндоскопической ОКТ, однако наиболее важными из них являются гастроэнтерология, урология и диагностика сердечно-сосудистой системы. Во всех этих случаях актуальным является получение не только сведений об оптической структуре исследуемого биомедицинского объекта, но и о его механических свойствах.

Целью данной работы является разработка и реализация отличающегося повышенной достоверностью метода компрессионной эластографии в эндоскопической ОКТ.

Для достижения поставленной цели предлагается получать пары структурных ОКТ изображений до и после деформирующего воздействия для одного и того же исследуемого биообъекта. Причем важным аспектом является использование именно зонда прямого обзора. Полученные структурные изображения следует подвергать фильтрации для удаления шумов [3, 4]. Затем

на очищенных изображениях выделяются контрольные точки, по которым эти В-сканы можно сравнить. Вычисляют смещение для каждой пары контрольных точек, т.е. находят деформацию отдельных участков исследуемого биомедицинского объекта. Эти действия являются возможными благодаря высокому пространственному разрешению метода ОКТ, которое для современных систем составляет единицы микрон. Затем зная деформации для отдельных участков исследуемого биомедицинского объекта, а также величину деформирующей силы и площадь её воздействия можно оценить модуль Юнга:

$$E = F \cdot l / S \cdot \Delta l,$$

где F – нормальная составляющая деформирующей силы, S – площадь поверхности, на которую воздействует деформирующая сила. l – продольные размеры деформируемой области, Δl – усреднённое значение вычисленной по контрольным точкам относительной продольной деформации для отдельных участков деформируемого биомедицинского объекта.

Представленный метод реализован в среде LabVIEW. Результаты его работы на примере ОКТ изображений поверхностных слоёв кожи человека *in vivo* представлены на рис. 1.

Серия экспериментов с реальными биомедицинскими объектами и их фантомами [5, 6] показала, что среднее значение модуля Юнга для поверхностных слоёв кожи человека составляет $E_{avr} = 0.43 \text{ МПа}$, что в целом соответствует реальным клиническим данным [1]. Таким образом, предложенный метод нахождения модуля Юнга на основе структурных ОКТ изображений обладает высокой достоверностью, что свидетельствует о достижении поставленной цели.

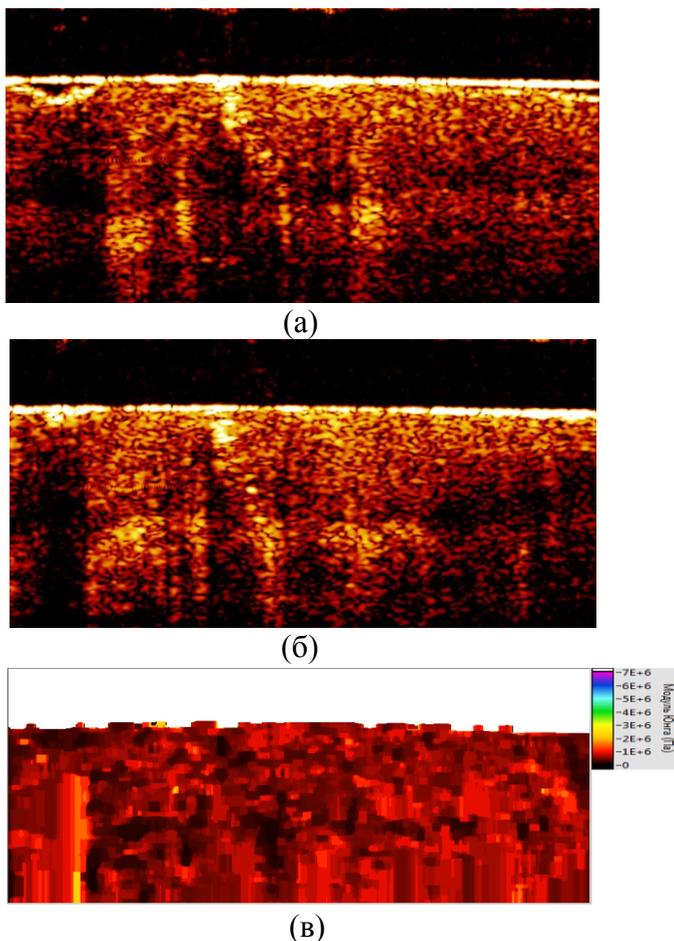


Рис. 1. – Структурные ОКТ изображения поверхностных слоёв кожи человека *in vivo* до (а) и после (б) деформирующего воздействия, найденное пространственное распределение модуля Юнга в исследуемом биомедицинском объекте (в)

Исследование выполнено за счёт гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

Библиографический список

1. Wang S, Larin K.V. Optical coherence elastography for tissue characterization: a review // *Journal of Biophotonics*, 2015. Vol 8(4). pp. 279-302.
2. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // *Квантовая электроника*. 2002. Т. 32. С. 849–867.
3. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. One specific velocity color mapping using optical coherence tomography // *Journal of Biomedical Optics*, 2015. – Vol. 20(5). art. No. 051034.
4. Frolov S.V., Potlov A.Yu., Petrov D.A., Proskurin S.G. Modelling of a structural image of a biological object obtained by means of optical coherent

tomography using the Monte Carlo method based on the voxel geometry of a medium // Quantum Electronics, 2017. Vol. 47 (4). pp. 347–354.

5. Фролов С.В., Потлов А.Ю., Проскурин С.Г., Синдеев С.В. Моделирование распространения когерентного излучения в биологических тканях и их фантомах // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2017615147, заявка №2017612030, дата поступления 13.03.2017г, дата регистрации 04.05.2017г.

6. Фролов С.В., Потлов А.Ю., Проскурин С.Г., Синдеев С.В. Моделирование оптических и механических свойств биологических тканей // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2017615206, заявка №2017611990, дата поступления 13.03.2017г, дата регистрации 05.05.2017г.

УДК 615.47

МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ВРЕДНЫХ ОСАЖДЕННЫХ ЧАСТИЦ В ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА

А.А. Акимова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Аннотация: В данной статье рассмотрены основные методы диагностики вредных осажденных частиц в дыхательных легких человека. Был выбран и обоснован наиболее точный и безвредный метод.

Ключевые слова: *мультиспиральная компьютерная томография, наночастицы, рентгенологического обследования, томографический метод.*

METHODS OF DIAGNOSTICS OF HARMFUL DEPOSITED PARTICLES IN THE LUNGS OF PEOPLE

A. A. Akimova

Ryazan state radio engineering University, Ryazan

This article describes the main methods diagnostic harmful deposited particles in the respiratory human lung. Was selected and proved the most accurate, and harmless method.

Key words: *multispiral computed tomography, nanoparticles, x-ray examination, tomography method.*

Осаждение различных частиц и туманов является актуальной социальной и научно-технической проблемой, в особенности для аэрозолей с микронными и субмикронными частицами. Мельчайшие микронные и субмикронные частицы (оксиды железа при конвертерном производстве, различные нанопорошки и т.д.) разлетаются на сотни километров со всеми вытекающими последствиями для здоровья, поэтому проблему осаждения и улавливания частиц справедливо называют социальной. Известно, что такие

частицы наносят вред здоровью не только для тех, кто работает непосредственно на опасных производствах, но и окружающих их людей. Оценку такого вреда можно получить только проанализировав степень осаждения частиц различного размера при прохождении ими дыхательных путей.

До настоящего времени исследования осаждения частиц проводились с аэрозолями, медианный размер которых превышал 1–5 мкм [1]. В связи с необходимостью оценки вреда организму, наносимого людям работающих на опасном объекте и окружающим его, а также с интенсификацией технологических процессов и использованием нанотехнологий, загрязняющих воздух нано- и субмикронными частицами, возникла потребность в проведении исследований с более мелкими наноразмерными аэрозольными частицами.

Рентгенологическое обследование. Самым известным и наиболее часто встречающимся методом обследования легких (наряду с выслушиванием, которое проводит врач) является рентгенологическое исследование органов грудной клетки.

Принцип рентгенологического обследования заключается в том, что интенсивность проникающих через ткань рентгеновских лучей, попадающих на рентгеновскую пленку, в различной степени ослабляется разными видами тканей.

Если металлические инородные тела практически не пропускают рентгеновские лучи (поэтому на рентгеновском снимке они выглядят светлыми пятнами, ибо не позволяют в этом месте засветить пленку), то ткани организма отражаются по-разному. Кости, очаги известковых включений, абсорбируют большое количество рентгеновских лучей и поэтому выглядят на пленке менее темными. Другие ткани воспринимают меньшее количество лучей. Легче всего лучи проходят сквозь содержащую воздух ткань легких. В этом месте пленка имеет самый темный цвет.

Принцип контрастности позволяет получить на рентгеновской пленке «изображение» грудной клетки, причем позвоночник и ребра выглядят более светлыми, плотная ткань сердца и крупных сосудов — светлосерой, а содержащие воздух части легкого, напротив, темными. При отсутствии воздуха в одном из участков ткани легкого, вызванном проникновением в альвеолы жидкости в результате воспалительного процесса либо при разрушении ткани опухолью или нахождении в ткани инородного тела и др., на снимке появляется отклоняющееся от нормы более светлое пятно. Таким же образом определяется наличие туберкулезных очагов.

Так как обычный рентгеновский снимок представляет собой так называемую групповую фотографию всего легкого и на нем нельзя более подробно рассмотреть изменения отдельного участка, иногда прибегают к снимкам в различных проекциях (например, вид сбоку). Для более точной локализации, например, в предоперационный период грудную клетку при

помощи специальной аппаратуры можно оптически как бы «нарезать слоями» (обычная или компьютерная томография).

Самый эффективный способ диагностики при осажденных частиц в дыхательных путях человека – мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ). В большинстве случаев, чтобы увидеть частицы на компьютерных томограммах, не нужно вводить контраст. Контрастное усиление используется в основном в диагностике центральных поражений с целью отличить небольшой мягкотканый узел в корне легкого от расположенных вблизи него легочных сосудов. КТ — незаменимый метод при определении размеров поражения, степени поражения корня легкого, средостения и грудной клетки, оценки поражения лимфатических узлов. Все эти подробности в конечном счете определяют стадию поражения процесса, поэтому точный анализ результатов компьютерной томографии крайне важен для прогноза [2].

Данная методика позволяет диагностировать опухолевые процессы и их распространение в органах, патологию лимфатической системы — увеличение и изменение плотности узлов, воспалительные процессы в легочной и плевральной тканях, обструкцию и сужение бронхов, легочной артерии, верхней полой вены, аорты.

Преимущества компьютерной томографии при исследовании легких:

- Использование малых доз ионизирующего излучения.
- Доступность исследования для людей с имплантатами в области средостения (проведение рентгена и МРТ в таких случаях затруднены).
- В отличие от рентгенограммы методика позволяет хорошо визуализировать вблизи лежащие органы (сердце, пищевод, сосуды, трахею).
- Данная техника позволяет делать качественные снимки самих легких, при МРТ они не достигают должной четкости.
- КТ занимает немного времени, и это делает возможным ее применение в случаях необходимости экстренного обследования, помогает вовремя распознать тревожную патологию и спасти жизнь пациентам.

Кроме того, на снимках КТ прекрасно видно рубцы от перенесенной пневмонии или туберкулеза, тромбы в крупных сосудах, жидкость в плевральных полостях, врожденные аномалии в строении органов. У пациентов, занятых на вредных производствах, часто обнаруживаются профессиональные болезни легких, такие как силикоз, асбестоз и другие.

Другой томографический метод исследования — магнитно-резонансная рентгенография (МРТ) почти не применяется для диагностики легочных заболеваний, так как плохо выявляет изменения легочной ткани. Дело в том, что легочная ткань содержит большое количество воздуха, не дающего сигнала на МРТ [3].

С помощью ультразвукового исследования (УЗИ) также нельзя достоверно диагностировать изменения легочной ткани, однако этот метод может применяться для выявления изменений окружающей плевры.

Рентгенография и рентгеноскопия могут применяться для обнаружения легочных образований, однако изолированное применение этих методов не позволяет достоверно определиться с диагнозом. Бронхография как способ выявить вред легким также ушла в прошлое.

Таким образом, для исследования вредных осажденных частиц в дыхательных путях человека, подходит метод компьютерной томографии, поскольку он позволяет с большей точностью диагностировать очаг и степень поражения тканей легких.

Библиографический список

1. Тимошенко В.И., Чернов Н.Н. Осаждение и осадконакопление промышленных дымов. Ростов н/Д: Ростиздат. 224 с.
2. Тимошенко В.И., Чернов Н.Н. Взаимодействие и диффузия частиц в легких человека. Ростов н/Д: Ростиздат, 2003. 304 с.
3. Timoshenko V., Belenkiy V., Fedoruk T. Kinetics of sonic coagulation and precipitation of high disperse aerosols // Ultrasonics. 1976. V. 14, № 5. P. 218–222.
4. Лупандина М.А. Осаждение нано- и субмикронных частиц при интенсификации: автор. дис. ... канд. техн. наук. Таганрог, 2012. 23 с.

УДК 616-036.882-08(075.8); 535.375.5

УМЕНЬШЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ МИКРОЭМБОЛИИ МАТЕРИАЛЬНЫМИ ЧАСТИЦАМИ КРИСТАЛЛОИДОВ ПРИ ВНУТРИСОСУДИСТОМ ВВЕДЕНИИ РАСТВОРОВ

О.В. Окрут¹, А.А. Пимахин², Е.В. Пимахина², Н.М. Толкач³, М.А. Чернышев²

¹ГБУ РО «Областной Клинический Перинатальный Центр», Рязань

²ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России, г.Рязань

³Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Аннотация материала работы. В работе изучены растворы для инфузионной терапии, исследованы возможные осложнения. Применена методика, направленная на снижение осложнений при инфузионной терапии.

Ключевые слова: кристаллоиды, микрочастицы, зондовый комплекс.

DECREASE OF THE POSSIBILITY OF MICROEMBOLIA BY MATERIAL PARTICLES OF CRYSTALLOIDS AT THE INTELLIGENT INSERT OF SOLUTIONS

O.V. Okrut¹, A.A. Pimakhin², E.V. Pimahina², N.M. Tolkach³, M.A. Chernyshev²

¹Ryazan Regional State Clinical Hospital

"Regional Clinical Perinatal Center", Ryazan

²Ryazan State Medical University, Ryazan

³Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Abstract of the material work. Solutions for infusion therapy have been studied, possible complications have been investigated. A technique aimed at reducing complications with infusion therapy has been applied.

Key words: *crystalloids, microparticles, probe complex.*

Актуальность

Установлено, что в инфузионных растворах глюкозы, Рингера, хлорида натрия, гидроксиэтилкрахмала и других содержатся нерастворимые материальные частицы диаметром от 5 до 50 мкм, отдельные частицы достигают величины 100 и более мкм. Попадая в сосудистую сеть эти частицы, вызывают микроэмболии, т.к. существующие фильтры инфузионных систем задерживают не все частицы. [1]

Иногда можно увидеть после переливания крови, эритроцитарных массы, плазмы, что на фильтре инфузионной системы осели белковые сгустки и другие частицы. Вместо замены системы присоединяют флакон с раствором глюкозы или хлорида натрия и «промывают» фильтр, поэтому ниже фильтра количество опасных частиц в такой ситуации будет в 2 раза больше. [5]

Врачам Рязанских лечебных учреждений известны и другие возможные осложнения: воздушная эмболия, гидромедиастинум, тампонада сердца, гидроторакс, гидроперитонеум, дислокация инфузионных катетеров и проводников в сосуды, нагноение и развитие сепсиса, потрясающие ознобы, флебиты. Перечисленные осложнения встречаются нечасто, но при частом использовании внутрисосудистого пути введения препаратов количество погибших пациентов в разные годы превышало число умерших от аппендицита.

Методика анализа

Мы проанализировали 5% раствор глюкозы и 0,9% раствор хлорида натрия, приготовленные различными фармацевтическими предприятиями России. Температура исследуемых растворов при исследовании составляла 18-20 градусов по Цельсию.

Исследование проводилось с применением оптического микроскопа для поиска механических частиц в растворе и последующим анализом их состава на спектрометрическом зондовом комплексе “Ntegra Spectra” на базе регионального центра зондовой микроскопии коллективного пользования («РЦЗМкп») при Рязанском государственном радиотехническом университете (ФГБОУ ВПО «РГРТУ»).

В результате анализа установлено, что основная масса механических частиц имеет размер от 5 до 25 мкм. Отдельные частицы достигают величины 50 мкм и более. Предварительно выявлено, что в 1мл в среднем содержится около 950 частиц (в 1 флаконе раствора (500 мл) приблизительно 500000).

Спектрометрический анализ показал, что данные частицы являются кристаллами хлорида натрия и глюкозы.

Таким образом, при проведении массивной и длительной инфузионной терапии в венозное русло больного попадает огромное количество механических частиц из данных инфузионных сред. [2] Безусловно, всё это не может оставаться безразличным для организма.

При нагревании данных растворов до температуры 36,6 градусов Цельсия в поле зрения наблюдали единичные кристаллы, что можно объяснить их растворением при повышении температуры растворов.

Предложение

В результате исследования мы рекомендуем при массивных внутривенных инфузиях нагревать растворы кристаллоидов до температуры 36,6 градусов, используя термооборудование (термостолы). Описание другими авторами аналогичной методики в литературе мы не встретили.

Заключение

Таким образом, результат состоит в том, что возможность развития осложнений после проведения инфузионной терапии у больных снижается, если нагревать растворы кристаллоидов до температуры 36,6 градусов Цельсия, используя термооборудование (Рац. предложение № 24 от 17 мая 2016, выдано Государственным бюджетным учреждением Рязанской области "Областной клинической больницей").

Библиографический список

1. Анестезиология: национальное руководство/под ред. А.А. Бунятяна, В.М. Мизикова. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. - 1104 с.
2. Рональд Миллер. Анестезия Рональда Миллера/ Миллер Рональд. - СПб.: Человек, 2015. – 3332 с.
3. Сумин С.А. Анестезиология, реаниматология, интенсивная терапия: учебник для студентов учреждений высшего профессионального образования / С.А. Сумин, И.И. Долгина. - М. : ООО "Мед.информ. агентство", 2015. - 496 с.
4. Приказ Министерства образования и науки Российской Федерации от 25 августа 2014 г. № 1044 « Об утверждении федерального государственного образовательного стандарта высшего образования по специальности 31.08.02 Анестезиология-реаниматология (уровень подготовки кадров высшей квалификации)». -М.,2014.
5. Приказ Министерства здравоохранения РФ от 15 ноября 2012 г. № 919н "Об утверждении Порядка оказания медицинской помощи взрослому населению по профилю «Анестезиология и реаниматология»". -М.,2012.
6. Энциклопедия по анестезиологии - The global Textbook of anesthesiology (0.33) / англ Физиология кислотно-основного обмена дыхательных путей, осложнения анестезии, сердечная анестезия, сопутствующие заболевания, оборудование, трансфузиология. <http://gasnet.med.yale.edu/gta/>

3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

УДК 617.58

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ПОДДЕРЖКА ВЕДЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С КРИТИЧЕСКОЙ ИШЕМИЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

А.В. Быков¹, И.И. Хрипина², Е.А. Гривачев³

¹Консультативная поликлиника БМУ КОКБ, г. Курск

²Юго-Западный государственный университет, г. Курск

³Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова, г. Москва

Актуальность темы исследований определяется высокой инвалидизацией и смертностью больных, страдающих критической ишемией нижних конечностей (КИНК), осложненных сахарным диабетом (СД). Целью данной работы является повышение качества оказания медицинской помощи больным страдающим КИНК осложненных СД путем использования современных математических методов и интеллектуальных технологий.

Ключевые слова: критическая ишемия нижних конечностей, синтез нечетких решающих правил, схема лечения.

INTELLECTUAL SUPPORT OF PATIENT ADMINISTRATION WITH CRITICAL ISCHEMIA OF LOWER EXTREMITIES

A.V. Bikov¹, I.I. Khripina¹, E.A. Grivachev²

¹Kursk regional clinical hospital

²South-West State University, Kursk

³First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation

The relevance of the research topic is determined by the high disability and mortality of patients suffering from critical lower limb ischemia complicated by diabetes mellitus. The purpose of this work is to improve the quality of medical care for patients suffering from of complicated diabetes by using modern mathematical methods and intelligent technologies.

Key words: critical lower limb ischemia, synthesis of fuzzy decision rules, treatment regimen.

Результаты, предлагаемые в данной работе, основываются на шестилетнем (с 2011 года) наблюдением за 400 больными с хроническими облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей, у части которых имелись сочетанные ишемические поражения центральной гемодинамической системы, сердца и головного мозга. Пациенты имеют различные стадии

заболевания, вплоть до критической ишемии, осложненной сахарным диабетом, требующей ампутацию нижних конечностей.

Учитывая положительный опыт, накопленный в Юго-Западном государственном университете, при решении аналогичных задач в качестве основного математического аппарата была выбрана технология синтеза гибридных нечетких решающих правил, описанная в работах [1,2,3].

В соответствии с этой технологией на первом этапе синтеза нечетких правил принятия решений было сформировано пространство информативных признаков, состоящих из трех основных блоков: «опрос» и осмотр (качество жизни, болевые ощущения в статике и динамике, образ жизни и т.д.); инструментальные исследования (доплеровские ультразвуковые исследования, эхо- и электрокардиограмма, реография и др.); лабораторные исследования (гемостазиограмма, общий анализ крови и т.д.)

На втором этапе исследований для каждого из информативных признаков были определены нечеткие функции, характеризующие тяжесть КИНК с СД. На третьем этапе с использованием нечеткой агрегирующей функции была определена непрерывная шкала степени тяжести исследуемого заболевания на которой было определено четыре класса: норма, латентное состояние, реверсивное состояние, критическое состояние. На пятом этапе для каждого из классов состояний с использованием методов экспертного оценивания и теории измерения латентных переменных с моделью Г. Раша были оптимизированы схемы лечения алгоритм выбора которых представлен таблицей 1.

Таблица 1 – Алгоритм выбора схем лечения

Класс состояний	Схема лечения
Норма	вессел-дуэф (в/м + таблетирование) этоксидол 2,0 (в/м + таблетирование)
Латентное состояние	1) физ. р-р 200,0 вессел-дуэф (инфузии + таблетирование) 2) физ. р-р 200,0 этоксидол (инфузии + таблетирование) 3) физ. р-р 200,0 цитофлавин (инфузии)
Реверсивное состояние	1) физ. р-р 200,0 вессел-дуэф (инфузии + таблетирование) 2) физ. р-р 200,0 цитофлавин (инфузии + таблетирование) 3) физ. р-р 200,0 алпростан (инфузии) 4) деринат (в/м)
Критическое состояние	1) физ. р-р 200,0 (вессел-дуэф) (инфузии) 2) физ. р-р + алпростан (инфузии) 3) антибиотикотерапия (парентерально) 4) деринат (в/м) 5) хир. санация 6) этоксидол (в/м + таблетирование)

На последнем этапе исследования предлагаемые схемы лечения сравнивались с базовой схемой в составе: трентал, актовегин, берлитион

В результате сравнения было установлено, что скорость достижения положительных результатов увеличилась на 60 %, риск развития гангрены нижних конечностей уменьшился на 70 %, а риск ампутации нижних конечностей - на 60 %.

Библиографический список

1. Корневский Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем / Н.А. Корневский // Медицинская техника. – 2015. – №1. – С.33-35.
2. Корневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий: монография / А.Н. Шуткин, С.А. Горбатенко, В.И. Серебровский. – Старый Оскол: ТНТ, 2016. – 472 с.
3. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем / Н.А. Корневский // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2013. – №2. – С.99-103.

УДК 617.58

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ГИБРИДНЫХ НЕЧЕТКИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ ТЯЖЕСТИ СОЧЕТАННЫХ ИШЕМИЧЕСКИХ ПАТОЛОГИЙ

А.В. Быков¹, С.Н. Корневская², Д.С. Родионов³

¹ Консультативная поликлиника БМУ КОКБ, г. Курск

² ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», кафедра
биомедицинской инженерии, г. Курск

³ ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», кафедра
биомедицинской инженерии, г. Курск

Рассматриваются математические модели прогнозирования возникновения и течения ишемических поражений нижних конечностей, диагностики стадий этого класса заболеваний и выбора рациональных схем профилактики и лечения на основе использования гибридных нечетких математических моделей, ориентированных на использования в базах знаний интеллектуальных систем поддержки принятия решений сосудистых хирургов и ангиологов.

Ключевые слова: ишемические процессы, сердечно-сосудистая система, нижние конечности, нечеткие модели, функции принадлежности.

USE OF HYBRID FUZZY MODELS FOR EVALUATING THE DEGREE OF CONCENTRATION OF COMBINED ISCHEMIC PATHOLOGY

¹A.V. Bykov, ²S.N. Korenevskaya, ³D.S. Rodionov

¹ Kursk regional clinical hospital, Kursk

² «South-West State University», Department of Biomedical Engineering, Kursk

³ «South-West State University», Department of Biomedical Engineering, Kursk

Mathematical models for predicting the occurrence and course of ischemic lesions of the lower limbs, diagnostics of the stages of this class of diseases and the selection of rational schemes for prevention and treatment based on the use of hybrid fuzzy mathematical models aimed at the use of intellectual decision support systems for vascular surgeons and angiologists in the knowledge bases are considered.

Key words: *ischemic processes, cardiovascular system, lower limbs, fuzzy models, membership functions.*

Введение

Одной из важных задач ведения пациентов с ишемическим поражением нижних конечностей является своевременное выявление отрицательных тенденций в развитии заболевания с проведением адекватных профилактических и лечебных мероприятий [1, 2]. Особенно актуальной эта задача является при лечении пациентов с критической ишемией нижних конечностей (КИНК).

Одной из проблем, связанных с ведением ишемических больных, является частое сочетание сосудистых поражений различных органов, включая головной мозг, сердце и нижние конечности.

Модели и методы

Результаты, предлагаемые в данной работе, основываются на шестилетнем (с 2011 года) наблюдением за 400 больными с хроническими облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей, у части которых имелись сочетания ишемического поражения центральной гемодинамической системы, сердца и головного мозга. Пациенты имели различные стадии заболевания, вплоть до критической ишемии, требующей ампутации нижних конечностей.

В ходе проведенных исследований был определен набор задач, которые надо решать для построения системы поддержки принятия решений врачей, ведущих пациентов с ишемией нижних конечностей. В состав прогностических задач вошли: прогнозирование динамики развития КИНК; прогнозирование риска развития гангрены нижних конечностей (UO); оценка коэффициента вариабельности (KV); обратимость ишемического процесса (OI); прогнозирование исхода ишемии нижних конечностей по показателям UO, KV, OI; прогнозирование исхода ишемии нижних конечностей с учетом степени

декомпенсации системы сердце-головной мозг (С-ГМ); прогнозирование течения хронической ишемии нижних конечностей и оценки степени ее тяжести (ST); оценка степени тяжести ишемического поражения центральной гемодинамической системы (ЦГС) $ST_{Ц}$; оценка степени тяжести ишемического поражения нижних конечностей (НК) $ST_{К}$; оценка степени тяжести ишемического поражения сердца (С) $ST_{С}$; оценка степени тяжести ишемического поражения головного мозга (ГМ) $ST_{М}$; аппаратная оценка кровоснабжения стопы ноги по данным фотоплетизмограммы; комплексная оценка степени тяжести ишемического процесса организма с учетом ЦГС, НК, С, ГМ; оценка степени тяжести ишемических процессов с учетом системных взаимосвязей центральной и региональной гемодинамики; оценка степени декомпенсации региональной гемодинамики большого круга кровообращения; выбор базовых схем лечения; коррекция схем профилактики и лечения

Все перечисленные выше задачи решаются с использованием разнородного (гетерогенного) признакового пространства, формируемого в результате: опросов и осмотров (качество жизни, болевые ощущения в статике и динамике, образ жизни и т.д.); инструментальных исследований (доплеровские ультразвуковые исследования, электрокардиография, реография и др.); лабораторных исследований (гемостазиограмма, общий анализ крови и т.д.).

Учитывая большой положительный опыт кафедры БМИ ЮЗГУ в решении аналогичного класса задач в качестве базового математического аппарата был выбран метод синтеза гибридных нечетких решающих правил в гетерогенном пространстве признаков [3, 4, 5, 6, 7].

Перечисленные задачи, реализуемые системой нечетких гибридных моделей могут быть решены с использованием универсальной оболочки экспертной системы (ЭС), разработанной на кафедре БМИ ЮЗГУ [5, 6].

В качестве внешнего дополнительного оборудования к ЭС может подключаться анализатор электрических характеристик, прибор для оценки параметров внимания и памяти, для вычисления уровней психоэмоционального напряжения и утомления, приборы оценки кровенаполнения сосудов ног пациента на основе аналоговых интерфейсов типа AFE с радиомодулями Bluetooth и GPS [6].

Разработанное математическое и программное обеспечение может быть реализовано не только с использованием достаточно мощных ПЭВМ, но и как приложения для смартфонов и планшетных компьютеров, что значительно расширяет возможности врачей сосудистых хирургов и ангиологов.

Библиографический список

1. Савельев, В.С. Патогенез и консервативное лечение тяжелых стадий облитерирующего атеросклероза артерий нижних конечностей: Руководство

- для врачей / В.С. Савельев, В.М. Кошкин, А.В. Каралкин // М.: ООО «Медицинское информационное агенство», 2010. – 216 с.
2. Быков А.В. Прогнозирование степени тяжести развития ишемического процесса в сердце, головном мозге и нижних конечностях на основе нечетких моделей / А.В. Быков, Н.А. Корневский, С.Г. Емельянов // Биомедицинская радиоэлектроника, 2016. - №9. - С. 4-9.
3. Корневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья на основе моделей Г. Раша. / Н.А. Корневский, А.Н. Шуткин, Е.А. Бойцова, В.В. Дмитриева // Медицинская техника, 2015. - №6. - С. 37-40.
4. Метод синтеза нечетких решающих правил на основе моделей системных взаимосвязей для решения задач прогнозирования и диагностики заболеваний. Корневский Н.А., Артеменко М.В., Провоторов В.Я., Новикова Л.А. Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2014. Т. 13. № 4. С. 881-886.
5. Корневский Н.А, Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем / Медицинская техника. – 2015ю - №1. – с.33-35.
6. Корневский Н.А., Шуткин А.Н., Горбатенко С.А., Серебровский В.И. Оценка и управление состояния здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий: монография, 2016. – Старый Оскол: ТНТ. – 472 С.
7. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления за состоянием биотехнических систем. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2013– - №2. – С.99-103.

УДК 614.253.6

АНАЛИЗ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ УЧРЕЖДЕНИЙ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ С ТОЧКИ ЗРЕНИЯ КОНЦЕПЦИИ БЕРЕЖЛИВОГО ПРОИЗВОДСТВА

А.В. Губарев, С.В. Волкова

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье проанализированы проблемы очередей в государственных учреждениях здравоохранения на предмет возможности их решения с помощью применения концепции бережливого производства. Предложены наиболее рациональные пути урегулирования сложившейся обстановки и оценена их эффективность.

Ключевые слова. Бережливое производство, очередь, поликлиника, регистратура, удовлетворенность пациентов.

THE ANALYSIS OF ACTIVITY OF HEALTHCARE INSTITUTIONS FROM THE POINT OF VIEW OF THE LEAN PRODUCTION CONCEPT

A.V. Gubarev, S.V. Volkova

Ryazan state radio engineering university

The article analyzes the problem of queues in state health institutions in their decisions by applying the concepts of lean production. Proposed the most efficient way of resolving the situation and evaluated their effectiveness.

Key words. *Lean production, queue, clinic, registry, and patient contentment.*

Для повышения эффективности деятельности промышленных предприятий существуют и продолжают разрабатываться большое количество различных методов и инструментов, направленных на увеличение прибыли, повышение удовлетворенности потребителей, а также на сокращение потерь. Эти методы применяются как непосредственно на производствах, так и на рабочих местах административного персонала. Подобные способы совершенствования деятельности распространены во многих коммерческих сферах. Однако в учреждениях здравоохранения, в частности государственных, подобный подход не нашел применения, в то время как обстановка (бесконечные очереди, огромное количество бумажной работы) требует оптимизации. [2, 4]

Наиболее рациональным решением в данном случае будет внедрение концепции бережливого производства, так как она больше остальных нацелена на сокращение времени выполняемых операций, не теряя при этом их качества.

В качестве примера рассмотрим работу городской поликлиники.

Первая, и одна из наиболее глобальных проблем, - это очередь в регистратуру. С введением электронной записи на прием к врачу эта проблема должна была решиться, однако теперь, получив талон на прием через терминал или интернет, всё равно необходимо встать в общую очередь и сообщить работнику регистратуры о наличии талона и желании посетить врача. Только после этого амбулаторная карта пациента попадает к нужному врачу. Эта процедура неоправданно длительная (очередь в регистратуру в час пик может составлять более 30 человек, что занимает около часа, если на поиск карты одного человека в среднем тратить 2 минуты) и по сути бесполезная, так как смысл внедрения электронной записи практически полностью теряется. [4]

В рамках бережливого производства наиболее рациональным, и, к тому же, максимально простым решением будет разделение очереди (при условии, что процедура сообщения о наличии талона и желании и готовности попасть на прием к врачу крайне обязательна и неизбежна). Общую очередь следует разделить на несколько по принципу частоты обращения пациентов к конкретному специалисту. Например, выделить отдельное окно для тех, кто пришел на прием к терапевту (наиболее востребованный среди пациентов врач)

и отдельное окно для тех, кто пришел к узким специалистам, которых посещают гораздо реже. Таким образом, время ожидания своей очереди одним человеком значительно сократится. [1]

Однако такое преобразование не столь эффективно, и его вполне можно избежать, если устранить необходимость пациентов стоять в очереди в регистратуру только с целью оповещения о своем прибытии. Оно бы имело место только в том случае, если бы, согласно установленному порядку, амбулаторная карта выдавалась на руки пациенту, и уже с ней он бы направлялся на прием к врачу. Но так как этого не делается, наиболее оптимально применить следующий подход. Непосредственно перед началом приема конкретного специалиста согласно списку получивших талон в базе данных найти все необходимые карты и заранее отнести их по месту приема. Это позволит решить проблему очередей, а, следовательно, недовольства пациентов и сотрудников регистратуры, а также, что особенно важно, распространения инфекций среди стоящих в очереди.

Следующая проблема работы поликлиники, которая также крайне негативно сказывается на удовлетворенности пациентов оказываемой им медицинской услугой – это ожидание своей очереди непосредственно на прием к врачу. При этом совершенно не обязательно, что проблема состоит в большом количестве желающих попасть на прием. Очередь может составлять 3-4 человека, но, в силу своей загруженности сопутствующей работой, врач не успевает принять пациента согласно времени, указанном на его талоне.

Основной причиной сложившейся ситуации является то, что врач, помимо своей основной деятельности, вынужден выполнять много бумажной работы. В то время, как при выдаче талонов учтено только регламентированное время приема одного пациента. И даже если следовать установленным инструкциям и четко соблюдать время приема, нет гарантии, что очередь будет продвигаться равномерно и своевременно. Скорее даже наоборот, неизбежная бумажная работа врача продлит время ожидания приема.

У этой проблемы 2 варианта решения.

1) Необходимо отвести определенное количество времени на выполнение врачом организационных работ и учитывать его при выдаче талонов на прием.

2) Минимизировать объем бумажных работ путем автоматизации электронных данных.

Максимального эффекта можно добиться, если совместить оба варианта. То есть по возможности избавить врачей хотя бы от части бумажных работ, а на оставшиеся выделить время и обязательно учесть его при выдаче талонов.

Рассмотренные проблемы касаются времени ожидания и решаются достаточно просто. Они не требуют глобальных материальных вложений, однако эффект будет заметен сразу как пациентам, так и врачам.

Помимо проанализированных проблем, существуют еще и другие, также требующие внимания. Однако если проблемы очередней можно решить, применив концепцию бережливого производства, то остальные, такие как нехватка квалифицированного персонала, устаревшее оборудование, нехватка медицинских препаратов и принадлежностей требуют материального обеспечения. И применение к данным проблемам каких-либо методов, нацеленных на повышение удовлетворенности пациентов, не даст практически никакого результата.

Библиографический список

- 1 Волкова С.В., Губарев А.В. Применение правил GMP при производстве лекарственных средств в России // Сборник материалов XXIX Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы», РГРТУ, Рязань, 8-10 декабря 2016 С. 50-53.
- 2 Волкова С.В., Губарев А.В. 5S - первый шаг к бережливому производству // Сборник трудов Международной научно-технической и научно-методической конференция «Современные технологии в науке и образовании» СТНО-2017.Том 7. РГРТУ, Рязань, 2017. С. 33-35.
- 3 Павлюкова Е.А., Губарев А.В. Подходы к внедрению бережливого производства // Сборник трудов Международной научно-технической и научно-методической конференция «Современные технологии в науке и образовании» СТНО-2017.Том 7. РГРТУ, Рязань, 2017. С. 41-44.
- 4 Проект «Бережливая поликлиника» [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://leanmed.ru/>

УДК 615.47:616-072.7

АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ АПНОЭ СНА

Чан Чонг Хыу

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет, г.
Санкт-Петербург

В работе обоснован набор биосигналов и показателей, являющихся характерно значимыми для диагностики апноэ сна. Предложен алгоритм диагностики апноэ для оценки состояния здоровья человека.

Ключевые слова: автоматическая диагностика, алгоритм, апноэ сна.

ALGORITHM OF AUTOMATIC DIAGNOSTICS OF SLEEP APNOE

Tran Trong Huu

St. Petersburg Electrotechnical University, St. Petersburg

A set of biosignals and significant characteristics for diagnostics of sleep apnea are substantiated. A algorithm for the diagnostics of apnea for evaluation of the patient health state is suggested.

Key words: *automatic diagnostics, algorithm, sleep apnea.*

В настоящее время количество людей в мире, страдающих апноэ сна (АС), значительно увеличивается с увеличением интенсивности жизни [1]. В этой связи проблема повышения эффективности диагностики апноэ становится актуальной не только в России, но за рубежом. Многих исследователей интересуют вопросы совершенствования алгоритмов диагностики этого заболевания с использованием различных биомедицинских сигналов и диагностически значимых показателей для обеспечения точности и достоверности выявления заболевания [2, 3].

Цель настоящей работы - разработка алгоритма автоматической диагностики апноэ сна, обеспечивающей высокую точность и достоверность, на основе комплексной оценки физиологических показателей.

Приступая к разработке алгоритма диагностики АС вначале необходимо сформировать комплекс значимых показателей для оценки состояния пациентов вовремя проявления и отсутствия приступов АС. Механизмы возникновения изменений состояния организма человека, страдающего АС, обоснованы при рассмотрении локальных и глобальных контуров влияния наиболее значимых факторов [4]. Нарушения деятельности органов и систем организма разделены на три уровня, соответствующих нарушениям дыхательной системы, системы гемодинамики и сердечно-сосудистой системы.

В работе [5] при оценке функционального состояния человека во время проявления и отсутствия приступов АС рассмотрены следующие сигналы: ЭКС, сигнал пульсовой волны (СПВ), сигнал сатурации, сигналы торакального и абдоминального дыхания. Анализ динамики показателей, полученных из этих пяти сигналов, позволяет выделить наиболее значимые диагностические показатели. На уровне системы дыхания, выделена частота дыхания, которая определяется по сигналам дыхательных движений грудной и брюшной клетки. На уровне системы гемодинамики выделено снижение уровня сатурации 3% для гипеопноэ и на 6% для апноэ. На уровне сердечно-сосудистой системы при анализе динамики вариабельности сердечного ритма выделены следующие показатели: вариабельность сердечного ритма (ВСР), сумма мощностей спектров ВСР и их отношения $(VLF+LF)/HF$, LF/HF . При оценке кардиореспираторной синхронизации выделены сумма мощностей спектров дыхательной компоненты (ДК) из R-зубца ЭКГ и их отношение LF/HF , когерентность кардио-респираторной связи. При оценке деятельности барорецепторов выделено время задержки τ между R зубцом ЭКС и Б-пиком СПВ.

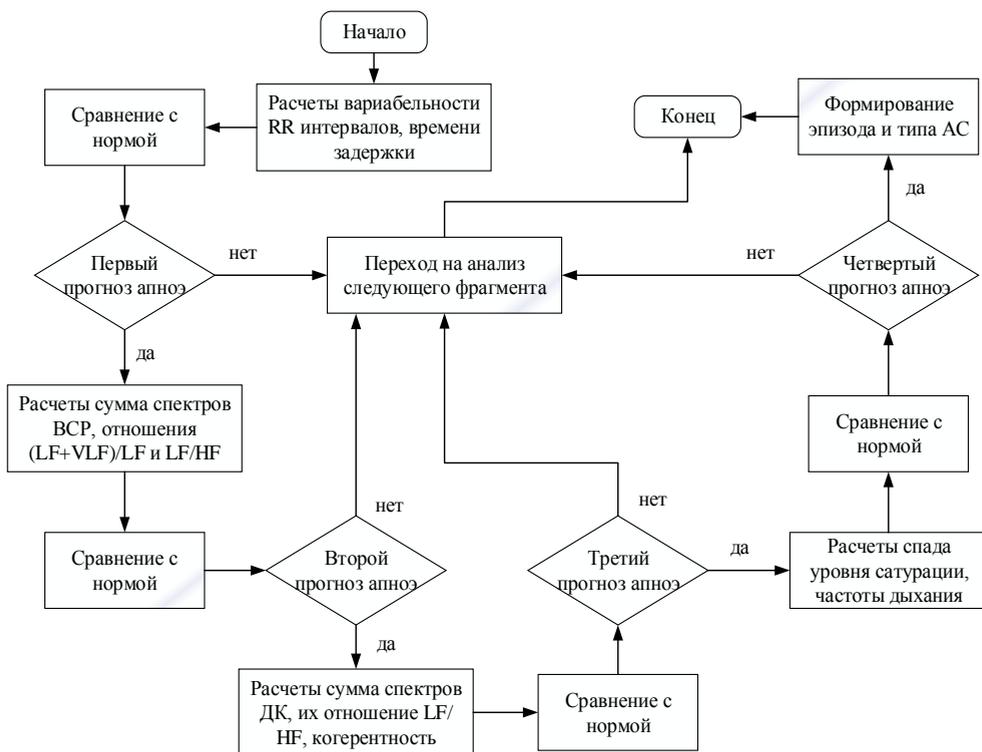


Рис. 1 – Многоуровневый алгоритм диагностики апноэ сна

С учетом оценки вышеперечисленных показателей для диагностики АС предложен алгоритм (рис. 1), обеспечивающий комплексную оценку состояния органов и систем. Алгоритм осуществляет обработку и анализ 30-го секундного фрагмента биосигналов следующим образом. На первом уровне оценивается деятельность барорецепторов и работа сердца на показателях variability RR интервалов и времени задержки τ . Если эти показатели входят в диапазон индивидуальной нормы, алгоритм переходит к этапу анализа следующего фрагмента. В противном случае, алгоритм переходит на второй уровень. На втором уровне алгоритм осуществляет оценку суммы мощностей спектров ВСР и их отношения $(VLF+LF)/HF$, LF/HF . На третьем уровне оценивается сумма мощностей спектров ДК, их отношение LF/HF и значение когерентности. На четвертом уровне алгоритм осуществляет оценку спада уровня сатурации и частоты дыхания. В конце выводится заключение об отсутствии или проявлении АС, а также о типе эпизода АС.

При оценке состояния здоровья человека, предложенный алгоритм позволяет экономично использовать ресурсы, ограниченные в современных средствах программирования, а также повысить достоверность и точность диагностики. Алгоритм можно использовать в автоматической системе, как часть системы удаленного мониторинга АС в домашних условиях.

Библиографический список

1. Nathaniel F. Watson, MD, MSc Health Care Savings: The Economic Value of Diagnostic and Therapeutic Care for Obstructive Sleep Apnea // Journal of Clinical Sleep Medicine, Vol. 12, No. 8, pp1075-1077, 2016 <http://dx.doi.org/10.5664/jcsm.6034>
2. Laiali Almazaydeh, Khaled Elleithy, Miad Faezipour A Panoramic Study of Obstructive Sleep Apnea Detection Technologies // International Conference on Computers and Their Applications CATA 28th – 2013.
3. Rishika Kaloniya, Pooja Sabherwal Sleep Apnea Syndrome Detection Techniques Using ECG Signal Recordings – A Survey Approach // International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology (IJRASET)-Volume 2 Issue X – 2014.
4. Bradley T.D. Floras J.S. Sleep Apnea and Heart Failure. Part I. Part II // Circulation. 2003. Vol. 107. P. 1671-1678., P. 1822-1826. DOI:10.1161/01.CIR.0000061757.12581.15. DOI:10.1161/01.CIR.0000061758.05044.64.
5. Yuldashev Z.M., Sadykova E.V., Tran Trong Huu A microprocessor system for diagnostics of sleep apnea //Biomedical Engineering. Volume 50, Issue 5, 2017 pp. 328–332.

УДК 615.47:616-072.7

**НОСИМАЯ СИСТЕМА ТРЕВОЖНОЙ СИГНАЛИЗАЦИИ
ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ**

Нгуен Ч.Т.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет, г.
Санкт-Петербург

Разработана носимая система тревожной сигнализации фибрилляции предсердий и длительного непрерывного мониторинга диагностически значимых показателей пациента. Обсуждены результаты исследования и возможность использования системы для удаленной диагностики фибрилляции предсердий.

Ключевые слова: фибрилляция предсердий, носимая система, тревожная сигнализация, диагностически значимые показатели, удаленная система.

**PORTABLE SYSTEM WITH THE ALARM SIGNAL OF ATRIAL
FIBRILLATION**

Nguyen T.T.

Saint-Petersburg State Electrotechnical University, Saint-Petersburg

The portable system with the alarm signal of atrial fibrillation and monitoring of diagnostic significant parameters was developed. The results and embedding

capacity into the remote system of monitoring for prognostication of atrial fibrillation were discussed.

Key words: atrial fibrillation, portable system, alarm signal, diagnostic significant parameters, remote system.

Методы диагностики фибрилляции предсердий ФП широко используются в клинической практике. В клинических условиях, длительное холтеровское мониторирование сердечной деятельности играет важную роль для выявления эпизодов ФП, результаты исследований используются для разработки тактики лечения и медицинского сопровождения пациента. Однако остается часть пациентов, которая находится вне стен лечебного учреждения в силу разных причин и нуждается в получении экстренной медицинской помощи при обострении болезни.

Цель работы – разработка носимого устройства тревожной сигнализации ФП и мониторинга диагностически значимых показателей пациента и внедрение в удаленной системе для диагностики ФП.

Так как система предназначена для длительного непрерывного мониторинга состояния пациента, как в состоянии покоя, так и в движении, то оценка состояния пациента осложняется наличием различных помех, такие как, миографические и двигательные артефакты. На рис. 1 представляется структурная схема носимой системы для прогнозирования ФП.

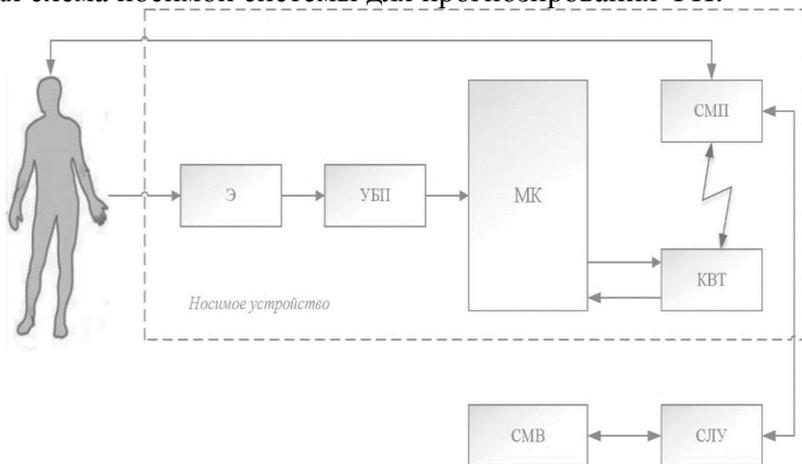


Рис. 1 – Структурная схема носимой системы для прогнозирования ФП

Носимое устройство пациента предназначается для регистрации ЭКС грудного отведения (Э) с целью снижения влияния различных помех, реализующееся на базе усилителя биопотенциалов (УБП) микросхемы AD8232, 32-разрядного микроконтроллера (МК) STM32F407VG с 12-разрядным аналого-цифровым преобразователем, контроллера (КВТ) BC417, обеспечивающего надежную передачу сигналов на расстоянии до 15 метров. Сигнал далее поступает на смартфон пациента (СМП) для мониторинга

диагностически значимых показателей ДЗП, выявления эпизодов ФП и оповещения критических состояний здоровья пациента. Далее биомедицинская информация передается по каналу WLAN на север лечебного учреждения СЛУ, осуществляющего мониторинг состояния здоровья и прогнозирования обострения ФП. Врач получает подробнейшую длительного мониторинга на смартфоне врача или стационарном компьютере (СМВ), прогноз состояния здоровья на ближайшие дни, пациенты могут быть рекомендованы врачом по оказанию медицинской помощи.

Для выявления эпизодов ФП необходимо учитывать одновременно ряд событий, характеризующих признаки нарастания ФП: увеличение вариабельность сердечного ритма ВСП, появление на ЭКС f волн вместо P волн, увеличение изменчивости TQ сегмента. С учетом выше сказанного нами предлагается алгоритм, который позволяет сократить емкость вычислений и увеличить скорость вычисления. При этом, состояние здоровья оценивается на комплекс показателей: размах ВСП dRR , среднее значение ВСП RR_{mean} , дисперсия ВСП $disRR$, и изменчивость TQ сегмента $VarDe$ [1, 2]. Если значения показателей одновременно превышает значения порогов, подтверждается факт наступления ФП и на смартфоне пациента запустится сигнал тревоги.

Для реализации разработанного алгоритма выявления ФП на смартфоне (планшете) используется Android NDK, который позволяет интегрировать программные средства, разработанные на языках C/C++. Алгоритм обработки ЭКС используется скользящее окно продолжительностью 10с. Скользящее окно сдвигается дискретно с шагом 300 отсчетов с частотой дискретизации 250Гц. На дисплее смартфона (планшета) отображаются регистрируемый ЭКС, так и, ДЗП и оповещение о критических состояниях. На рис. 2 представляется мобильное приложение на планшете Nexus 7 2012, в котором реализуется разработанный алгоритм.

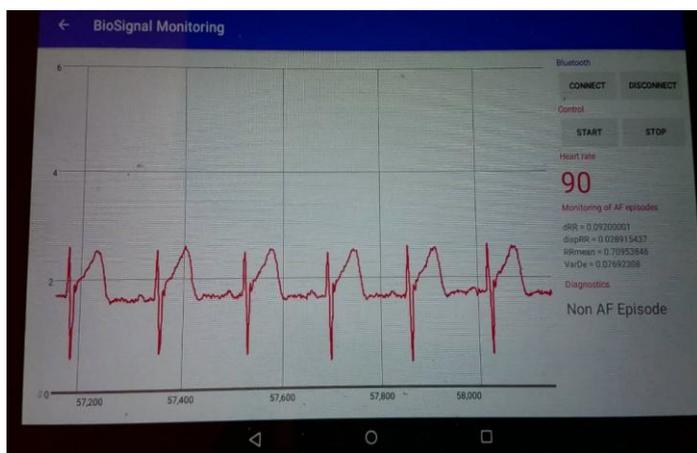


Рис. 2 – Мобильное приложение для диагностики ФП

Для определения гистограммы распределения ФП «частота – продолжительность» за требуемый промежуток времени наблюдения подсчитывается количество эпизодов ФП в интервалах времени различной продолжительности. При обнаружении эпизодов ФП, ДЗП и гистограммы «частота – продолжительность» сохраняются в памяти смартфона (планшета) и передаются на СЛУ.

Выводы. В отличие от известных носимых устройств на рынке, разработанное устройство обеспечивает возможность непрерывного длительного мониторинга состояния здоровья в реальном времени наблюдения и может быть использовано для удаленного мониторинга состояния пациента и выявления эпизодов ФП.

Библиографический список

1. Нгуен Ч.Т., Юлдашев З.М., Садыкова Е.В. Система удаленного мониторинга сердечного ритма для выявления эпизодов фибрилляции предсердий // Медицинская техника. 2017. №3. С. 28 – 31.
2. Нгуен Ч.Т. Метод и алгоритм для выявления эпизодов фибрилляции предсердий в режиме реального времени // Биотехносфера. 2017. №2(50). С. 40 – 44.

УДК 615.47

ОСНОВНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ РЕГИСТРИРУЕМЫЕ ПРИ ПОЛИСОМНОГРАФИИ

Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф. Адигамова, З.Ф. Ихсанова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Для объективного изучения сна и его нарушений используется полисомнография (ПСГ). Это основной метод регистрации показателей жизнедеятельности человека во время ночного сна.

Ключевые слова: полисомнография, электроэнцефалография, электромиография, потенциалы.

THE MAIN INDICATORS RECORDED BY POLYSOMNOGRAPHY

D. R. Muhametvaleeva, R. F. Adigamova, Z. F. Ihsanova,

Ufa state aviation technical University, Ufa

For an objective study of sleep and its disorders used polysomnography (PSG). This is the main method of registration of vital signs of a person during a night's sleep.

Key words: polysomnography, electroencephalography, electromyography potentials.

Для объективного изучения сна и его нарушений используется полисомнография (ПСГ). Это основной метод регистрации показателей жизнедеятельности человека во время ночного сна. Для этого регистрируется ряд показателей, наиболее важными из которых являются электроэнцефалограмма, электромиограмма. Совокупность этих двух показателей позволяет в любой момент времени определить, в какой стадии сна находится человек. По результатам записи сна строится временной график сна - гипнограмма, а затем вычисляются различные характеристики сна (время засыпания, продолжительность стадий сна и т.д.) и сравниваются с нормативными.

Одним из основных способов изучения работы мозга и нервной системы является регистрация и анализ изменений биопотенциалов, снимаемых с электродов, размещенных на голове пациента. Технические средства для электроэнцефалографии (ЭЭГ) отличаются тем, что они позволяют регистрировать сигналы приблизительно на два порядка меньше, чем у технических средств для ЭКГ, и используют существенно большее количество электродов, с помощью которых осуществляются отведения. Это обусловлено тем, что при ЭЭГ регистрируются равнодействующие биопотенциалов, отражающие работу многих миллиардов нервных клеток, образующих нервную систему. Диагностический результат получают путем сопоставления кривых изменений биопотенциалов на разных участках головы пациента.

Таким образом, предварительные усилители ЭЭГ-сигналов должны обеспечивать работу с сигналами, амплитуда которых колеблется в пределах 5...300 мкВ и при наличии спайков - до 1000 мкВ и выше. Частота регистрируемых сигналов лежит в пределах 0,1...100 Гц[1]. По сравнению с электрокардиографией амплитуда ЭЭГ-сигналов меньше, а сопротивление электродов больше[2]. Поэтому предварительные усилители электроэнцефалографов должны обеспечивать большие коэффициенты подавления синфазных помех и иметь большие входные сопротивления, чем предварительные усилители электрокардиосигналов.

При регистрации электроэнцефалограммы используются несколько систем отведений: одноканальные системы обычно используют для оценки общего функционального состояния мозга; многоканальную регистрацию энцефалограмм, поступающих с разных отделов мозга, применяют для выявления локализованного очага. Обычно число каналов регистрации равно 8 или 16, но известны схемы регистрации биопотенциалов мозга, включающие 4 и даже 2 электрода[3]. Схема расположения электродов должна обеспечить их равномерное распределение по разделам - лобные, затылочные, центральные, теменные и т.д.

Отечественная и зарубежная промышленность так же, как электрокардиографы, выпускает широкую номенклатуру электроэнцефалографов: реализуемых без применения, с применением

микропроцессорной техники; использующих в своем составе персональные компьютеры.

Исследование активности мышц путем регистрации биопотенциалов, возникающих при их работе, называют электромиографией (ЭМГ).

Биопотенциалы с поверхностных мышц обычно снимаются с помощью накожных электродов. Эти электроды используются для регистрации поверхностной ЭМГ, характеризующей уровень общей активности и тонуса отдельных мышц или групп мышц как в состоянии покоя, так и при различных видах мышечных напряжений.

Когда требуется получить сигналы большей величины или исследуют движения группы мышечных волокон, иннервированных одним мотонейроном, применяют вкалываемые в биоткань игольчатые электроды. Они, как правило, вводятся внутримышечно. С их помощью хорошо регистрируется потенциал двигательных единиц (ПДЕ). Он формируется мышечными волокнами, входящими в состав конкретной двигательной единицы при выполнении соответствующих двигательных действий. ПДЕ представляет собой всплески-колебания электрического потенциала, имеющего форму (рисунок 1).

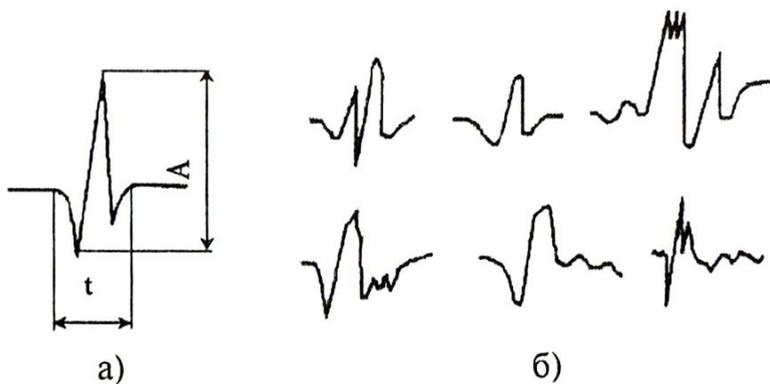


Рисунок 1 – Идеализированный ПДЕ (а) и примеры реальных ПДЕ (б)

Длительность ПДЕ составляет 3...12 мс, величина – 0,3... 1,5 мВ. В зависимости от силы мышечных сокращений ПДЕ следуют с частотой 5...60 Гц. Основными параметрами ПДЕ, оцениваемыми при диагностике, являются: длительность t , величина A , количество положительных и отрицательных пиков колебаний. Наибольшую значимость имеет величина ПДЕ[1].

Библиографический список

1. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. – М.: Машиностроение, 2004. – 597 с.

2. Электроэнцефалограф-регистратор «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» [Электронный ресурс]-URL: file:///C:/Users/User/Downloads/27045-08%2(1).pdf (дата доступа 12.12.2016).

3. Электроэнцефалограф-регистратор »Нейрон-Спектр» [Электронный ресурс]-URL: file:///C:/Users/User/Downloads/33189-8.pdf (дата доступа 12.12.2016).

УДК 615.47

ПОЛИСОМНОГРАФИЯ

Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф. Адигамова, З.Ф. Ихсанова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Уровень нашей жизни в значительной степени зависит от состояния умственного и физического здоровья. Общество осознало, насколько важны для сохранения здоровья правильное питание и физическая активность. Значение же сна во многом остается недооцененным.

Ключевые слова: полисомнография, сон, стадии сна, уровень жизни.

POLYSOMNOGRAPHY

D.R. Muhametvaleeva, R.F. Adigamova, Z.F. Ihsanova

Ufa state aviation technical University, Ufa

The level of our life largely depends on the state of mental and physical health. The society realized how important it is to preserve the health of a correct diet and physical activity. The value of sleep remains largely underappreciated.

Key words: polysomnography, sleep, sleep stages, quality of life.

Уровень нашей жизни в значительной степени зависит от состояния умственного и физического здоровья. Общество осознало, насколько важны для сохранения здоровья правильное питание и физическая активность. Значение же сна во многом остается недооцененным. Это обусловлено тем, что мы анализируем свои ощущения и происходящие с нами события во время бодрствования и рассматриваем сон, как пассивный период отдыха для души и тела. Однако, современная наука убедительно показала, что сон – это активный, сложный и многофункциональный процесс.

Для объективного изучения сна и его нарушений используется полисомнография (ПСГ). Это основной метод регистрации показателей жизнедеятельности человека во время ночного сна. Он является безболезненным, да и практически не ощущаемый пациентом, поскольку во время исследования пациент спит. На полисомнографию направляются пациенты не только с жалобами на плохой сон. Часто возникают ситуации,

когда больные даже не подозревают о своих нарушениях сна и обращаются к врачу с жалобами на плохое самочувствие, боли в области сердца, повышенную утомляемость и дневную сонливость, головную боль и т.д. Информация, полученная при полисомнографическом исследовании, позволяет не только установить точный диагноз, но и выбрать оптимальный план последующего лечения больного и предпочтительный комплекс респираторной терапии.

Сон (somnus) - функциональное состояние центральной нервной системы и соматической сферы, характеризующееся отсутствием активного взаимодействия организма с окружающей средой и неполным прекращением (у человека) узнаваемой психической деятельности[1]. Сон как физиологическое состояние отличается от ряда патологических состояний, таких как кома тем, что имеет обратимый характер и возможность быстрого перехода в состояние бодрствования.

Физиологический сон имеет разный характер, поскольку представляет собой разнообразные функциональные состояния мозга. Выделяют фазу медленного и фазу быстрого сна. Названия эти определяются характерными для каждой фазы особенностями ритмики электроэнцефалограммы.

Фаза медленного сна (ФМС) разделяется на 4 стадии, отличающиеся биоэлектрическими электрофизиологическими, вегетативными, электроокулографическими и поведенческими (глубина сна, пороги пробуждения) характеристиками. Медленный сон (медленноволновой сон, ортодоксальный сон), длится 80-90 минут.

Стадия 1 определяется наличием смешанной ЭЭГ относительно низкой амплитуды с выраженной активностью в диапазоне 2-7 Гц. Активность более высокой частоты имеет в основном более низкую амплитуду, чем доминирующая активность 2-7 Гц[2].

Стадия 2. Данная стадия определяется наличием "веретён сна" или "сонных веретен" - колебаний частотой 11,5-15 Гц (колебаний/секунду) такая частотная характеристика рекомендована в Международной классификации, однако, в сомнологической литературе можно встретить и другие частотные нормативы для "сонных веретен" - 12-19 Гц, 14-16 Гц, 12-16 Гц

Стадия 3 определяется с помощью записи ЭЭГ, в которой, по крайней мере, не менее 20%, но не более 50% времени занимают волны частотой 2 Гц или менее, амплитудой более 75 микровольт от пика до пика (разница между наиболее выраженными позитивной и негативной фазами волны)

Стадия 4. Стадию 4 определяют с помощью записи ЭЭГ, в которой более 50% периода времени занимают волны частотой 2 Гц и менее, амплитуда которых превышает 75 микровольт от пика к пику.

Фаза быстрого сна (ФБС) определяют при одновременном появлении относительно низкоамплитудной ЭЭГ активности смешанной частоты и

эпизодических БДГ (быстрое движение глаз) и низкоамплитудной электромиограммой [2].

Библиографический список

1. Айрапетянц М.Г. и Вейн А.М. Неврозы в эксперименте и в клинике, М., 1982.
2. Структура сна: фаза медленного сна и фаза быстрого сна [Электронный ресурс] URL: http://bonoesse.ru/blizzard/RPP/M/Psich/Insomnija/Metody_izuchenija_sna.html (дата доступа 12.12.2016).

УДК 615.47

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СТАДИЙ СНА И ПАТОЛОГИЙ ПРИ ПОЛИСОМНОГРАФИИ

Д.Р. Мухаметвалеева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Целью создания устройства является определение стадий сна, патологий, а так же выявление признаков эпилепсии и оповещение о начале эпилептического припадка. Это достигается тем, что - регистрация ведется по 3 каналам электроэнцефалографии и 1 каналу электромиографии.

Ключевые слова: чашечные электроды, микроконтроллер, электроэнцефалография, электромиография

A DEVICE FOR DETECTING SLEEP STAGES AND PATHOLOGY IN POLYSOMNOGRAPHY

D. R. Muhametvaleeva

Ufa state aviation technical University, Ufa

The purpose of the device is the definition of sleep stages, pathologies, and the identification of signs of epilepsy and to notify about the beginning of an epileptic seizure. This is because registration is conducted on 3 channels of EEG and 1 channel of EMG.

Key words: *chechnyaalgirdas, microcontroller, electroencephalography, electromyography*

Сон можно определить как «особое генетически детерминированное состояние организма человека (и теплокровных животных, т.е. млекопитающих и птиц), характеризующееся закономерной последовательной сменой определенных полиграфических картин в виде циклов, фаз и стадий» (В.М. Ковальзон).

Это сложное определение сна свидетельствует, во-первых, что сон - это неотъемлемая часть бытия человека, т.к. необходимость спать генетически предопределена и, во-вторых, что состояние сна может быть определено только с помощью специальных объективных методов. Для объективного изучения сна и его нарушений используется полисомнография (ПСГ). Это основной метод исследования сна человека.

Полисомнография - метод регистрации показателей жизнедеятельности во время сна. Слово происходит от слов poly- множественный, somnos - сон, grapho - пишу. Обычно ПСГ производится во время ночного сна.

Предлагаемая структурная схема устройства для выявления стадий сна и патологий приведена на рис.1.

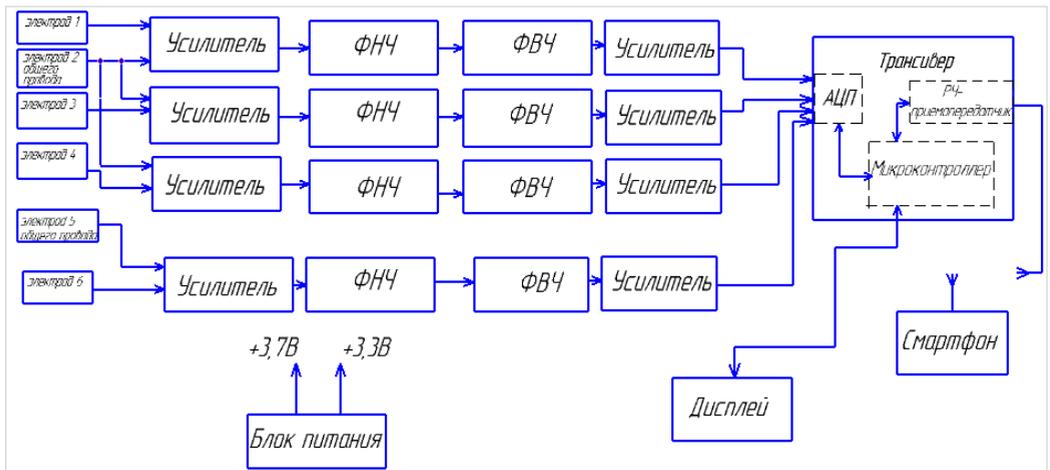


Рисунок 1 –Структурная схема разрабатываемого устройства

Целью создания устройства является определение стадий сна, патологий, а так же выявление признаков эпилепсии и оповещение о начале эпилептического припадка. Это достигается тем, что - регистрация ведется по 3 каналам электроэнцефалографии и 1 каналу электромиографии. Основной трудностью при регистрации является малый уровень регистрируемых сигналов (с уровня в несколько микровольт). Поэтому форму и материал электродов выбирают такими, чтобы обеспечивалось получение наименьшего переходного сопротивления, и не возникла бы их поляризация. Обычно применяют чашечные электроды из серебра или хлористого серебра, при которых переходное сопротивление не превышает 1-2кОм [1]. Они закрепляются на голове с помощью специального шлема с отверстиями для электродов, расположенных согласно системе с уменьшенным количеством отведений. Активные электроды для снятия электроэнцефалограммы располагаются в точках О1(затылок),С3 (центральная часть), F3(лобная часть), а пассивный электрод, относительно которого будут сниматься

показания, расположен на лбу. Активный электрод для снятия электромиограммы находится в подбородочной области, пассивный на мочке уха. Место контакта тщательно обезжиривают и покрывают специальной электропроводной пастой (для уменьшения переходного сопротивления). Сигналы от электродов поступают на усилитель, далее в схему фильтрации, предназначенной для выделения полезного сигнала в диапазоне от 1Гц до 100 Гц (для ЭЭГ сигнала), от 1Гц до 2000 Гц(для ЭМГ сигнала)[2]. Далее сигнал поступает в выходной усилитель, где обеспечивает требуемое усиление выходного напряжения до 3,15 В. После сигнал поступает на трансивер со встроенным АЦП, Микроконтроллером и Радиочастотный передатчик, где записывается, обрабатывается в цифровом виде по реализованному в микроконтроллере алгоритму. В случае регистрации эпилептиформной активности характеризующихся высокоамплитудными спайками острых волн (200-300мкВ, длительность 5...50мс), комбинирующихся медленными волнами в затылочной и центральной части головы сигнал с помощью РЧ-передатчика передается на смартфон членов семьи, находящихся в соседней комнате и оповещает их о начале приступа. Весь период сна прибор фиксирует изменения в организме и передает эти данные на смартфон, где их при необходимости можно передать по почте лечащему врачу. В дополнении к этому, информация о начале приступа, продолжительности фаз сна, разновидности патологии сохраняется в EEPROM памяти, после чего есть возможность отобразить эту информацию на дисплей. Модуль индикации реализованный на светодиоде предназначен для отслеживания контакта электродов. Включение и выключение устройства осуществляется при помощи кнопки On/Off. Схема питается от низковольтного источника питания – аккумулятор литий-ионный HPL803860.

Использование предлагаемого устройства позволяет проводить полисомнографические исследования в домашних условиях и диагностировать патологические состояния, возникающие во время сна.

Библиографический список

1. Гусев В.Г.Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него.– М.:Машиностроение, 2004. – 597 с.
2. Гусев В.Г. «Методы и технические средства для медико-биологических исследований». В 2-х частях: учеб. пособие-Уфа 2001.

УДК 616-71

СТАБИЛОМЕТРИЯ КАК МЕТОД КОМПЛЕКСНОЙ ДИАГНОСТИКИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДИСФУНКЦИИ

К.Р. Шаймарданова, А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа
Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

В статье рассмотрены виды стабилOMETрических платформ.

Ключевые слова: стабилOMETрия, стабилOMETрическая платформа, патология

STABILOMETRY AS A METHOD OF COMPLEX DIAGNOSTICS OF MOTOR DYSFUNCTION

K.R. Shaymardanova, A.F. Latypov, Y.L. Lemdyasov

Ufa State Aviation Technical University

The article describes the types of stabilometric platforms.

Key words: stabilometry, stabilometric platform, pathology

Сегодня в мире сформировалась новая медицинская отрасль – постурология [1]. Постурология занимается диагностикой, динамическим наблюдением и изучением различных нарушений равновесия и поддержания баланса в основной стойке (положение стоя с опорой на обе ноги) и переходных процессах. Изучением координации движения занимается область медицинских знаний – стабилOMETрия.

СтабилOMETрия – это метод регистрации проекции общего центра масс тела (ОЦМ) на плоскость опоры и его колебаний в положении обследуемого стоя, а так же при выполнении диагностических тестов. Динамическая стабилOMETрия исследует основную стойку в изменяющихся внешних условиях.

Размещение человека на платформе возможно стоя, сидя, упираясь в нее руками или ногами. СтабилOMETрическое оборудование также включает в себя датчики, передающие сигналы в компьютер для обработки результатов. При исследовании проекции на платформу центра масс объекта колеблется, это регистрируется системой.

Платформа Sigma – комбинация стабилOMETрической и балансирной платформ [2].



Рисунок 1 – Стабилометрическая платформа Sigma

Платформа может наклоняться в любом направлении, при плоской верхней поверхности и имеющейся на нижней поверхности опору по центру. Стабилоплатформа предназначена для диагностики нарушений равновесия, концентрации, патологиях опорно – двигательного аппарата, центральной и периферической нервной системы, работы зрительного и вестибулярного анализаторов, разработке опорно – двигательного аппарата.

Таблица 1. Технические характеристики стабилометрической платформы Sigma

Диаметр платформы	42 см
Вес	6.5 кг
Максимальные наклоны	12°
Питание	Аккумуляторы AAA, 2шт

Стабилоплатформа ALFA – это прибор, используемый для оценки и тренировки равновесия, походки, нагрузки на опорную поверхность в статическом состоянии [3].



Рисунок 2 – Стабилоплатформа ALFA

Прибор предназначен для использования пациентами, перенесшими черепно – мозговые травмы, травмы позвоночника и нижних конечностей, инсульты или страдающими болезнью Паркинсона или мышечными дисфункциями, перенесшими имплантацию суставов.

Таблица 2. Технические характеристики стабиллоплатформы ALFA

Размер платформы	55x55x8 см
Вес	27 кг
Питание	Через кабель USB

Стабилометрический комплекс «Траст-М СТАБИЛО» предназначен для диагностики патологии баланса, объективной оценки эффективности проводимого лечения, а также восстановления функции равновесия с помощью биологической обратной связи [4].

Комплекс "ТРАСТ-М СТАБИЛО" позволяет проводить **полноценное постурологическое исследование** с использованием классической стабиллометрии, синхронной регистрацией мышечного тонуса (ЭМГ, тремор) и кинематики движения.

Особенностью комплекса является наличие **модуля виртуальной реальности**, с помощью которого создаются уникальные диагностические и реабилитационные методики БОС. Возможно моделировать среды с эффектом морской качки, пробы с искажением горизонта, эффект движения комнаты и другие тесты сенсорного взаимодействия.



Рисунок 3 – Стабилометрия ТРАСТ-М

Комплекс "ТРАСТ-М СТАБИЛО", наряду со стандартными стабиллометрическими тестами и тренингами, реализует комбинированные методики с применением биомеханических сенсоров, которые **регистрируют**

движения и тремор отдельных сегментов тела в трёх взаимно перпендикулярных плоскостях.

Совокупность информации о колебании проекции центра масс и колебания отдельных сегментов пациента позволяет точно определить уровень патологического процесса.

Таблица 3. Технические характеристики стабилотрии ТРАСТ-М

Размер платформы	Не менее 50x50 см
Питание	Через кабель USB

Наиболее лучшим вариантом из рассмотренных стабилотрических платформ является платформа Sigma, которая может наклоняться в любом направлении.

Библиографический список

1. Скворцов Д. В. Клинический анализ движений: стабилотрия / Д. В. Скворцов. - М. : Антидор, 2000. - 192 с. - (дата обращения 10.10.2017)
2. Стабилотрическая платформа Sigma [Электронный ресурс] - <http://orosmedical.ru/> - (дата обращения 15.10.2017)
3. Стабилотрическая платформа ALFA AC International [Электронный ресурс] – <http://medbuy.ru/stabilotricheskaya-platforma/ac-international-alfa> - (дата обращения 16.10.2017)
4. Стабилотрия «Траст-М» [Электронный ресурс] - <http://www.neurocor.ru/> - (дата обращения 17.10.2017)

УДК 616-71

ПРИМЕНЕНИЕ СТАБИЛОПЛАТФОРМ В РЕАБИЛИТАЦИОННОЙ ПРАКТИКЕ

К.Р. Шаймарданова, И.Н. Логинова, Р.М. Нафикова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

В статье рассмотрен принцип действия стабилотрической платформы ST - 150.

Ключевые слова: биологическая обратная связь, стабилотрическая платформа

THE USE OF STABILOPLATFORM IN REHABILITATION PRACTICE

K.R. Shaymardanova, I.N. Loginova, R.M. Nafikova

Ufa State Aviation Technical University

The article describes the principle of operation of stabilometric platform ST – 150.

Key words: biofeedback, stabilometric platform

У пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата, незрелостью функций головного мозга и другими неврологическими заболеваниями обычно формируются патологически неверные движения [1]. Тем самым пациенты интуитивно стремятся снизить болевые ощущения или компенсируют слабую работу «дремлющих мышц», неразвитых структур мозга.

Стабилометрия в медицине - это один из способов объективизации особенностей взаимодействия человека с полем тяготения Земли [2]. На уровне техники стабилометрию можно определить как исследование колебаний центра давления человека на плоскость опоры с помощью специального прибора - стабилометрической платформы.

Стабилоплатформа СТ-150 с биологической обратной связью используется для стабилометрического исследования или организации БОС по опорной реакции. Это прибор, обеспечивающий регистрацию положения центра давления испытуемого на опору, трансформацию сигнала и его передачу для расшифровки и анализа в ПК. Применяется в функциональной и реабилитационной диагностике, оценке эффективности лечебных воздействий, для функционального контроля в спорте и на производстве, а также для организации тренинга с биологической обратной связью по опорной реакции.

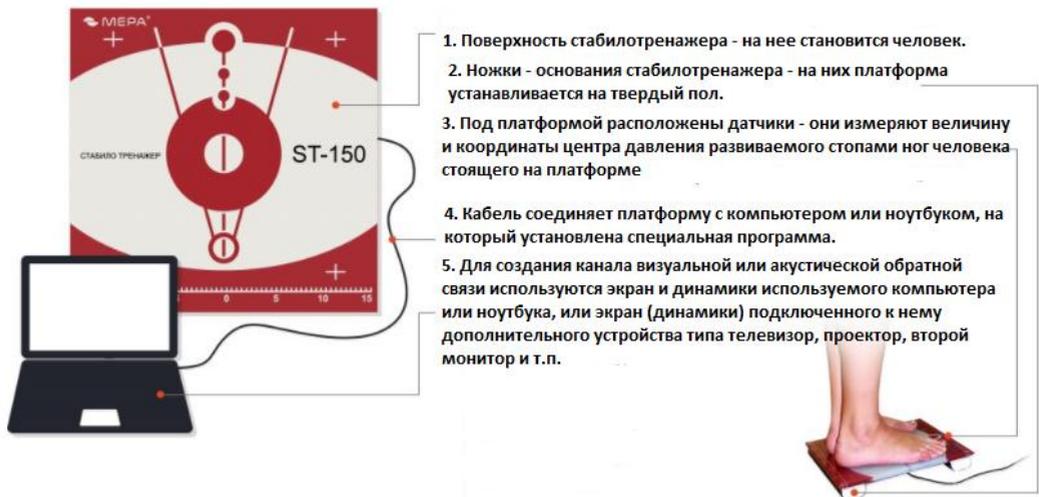


Рис. 1 – Стабилотренажер СТ-150

Напольная платформа регистрирует перемещения давления тела стоящего на ней человека и через соединительный кабель передает сигнал в подключенный компьютер. Специальная компьютерная программа анализирует сигнал и может преобразовывать его в команды, управляющие

виртуальным объектом (меткой, персонажем видеоигры, курсором, др.). Индивидуальные варианты стабилметрического оборудования позволяют использовать биологическую обратную связь в компьютерной игре-тренинге. В качестве управляющего элемента здесь используется изменение положения центра тяжести играющего.

СТО – 150 поддерживает возможности расчетов:

- Длина статокинезиограммы;
- Площадь статокинезиограммы;
- Коэффициент Ромберга;
- Уровень основного диапазона мощности спектра по осям;
- Основная частота колебаний центра давления по осям;
- Стандартное квадратическое отклонение среднего положения центра давления по осям;
- Дисперсия положений центра давления по осям;
- Скорость миграции центра давления;
- Индекс энергозатрат;
- Максимальные значения положений центра давления по осям;
- Средние положения центра давления по абсциссе и ординате;
- Оценка результативности заданного действия в тестах с ЮОС.

Чаще всего стабилметрическое исследование проводится в вертикальной позе. На статических платформах, к которым относятся и ST-150, используются различные типы обследований. Одни из них представляют собой простую регистрацию стабилметрических параметров неподвижно стоящего человека, другие - сочетание такой регистрации с разнообразными функциональными пробами. Например, возмущающими воздействиями на зрительное восприятие или слух, изменением позы и т.д. Чувствительность функции равновесия человека к изменению состояния органов и систем организма принципиально позволяет также проводить фармакологические пробы или оценивать эффективность действия и правильность дозирования некоторых лекарств.

Стабилоплатформа СТ-150 обеспечивает:

- Встроенные тесты для постуральных исследований;
- Возможность подключения с сетевым системам стабилметрии;
- Встроенные двигательно – когнитивные тесты;
- Возможность ведения картотеки с сохранением результатов индивидуальных обследований;
- Возможность автоматического анализа результатов индивидуальных исследований в динамике.

Стабилоплатформа с биологической обратной связью (БОС) незаменима при реабилитации постинсультных состояний, при лечении различных параличей и восстановлении утраченных двигательных навыков, нарушенного равновесия и чувства координации [3]. Именно благодаря БОС платформа обеспечивает высокую эффективность при реабилитации многих патологических состояний. Через специальные датчики, расположенные на платформе, все собранные данные поступают на монитор. Это позволяет в режиме текущего времени оценивать работу нервной системы, мышц, вестибулярного аппарата.

Важными достоинствами стабилотрического исследования, кроме присущей методу высокой чувствительности и информативности, являются:

- Удобство и быстрота проведения;
- Отсутствие в большинстве случаев специальных мероприятий по подготовке обследуемого;
- Неинвазивность и гигиеничность.

Библиографический список

1. БОС – Стабилоплатформа [Электронный ресурс] - <http://chernikova-neiro.ru/> - (дата обращения 18.10.2017)
2. Стабилоплатформа СТ - 150 [Электронный ресурс] - <https://mederia.ru/> (дата обращения 19.10.2017)
3. Стабилоплатформа [Электронный ресурс] - <http://mediost.ru/> - (дата обращения 20.10.2017)

УДК 616-71

ВЫЯВЛЕНИЕ НАРУШЕНИЙ В РАБОТЕ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ С ПОМОЩЬЮ МОНИТОРА ХОЛТЕРА

К.Р. Шаймарданова, И.Н. Логинова, Р.Р. Фролова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа
Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

В статье рассмотрен принцип действия носимого монитора с автоматической передачей диагноза.

Ключевые слова: электрокардиограмма, монитор Холтера

DETECTION OF DISORDERS IN THE CARDIOVASCULAR SYSTEM WITH HOLTER MONITOR

K.R. Shaymardanova, I.N. Loginova, R.R. Frolova

Ufa State Aviation Technical University

The article describes the principle of operation of a wearable monitor with an automatic transmission diagnosis.

Key words: *electrocardiogram, the Holter monitor*

Число людей с заболеванием сердечно – сосудистой системы возрастает с каждым днем [1]. Приблизительно 15% от общего числа составляет аритмия сердца.

Снятие электрокардиограммы в условиях медицинского учреждения — это разовая фиксация показателей организма, который находится, как правило, в благоприятных условиях [2]. Это дает некоторую информацию, но часто она недостаточная для постановки точного диагноза. Электрокардиограмма сердца стандартного типа фиксирует не более 50 сердечных ритмов. С помощью прибора удастся зарегистрировать около ста тысяч ритмов. Это делается с помощью специальных имплантов, помещаемых под кожу на груди.

Мониторинг, осуществляемый с помощью аппаратов холтеровского мониторирования, делится на постоянный, событийный и фрагментарный. Постоянный — это считывание информации во время всего периода мониторинга. Событийный — это запуск снятия показателей только после нажатия пациентом специальной кнопки. Фрагментарный мониторинг представляет собой среднее между первыми двумя: сначала проводится запись показателей по общему принципу, потом старт работы аппарата также осуществляется нажатием кнопки по ситуации. Отслеживание динамики состояния сердца и артериального давления в разных условиях необходимо в тех случаях, когда появляются тревожные симптомы, но явной патологии при разовых обследованиях выявить не удастся.

Применение аппаратов холтеровского мониторирования оказывается крайне необходимым в случаях неоднозначности симптомов, тревожного развития состояния и невыраженности патологии при ухудшающемся состоянии.

Носимый монитор с автоматической передачей диагноза по каналу связи при возникновении критической ситуации работает следующим образом (рис. 1).

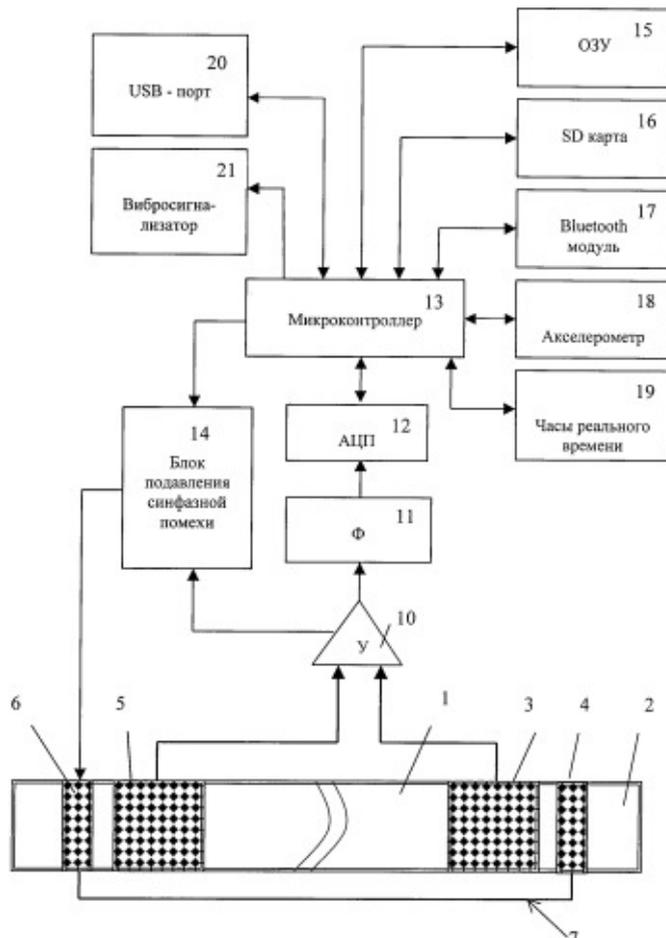


Рис.1 – Носимый монитор

Структурная схема работает следующим образом. Разность потенциалов с контактных групп 5 и 7 подается на специализированный операционный усилитель 10, результирующий ЭКГ-сигнал обрабатывается фильтром 11 и оцифровывается посредством АЦП 12. Оцифрованный ЭКГ сигнал передается в микроконтроллер 13 и обрабатывается совместно с оцифрованным сигналом с трехкоординатного акселерометра 18 и данными с часов 19 реального времени. Связь между микроконтроллером и АЦП, акселерометром, часами реального времени осуществляется по шине последовательного интерфейса SPI, обеспечивающего последовательный синхронный стандарт передачи данных в режиме полного дуплекса.

Пациент надевает подвеску 2, фиксирует ее посредством плечевых бретелей 22 с регулируемой длиной (шаг п.1). Поясная часть должна облегать туловище и обеспечивать «сухой» гальванический контакт с околососковыми, одна из которых, соответственно, прикардиальная, областями передней поверхности грудной клетки. После установки подвески производится

включение электрического питания (п.2) одновременным нажатием на две кнопки на корпусе блока монитора.

Далее производится проверка работоспособности модулей: АЦП 12, акселерометра 18, бесконтактного модема 17 «Bluetooth», ОЗУ 15, часов 19 и создание таблицы работоспособности (п.3). Затем производится инициализация: АЦП 12 (частота дискретизации $F_d=500$ Гц), акселерометра 18, бесконтактного модема 17 «Bluetooth», ОЗУ 15, часов 19 (п.4).

Далее носимый монитор переводится в режим мониторинга (п.5). Производится опрос АЦП ($F_d=500$ Гц) (п.6). В памяти микроконтроллера 13 производится накопление выборок и поиск RR-интервалов (п.7). Если RR-интервал найден (п.8), то производится опрос акселерометра 18: имеется ли движение пациента? (п.9).

Если был зафиксирован факт движения, то определяется его длительность (п.24), и если движение длится более 2 сек, то устройство переводится в «спящий» режим работы (п.25). В процессе «спящего» режима проводится периодический опрос акселерометра 18 и выявление отсутствия двигательной активности у пациента. Если движение отсутствует в течение 10 сек, то устройство переходит в рабочий режим.

В том случае, если пациент спокоен (акселерометр 18 не показывает движение, т.е. артефакты движения отсутствуют), то производится поиск кардиологических патологий в состоянии пациента (п.10). Для этого проводится сравнение измеренных параметров с параметрами, полученными на шаге п.21 при обучении и установленных порогах срабатывания.

Если по завершении стадии анализа патология найдена (п.11), осуществляется связь через модем 17 с GSM-модемом телефона пациента, микропроцессором формируется и отправляется SMS-сообщение (п.12). Это сообщение может содержать один из нижеуказанных кардиологических диагнозов: «пароксизмальная тахикардия»; «трепетание предсердий»; «отсутствие R-пика»; «аритмия»; «нарушение сердечного ритма»; «остановка сердца»; «прогноз опасных желудочковых аритмий»; «экстрасистолия»; «опасный подъем ST-сегмента»; «отсутствие R-пика или отрицательный R-пик»; «отсутствие T-пика или отрицательный T-пик» и др.

Далее, инициализируется SD-карта памяти (п.13, 14). В нее заносится таблица работоспособности (в виде файла HDT.txt). Затем на SD-карте создается файл LOG.txt и сохраняется 60 секундный «кусочек» сигнала в файле ECG.txt (п.16). Проверяется, не подключен ли через USB-порт внешний компьютер (п.17), если да, то микропроцессор считывает с USB-порта команду с компьютера (п.18). В зависимости от команды производится либо прямая передача данных в компьютер (п.19), либо чтение данных с SD-карты памяти (п.20), либо производится индивидуальная настройка системы на пациента («обучение», п.21).

Далее проверяется, не требуется ли выключение системы (одновременным нажатием на две кнопки на корпусе блока монитора, п.22). Если «нет», то алгоритм возвращается к п.7, если «да», то к п.2.

Библиографический список:

1. К вопросу построения схем структурных имплантируемых электрокардиостимуляторов / Шаймарданова К. Р., Логинова И. Н., Блинова А. Б., Уразбахтина Ю. О. // VI Всероссийская научная конференция для молодых ученых, студентов и школьников «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии», - Саратов, 2017. (дата обращения 22.10.2017)
2. Метод суточного холтеровского мониторирования при диагностике сердечно – сосудистых заболеваний / Касимова Ч. Р., Шаймарданова К. Р., Логинова И. Н., Саяпова Л. Р. // XXIX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов “Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы”. – Рязань, 2016. - С. 225-228. (дата обращения 24.10.2017)
3. Бонч-Бруевич В. В., Кадин И. Л., Филатов А. Л., Шаршуков А. С. Носимый монитор с автоматической передачей диагноза по каналу связи при возникновении критической ситуации // База патентов РФ №2444986. Заявл. 27.07.2010, опубл. 20.03.2012.

УДК 615.47

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ УПРАВЛЕНИИ РЕАБИЛИТАЦИОННЫМ ПРОЦЕССОМ ДЕТЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ

А.В. Жирнова, Л.А. Плешакова

Астраханский государственный технический университет, г.Астрахань

Предложена система поддержки принятия решений (СППР) при управлении реабилитационным процессом детей с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ). Система анализирует, оценивает информацию о состоянии здоровья, противопоказаниях и терапевтическом назначении программно-аппаратных средств, и на основе этой информации формирует оптимальную индивидуально-ориентированную реабилитационную программу.

Ключевые слова: *система поддержки принятия решений, реабилитационная программа, ограничения возможности здоровья.*

DEVELOPMENT OF THE DECISION SUPPORT SYSTEM FOR THE CONTROL OF THE REHABILITATION PROCESS OF CHILDREN WITH DISABLED HEALTH OPPORTUNITIES

A.V. Zhirnova, L.A. Pleshakova

Astrakhan State Technical University

A decision support system (DSS) is proposed for managing the rehabilitation process for children with disabilities (HIA). The system analyzes, evaluates information about the state of health, contraindications and therapeutic use of software and hardware, and on the basis of this information forms an optimal individually-oriented rehabilitation program.

Key words: *decision support system, rehabilitation program, limitations on health opportunities.*

В настоящее время для детей с ограниченными возможностями здоровья реализуются индивидуально-ориентированные реабилитационные программы с использованием программно-аппаратных комплексов.

Реабилитационные программы проводятся для детей, которые имеют различные отклонения психического или физического плана, которые обуславливают нарушения общего развития, не позволяющие детям вести полноценную жизнь. Такие дети нуждаются в специальной реабилитационной программе, которая позволяет сглаживать, а некоторые виды программ компенсировать эти нарушения. Таким образом, она направлена на обеспечение коррекции недостатков в физическом и (или) психическом развитии детей с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ) и оказывает положительное влияние на психоэмоциональное состояние, понижает уровень тревожности, агрессивности, угнетенности и утомляемости, улучшает настроение.

Для проведения комплексной системы реабилитации используются различные программно-аппаратные комплексы такие как: объединенный массажный комплекс «ОМК ЭПС Радуга – 2», программно-аппаратный комплекс «Реакор», аппарат магнито-свето терапевтический МСТ -01 «Мастер», гипоксикатор ЭВЕРЕСТ -1 мод. 07А/2/4 (Горный воздух), аппарат специализированный «Остео-Дэнс» и др. Сеансы с использованием программно-аппаратных комплексов значительно повышают эффективность проводимого лечения и обеспечивает снятие психоэмоционального напряжения, позволяет обучить детей с ОВЗ навыкам саморегуляции и оптимизации функционального состояния, выработать конструктивные стратегии борьбы со стрессом.

Реабилитационные мероприятия назначаются на основании имеющихся данных о состоянии здоровья ребенка с ОВЗ, имеющихся противопоказаниях и данных о терапевтическом назначении программно-аппаратных комплексов. Не оптимально составленная реабилитационная программа может привести к снижению качества реабилитации детей с ОВЗ и возможности в дальнейшем потере здоровья.

Помощь в процессе принятия наиболее эффективного решения при проведении реабилитации детей с ОВЗ могут оказать программные средства.

Предлагаемая программная система дает рекомендации по составлению индивидуально-ориентированной реабилитационной программы на основе оптимального подбора программно-аппаратных комплексов, оценку регламента проводимых реабилитационных мероприятий, учитывая наличие противопоказаний пациента и индивидуальную нозологическую форму.

Концептуальная схема программной системы (рис. 1).

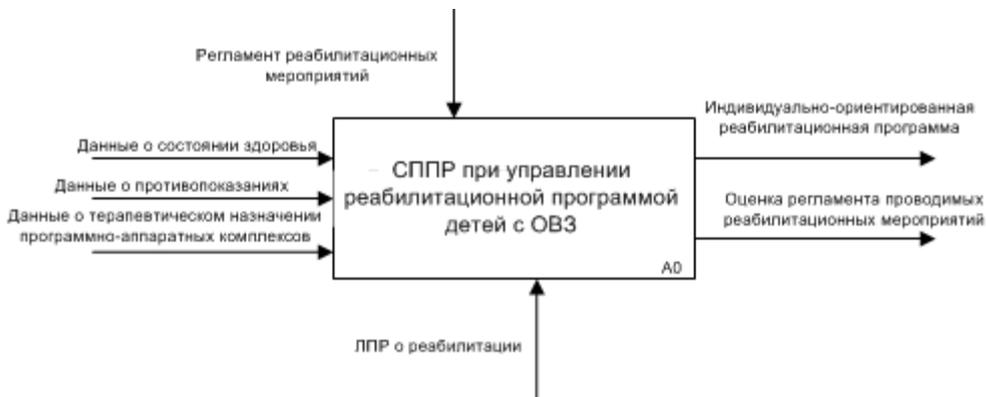


Рис. 1 – Концептуальная модель СППР при управлении реабилитационной программой детей с ОВЗ

Выходная информация СППР – индивидуально-ориентированная реабилитационная программа, которая учитывает все множество входных данных. Лицо принимающее решение (ЛПР) о реабилитации получает оптимально сформированную индивидуально-ориентированную реабилитационную программу, а также оценку регламента проводимых реабилитационных мероприятий.

Интерфейс системы позволяет ЛПР формирующему индивидуально-ориентированную реабилитационную программу для детей с ОВЗ удобно и легко использовать функции программных систем, такие как ввод входной информации, выбор программно-аппаратного комплекса, добавление и исправление информации в базе данных и другие. Фрагмент интерфейса системы с данными пациента представлен ниже (рис. 2).

Заявка на реабилитацию (создание) *

Провести и закрыть Записать Провести Создать на основании Еще

Номер: Дата: 28.10.2017 23:37:36

Пациент: Нирова Евгения Максимовна

Дата рождения: 23.12.2011

Законный представитель: Нирова Мария Семеновна

Нозология: Синдром Дауна Курс: Первый

Обновить противопоказания

Выбрано	Противопоказание
<input checked="" type="checkbox"/>	Возраст до 3 лет
<input type="checkbox"/>	Кровотечения
<input checked="" type="checkbox"/>	Нарушения понятийного мышления
<input checked="" type="checkbox"/>	Эпилепсия

Рис.2 – Фрагмент интерфейса системы с данными пациента

Предлагаемая СППР позволяет лицу принимающему решение о реабилитации детей с ОВЗ решить задачу оптимального формирования реабилитационных мероприятий с использованием программно-аппаратных комплексов.

Библиографический список

1. Бухарбаева Л.Я. Информационная система поддержки принятия решений в системе здравоохранения / Л.Я. Бухарбаева, Ю.В. Егорова, М.В. Танюкевич // Компьютерные науки и информационные технологии: матер. 8-го междунар. симпозиума. Карлсруэ, Германия, сентябрь 28–29, 2006. Т.2. С. 54–56.
2. Егорова Ю.В. Информационная система поддержки принятия лечебно-диагностических на основе формализации профессионального знания / Вестник Уфимского государственного авиационного технического университета, Выпуск № 7, том 9 / 2007, С.67-72
3. Радченко С.В. Информационные технологии поддержки принятия врачебных решений//Информационные технологии в здравоохранении. — 2002. — № 13–14. — URL: <http://wiki.openhealth.ru/xwiki/bin/view/Main/> (Дата обращения: 17.09.2017).

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ КОНСТРУКЦИИ ЭЛЕКТРОДОВ СЪЕМА БИОСИГНАЛОВ УПРАВЛЕНИЯ БИОПРОТЕЗАМИ

О.В. Бражникова, А.Н. Астафьев, И.А. Коваленко

Липецкий государственный технический университет, г. Липецк

Рассмотрены проблемы, возникающие при съеме биосигналов для управления биопротезами. Проведен обзор электродов, которые можно применить для выполнения задачи съема сигналов и приведен пример эффективного использования электродов для съема сигналов в управлении биопротезом.

Ключевые слова: биосигнал, биопротезы, биоуправление, съём информации, биопотенциал.

EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF THE DESIGN OF THE ELECTRODES REMOVAL OF BIOSIGNALS MANAGEMENT BIOPROSTHESES

O. V. Brazhnikova, A.N. Astafyev, I.A. Kovalenko

Lipetsk state technical University, Lipetsk

The problems arising from the renting of biosignals for control of bioprostheses. An overview of the electrodes that can be used to perform the task of removal of signals, and includes an example of the effective use of the electrodes for pickup signals in the management of the biological conduit.

Keywords: biosignal, bioprostheses, biofeedback, removal of information, the action potential.

Существует достаточно большое количество различных видов протезов, но наибольшую эффективность показывают биоуправляемые протезы, в которых для управления используются сигналы, снятые непосредственно с организма человека. К примеру, биопотенциалы на поверхности кожи, нервные импульсы или изменение размеров конечности [1].

При разработке биоуправляемых протезов основной проблемой является выбор метода съема сигналов с человека. Очевидно, что для создания качественных протезов нужно получать стабильный сигнал. Именно от съема потенциалов и будет зависеть работа протеза в целом.

Целью данной статьи является определение проблем, возникающих при съеме сигналов с поверхности кожи, обзор электродов для снятия сигналов для биоэлектрического управления протезами, а также анализ их эффективности для выполнения различных задач. Для оценки эффективности работы электродов необходимо выделить ряд проблем, с которыми можно столкнуться при разработке биоуправляемых протезов.

Одной из проблем, которые связаны со съемом информации, является наличие помех от соседних групп мышц. Для решения данной проблемы необходимо максимально снизить влияние таких помех путем правильного выбора формы электродов и межэлектродного расстояния.

Также важным аспектом является состояние контакта кожа – электрод. В таком случае нужно не упускать из внимания целый ряд факторов: эффект поляризации электродов, высокий импеданс кожи, надежность крепления электродов и др. Нужно не забывать, что импеданс кожного покрова может изменяться, как функция влажности кожного покрова. На качество съема сигнала серьезно влияет состояние кожи, волосяной покров и наличие подкожного жира [2].

Важным для протезов с биоуправлением является точное расположение электродов без какой – либо возможности смещения, что может привести к изменению характеристик сигнала [3]. Поэтому нужно позаботиться о том, чтобы конструкция электродов имела свои точные позиции и не имела возможности смещения. Учитывая то, что протез является устройством носимым, он может подвергаться различным воздействиям окружающей среды. Кроме того, во время эксплуатации протеза у пациента может наблюдаться потение кожи, а также возможны механические воздействия на электроды. Все это может привести к искажению сигнала и смещению электродов [4].

Существует огромное количество электродов, которые классифицируются по различным признакам, основными из которых являются особенности участия электродов в съеме биопотенциалов, кратность применения, продолжительность контактирования с биообъектом, характер исследуемого источника биоэлектрического поля, место наложения или введения, способ удержания в контакте с поверхностью биообъекта и некоторые другие.

Для целей управления биопротезами целесообразно использовать электроды, накладываемые на поверхность кожи [5]. При правильном расставлении позиций электродов увеличивается не только амплитуда полезного сигнала, но и соотношение сигнал/шум, а также уменьшается влияние перекрестных помех от соседних мышц.

Нужно учитывать то, что пациент может использовать протез длительное достаточно время и необходимо изготавливать его из такого материала, который способствует уменьшению эффекта поляризации, что делает контакт электрода с кожей более длительным и стабильным. Поэтому их целесообразно изготавливать из серебра, соединений хлор-серебро, либо из золота или платины.

Если рассматривать форму самих электродов, то тут возможны различные варианты: дисковые либо прямоугольной формы [6]. Не стоит и забывать о том, что геометрия электродов влияет на наличие шумов и помех не

только с учетом межэлектродного расстояния, которое обычно находится в пределах 8–30 мм, но и количества самих электродов.

Эффективность применения электродов для управления биопротезами хотелось бы рассмотреть на примере проекта MAXBIONIC [1]. Протез MAXBIONIC работает так же, как человеческая рука. Он использует электродвигатели вместо мышц и стальные тросы вместо сухожилий. Для управления протезом разработана компактная и мощная электроника с микроконтроллером, чтобы протез мог выполнять разнообразные захваты и манипулировать маленькими и тяжелыми предметами. Для управления протезом используются датчики, практически такие же, как рассмотренные выше, которые прикладываются к поверхности кожи в области предплечья и считывают электрические потенциалы мышц. Количество датчиков зависит от того, сколько активных мышц осталось у пациента после травмы [7]. Чем больше рабочих мышц, тем больше сигналов управления протезом, следовательно, больше захватов и манипуляций возможно осуществить.

Существует множество различных конструкций и видов биопротезов. Но несмотря на это использование электродов, как основной механизм снятия биопотенциалов с поверхности кожи для управления биопротезами, является эффективным и целесообразным.

Библиографический список

1. Сафин Д. Р. Оценка эффективности различных конструкций электродов и усилителей биосигналов в системах управления протезами / Д. Р. Сафин, И. С. Пильщиков, М. А. Ураксеев, В. Г. Гусев // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. – 2009. – №2 (10). –С. 88–101.
2. Гурфинкель, В. С. Биоэлектрическое управление / В. С. Гурфинкель, В. Б. Малкин, М. Л. Цетлин, А. Е. Шнейдер. – М. : Наука, 1972.
3. Гусев, В. Г. Электроника и микропроцессорная техника / В. Г. Гусев, Ю. М. Гусев. – М. : Высшая школа, 2005.
4. Славущкий, Я. Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами / Я. Л. Славущкий. – М. : Медицина, 1982.
5. Бионический протез руки [Эл.ресурс] URL: <https://boomstarter.ru/mxb>
6. Келина А. Ю. Адаптивная нейро-нечеткая комбинированная система управления / Келина А. Ю., Кудинов Ю. И., Кудинов Ю. И., Хахов Е. А. //Журнал РАН. 2005. Т. 44. № 4. С. 577-586.
7. Корнеев А.М. Статистические методы численного анализа в компьютерном моделировании / Бузина О.П., Суханов О.В. // Сборник научных трудов международной научно-технической конференции. 2016. С. 109-115.
8. Сумин В.И. Метод разбиения сложной системы на иерархическую структуру/Сумин В.И., Смоленцева Т.Е., Васильченко Д.А., Ярошенко М.В.//Современные проблемы науки и образования. 2015. № 1-1. С. 291.

9. Васильев С.Н. Интеллектуальные системы управления и нечеткие регуляторы. ч. 1. нечеткие модели, логико-лингвистические и аналитические регуляторы/Васильев С.Н., Кудинов Ю.И., Пащенко Ф.Ф., Дургарян И.С., Келина А.Ю., Кудинов И.Ю., Пащенко А.Ф.//Датчики и системы. 2017. № 1 (210). С. 4-19.

УДК 615.47

ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛАСТОМЕРНЫХ ПОМП В ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОМ ПЕРИОДЕ

В.В. Пиндюрина, А.Н. Астафьев, И.А. Коваленко
Липецкий государственный технический университет, г. Липецк.

Значимость проблемы продленной анальгезии у пациентов после высокотравматичных операций с применением эластомерных помп. Их использование в условиях хирургических отделений.

Ключевые слова: обезболивающий препарат, эпидуральная анестезия, эластомерные помпы, инфузионное устройство.

THE POSSIBILITY OF USING ELASTOMERIC INFUSION PUMPS IN POSTOPERATIVE PERIOD

V.V. Pindyurina, A.N. Astafyev, I.A. Kovalenko
Lipetsk State Technical University, Lipetsk

Significance of the problem prolonged analgesia in patients after traumatic operation using elastomeric infusion pumps. Their use in surgical offices.

Key words: anesthetic, epidural anesthesia, elastomeric infusion pump, infusion device.

Главной задачей для хирургов и анестезиологов – реаниматологов после операции является устранение боли у пациента. Несмотря на широкий спектр методов анальгезии и обезболивающих препаратов, проблема снятия послеоперационного болевого синдрома остается актуальной, по сей день [1].

Главными задачами применения обезболивающих средств в послеоперационном периоде являются [2]:

- снижение болевого синдрома;
- обеспечение комфорта и повышение качества жизни пациентов в после операции;
- ускорение послеоперационной функциональной реабилитации;
- уменьшение осложнений;
- уменьшение времени и стоимости лечения.

При выборе способа обезболивания рекомендуется учитывать степень травматичности хирургического вмешательства. Продолжительность анальгезии также определяется травматичностью операции.

Неопиоидные анальгетики – это синтетические вещества, которые обладают обезболивающим свойством, жаропонижающим и противовоспалительным действием. Не вызывают привыкания и состояния эйфории. Их действие основано на уменьшении выработки циклооксигеназы, при которых происходит реакция на патологические процессы. Опиоидные анальгетики – это препараты центрального действия, которые применяются при сильных болях.

Мультимодальная анальгезия рассчитана на использование одновременно двух и более анальгетиков, обладающих разными инструментами воздействия и позволяющих достичь лучшего обезболивания при минимуме побочных действий. Широкое внедрение методов регионарной анальгезии в схемы обезболивания определено положительным влиянием на патофизиологию раннего периода после операции и безопасностью их применения [3].

Эпидуральная анестезия самый эффективный метод обезболивания, который подтверждается данными мультицентровых контролируемых исследований. Она имеет преимущества перед введением опиоидных анальгетиков: повышение показателей газообмена и снижение частоты послеоперационных легочных осложнений; более высокое качество обезболивания; ускорение восстановления функции желудочно-кишечного тракта после абдоминальных операций и снижение частоты местных осложнений.

Несмотря на большое количество достоинств эпидуральной анальгезии, есть и ограничения. Эпидуральная анестезия является сложной инвазивной процедурой, потенциально опасной в плане развития как местных (инфекционный процесс, повреждение нервных корешков, сосудов паутинной оболочки, твердой мозговой оболочки), так и системных осложнений (депрессия дыхания, кардиотоксические эффекты, артериальная гипотензия).

Эластомерная помпа – это инфузионное устройство, рассчитанное на длительное, дозированное, контролируемое введение препаратов [4].

Основной принцип работы данного устройства связан с эластичной мембраной, состоящей из одного или двух слоев, соединенной с внешней удлинительной линией, внутри которой расположен регулятор скорости потока жидкости; через удлинительную линию необходимый лекарственный раствор может вводиться пациенту венозным, артериальным или эпидуральным доступами. Подача лекарственного раствора происходит благодаря позитивному давлению, создаваемому эластичной мембраной устройства.

При этом заданная скорость введения определяется как позитивным давлением мембраны, так и регулятором скорости потока жидкости,

расположенным в удлинительной линии. Давление, создаваемое эластичной мембраной, позволяет вводить лекарственный раствор, преодолевая обратное давление в катетере и в кровеносных сосудах (венах и артериях). При этом обратное давление может влиять на скорость потока вводимой жидкости [5, 6].

Метод эластомерных помп не распространен, но имеет ряд преимуществ:

- помпа дает возможность пациенту свободно двигаться.
- микроинфузионная помпа не зависит от источников электроэнергии, что позволяет использовать ее в различных условиях.
- элементы помпы не содержат латекс, что исключает возможность развития аллергических реакций.
- эластомерный насос может быть подключен к соединению периферического катетера, а также эпидурального катетера.
- удобство для медперсонала: легко заполняется обычным шприцом; есть цветовая кодировка для обозначения времени инфузий и скорости потока; инфузионная линия защищена от перегибов.

Отсюда следует, что продленная аналгезия при соблюдении простых рекомендаций способна обеспечить эффективное обезболивание после высокотравматичных вмешательств [7].

Более того, метод помогает ранней активизации моторики кишечника. Надежность и безопасность метода позволяет широко применять эпидуральную аналгезию не только в операционной и отделении реанимации, но и в условиях хирургических отделений. Стабильность гемодинамики, отсутствие депрессии сознания и дыхания, кожного зуда – результат мультимодального построения анальгетической смеси, при котором малые дозы препаратов создают максимум эффекта при минимуме побочных проявлений. В результате пациент быстрее активизируется после высокотравматичных операций и раньше переводится в отделение хирургии. Большую роль в этом играет применение одноразовых эластомерных помп, которые обеспечивают длительную стабильную подачу обезболивающей смеси при минимуме участия медицинского персонала.

Библиографический список

1. Мешкова Н.В., Бахмутов А.А., Березьянская Т.И., Попова В.Н. Возможность применения эластомерных помп в послеоперационном периоде. Воронежская городская клиническая больница скорой медицинской помощи №10, Воронеж. 2017; 4; 35-37.
2. Горобец Е.С., Гаряев Р.В., Шин А.Р. Одноразовые инфузионные помпы сделали реальным широкое применение послеоперационной эпидуральной аналгезии (пятилетний опыт). Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина РАМ, Москва. 2011; 5: 14-20.

3. Горобец Е.С., Гаряев Р.В. Одноразовые инфузионные помпы – перспектива широкого внедрения продленной регионарной анальгезии. Регионарная анестезия и лечение острой боли. 2007; 1: 4: 46-53.
4. Овечкин А.М, Романова Т.Л. Послеоперационное обезболивание: оптимизация подходов с точки зрения доказательной медицины. РМЖ. 2006; 12: 865.
5. Осипова Н.А., Петрова В.В. Боль в хирургии. Руководство. МИА (медицинское информационное агентство). 2013; 464.
6. Сью Д.И., Колотилов Л.В., Винч Дж. Интенсивная терапия. Современные аспекты. Руководство. МЕДпресс-информ. 2010; 336.
7. Агапова Ю.Р., Темников В.В. Автоматизированная система для антисмокинговой реабилитации у пациентов с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ). Липецкий государственный технический университет, Липецк, 2013; 64-68.
8. Бессонов О.И., Чернышова В.Н., Карасева Н.А., Фарафонова О.В., Ермолаева Т.Н. Синтез и применение микро - и наносфер пмо для определения лекарственных препаратов с помощью пьезоэлектрических сенсоров. Липецкий государственный технический университет, Липецк; 2017; 352-353.

УДК 504.3.054

СИСТЕМА ОЧИСТКИ ВОЗДУХА В ЗОНЕ ТЕХНИЧЕСКОГО ОБСЛУЖИВАНИЯ АВТОТРАНСПОРТНОГО ПРЕДПРИЯТИЯ

Н.М. Назмутдинова

Казанский национальный исследовательский технический университет - КАИ
им. А.Н. Туполева, Казань

В работе рассматриваются вопросы очистки воздуха АТП от оксидов углеродов при помощи адсорбционного метода. Предложена технологическая схема по очистке воздуха в зоне технического, обслуживания автотранспортного предприятия.

Ключевые слова: воздух, автотранспорт, адсорбционный метод очистки.

AIR PURIFICATION SYSTEM IN THE MAINTENANCE AREA OF A TRUCKING ENTERPRISE

N.M.Nazmutdinova

Kazan National Research Technical university. A.N. Tupolev-KAI, Kazan

The project considers the air purification of MTEs from carbon using the adsorption method. A technological scheme of air purification in the MTE maintenance area was proposed.

Key words: air, vehicles, adsorption purification method.

Объектом исследования является выбросы оксида углерода, источником поступления которого в атмосферный воздух является деятельность зоны технического обслуживания автотранспортного предприятия.

Цель: минимизация техногенного воздействия на атмосферный воздух путем уменьшения концентрации оксидов углерода в зоне технического обслуживания автотранспортного предприятия, используя адсорбционные методы очистки воздуха с последующим контролем исходного и остаточного содержания оксида углерода для оценки опасностей деятельности зоны технического обслуживания автотранспортного предприятия.

Газообразные выбросы попадают в воздух в результате работы производственных вентиляционных систем. Отличительной особенностью этих выбросов является наличие в них большого количества минеральной и органической пыли, аэрозолей, масляного тумана.

Системы удаления выхлопных газов позволяет удалять 100% выхлопных газов непосредственно от выхлопной трубы автомобиля, не давая газам и копоти попадать в помещение.

В предлагаемой системе по очистке воздуха, основным методом является адсорбция.

Процесс адсорбции происходит на поверхности твердого пористого тела – адсорбента, где ненасыщенные поверхностные силы вступают во взаимодействие с силовыми полями адсорбируемых молекул.

Преимущества адсорбции:

- 1) широкий диапазон поглощаемых компонентов;
- 2) возможность очистки газов с небольшой концентрацией примесей;
- 3) высокая эффективность очистки;
- 4) возможность автоматизации процесса [2].

Описание технологической схемы: исходная смесь подается в адсорбер (Ад) вентиляторами (В), одна из которых резервный, чтобы при внеплановом отключении адсорбера не прекращалось удаление вредных паров из помещения.

Согласно ведомственным указаниям по противопожарному проектированию предприятий, учитывая взрывоопасность угольной пыли (при использовании в качестве адсорбента активных углей), требуют использования специальных устройств, предотвращающих возможность возникновения взрывов и пожаров. С этой целью перед подачей в адсорбер смесь проходит через рукавный фильтры (Ф) и огнепреградитель (Ог) с предохранительными мембранами.

Отработанный адсорбент поступает в десорбер (Д), где происходит регенерация адсорбента перегретым паром. Из десорбера адсорбент пневмотранспортом возвращается в адсорбер. Воздух, используемый для пневмотранспорта и подаваемый вентилятором, подсушивает и охлаждает адсорбент.

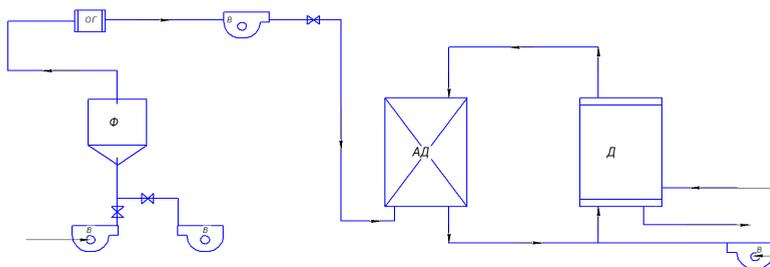
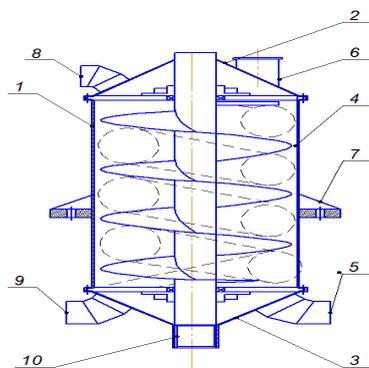


Рисунок 1 –Технологическая схема очистки

Описание основного устройства очистки воздуха: Через нижний патрубок 5 подается загрязненный воздух для очистки, а через верхний патрубок 8 подается адсорбент (тороидальное сетчатое устройство в виде замкнутой конструкции, соответствующий размерам шнека) на шнек 4. За счет вращательных движений адсорбент опускается вниз, а загрязненный воздух поднимется противотоком на встречу к адсорбенту. Загрязняющие вещества поглощаются адсорбентом. Отработавший адсорбент выводится из адсорбера через 9 и отправляется на десорбцию для повторного его возвращения на адсорбцию, что позволяет делать процесс не прерывным. Очищенный от загрязнений воздух выводится через патрубок 6.

Для данной технологической схемы предложен адсорбер, который благодаря своему конструкторскому сооружению, позволяет сделать процесс очистки воздуха от ЗВ непрерывным. За счет изменения числа винтовых поверхностей дает возможность регулировать габариты устройства, регулировать время адсорбции, что в свою очередь влияет на качество очищаемого воздуха. Также использование адсорбента в виде тороидального сетчатого устройства, обеспечивает возможность, быстрой его замены при потере его адсорбционных свойств.



1-корпус;2-крышка;3-днище;4-шнек;5- патрубок подачи воздуха на очистку;6-патрубок отвода очищенного воздуха;7-опора; 8-патрубок подачи адсорбента; 9-патрубок отвода отработанного адсорбента;1,00-шлиц

Рисунок 2 – Адсорбер

Для анализа данной темы, рассматривалась технологическая линия автотранспортного предприятия с точки зрения техногенной опасности для атмосферного воздуха. Рассмотрев передовой опыт в области обеспечения экологической безопасности при помощи ИТС 22-2016, было решено, для повышения эффективности очистки и повышения техногенной безопасности предприятия предложить усовершенствование основного узла технологической схемы очистки, т.к. на большинстве предприятий уже существует линия очистки, поэтому внедрение новых технологий экономически нецелесообразно. Адсорбционный метода был выбран, как основной метод. Выбор метода основывался на требованиях к уровню очистки воздуха, эффективностью, производительностью и экономической целесообразностью.

Библиографический список

1. Ветошкин А.Г., Таранцева К.Р. Технология защиты окружающей среды (теоретические основы). Учебное пособие. /Под ред. доктора технических наук, профессора, академика МАНЭБ и АТП РФ А.Г.Ветошкина – Пенза: Изд-во Пенз. технол. ин-та, 2004. - с.: ил., библиогр. 246 с.
2. Кирсанов В.В «Современные технико-технологические методы защиты окружающей среды. Т.П.Процессы и аппараты защиты атмосферы» Казань: Изд-во Казан.гос.техн.ун-та,2014. – 568с.
3. Дытнерский Ю.И., Процессы и аппараты химической технологии. Учебник для вузов, 1995.-389с.
4. Информационно-технический справочник по наилучшим доступным технологиям ИТС 22-2016. Очистка выбросов вредных (загрязняющих) веществ в атмосферный воздух при производстве продукции (товаров), а также при проведении работ и оказании услуг на крупных предприятиях. Москва: Бюро НДТ. – 212 с.

УДК 615.47

БИОУПРАВЛЯЕМАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ

М.П. Шестакова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье была рассмотрена актуальность и значимость использования электростимуляции согласованно с собственными ритмами человека. Обоснованы достоинства и необходимость разработки аппаратной части исследования.

Ключевые слова: *ритм человека, электромиостимулятор, мышцы, физиотерапия.*

BIO-CONTROLLED ELECTROSTIMULATION

M.P. Shestakova

Scientific adviser: assoc. prof. T.V. Mirina
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In this article, the relevance and significance of the use of electrical stimulation in accordance with their own rhythms of man was considered. The advantages and necessity of developing the hardware part of the study are substantiated.

Keywords: *human rhythm, electric pacemaker, muscle, physiotherapy.*

Функционирование нервно-мышечной системы человека является одной из актуальных и активно рассматриваемых проблем современной физиологии. Интерес к данной проблеме обусловлен существованием ряда заболеваний, клиническая картина которых определяется расстройствами нервно-мышечного и опорно - двигательного аппарата. И вопреки большой популярности культа спорта и поддержания здорового образа жизни, в последние годы по всему миру возросла тенденция к ухудшению физического здоровья людей. Идет увеличение заболеваемости по всем основным группам болезней, в частности заболевание опорно - двигательного аппарата, рост смертности, снижение продолжительности жизни. А боли в спине и мышцах являются самой частой причиной нетрудоспособности. В виду этого, применение основных методов физиотерапии, повышающих эффективность лечения, стало неотъемлемой частью комплексного и восстановительного лечения, реабилитации и профилактики больных с различными заболеваниями.

Среди наиболее значимых и часто применяемых физиотерапевтических методов воздействия занимает место электростимуляция органов и тканей биологического объекта. Так как её использование имеет определяющее значение в комплексе восстановительного лечения повреждений и заболеваний нервно-мышечной системы и опорно-двигательного аппарата.

Мышца - орган, имеющий характерную форму и строение, типичную архитектонику сосудов и нервов, построенный в основном из поперечнополосатой мышечной ткани, покрытый снаружи собственной фасцией, обладающий способностью к возбудимости, эластичности и сокращению [1]. Нервно-мышечные заболевания характеризуются нарушением функции произвольной мускулатуры, снижением двигательного контроля, которое может наступить в результате повреждения.

При нарушении иннервации из – за поражения периферических нервов мышца начинает дегенерировать, превращаясь в соединительную, потерявшую функциональную способность ткань. Атрофия может возникнуть и при длительном вынужденном бездействии. Поэтому, чтобы поддерживать активность мышечных волокон применяется метод электростимуляции.

В качестве факторов воздействия используются различные виды электрического тока, магнитного, электрического и электромагнитного поля широкого частотного диапазона. Положительный эффект в том, что в

терапевтических дозировках они не обладают токсичностью и не вызывают побочных эффектов организма.

Электрические воздействия играют важную роль в физиологических процессах — возбуждении и проведении, в переносе веществ через биологические мембраны. Электростимуляция — метод электролечения, основанный на использовании воздействия импульсных токов низкой частоты для восстановления функции поврежденного нервно — мышечного аппарата [2]. Применяются импульсные токи прямоугольной, экспоненциальной и полусинусоидальной формы с длительностью импульсов в пределах 1—300 мс, а также переменные синусоидальные токи частотой 2000—5000 Гц, модулированные низкими частотами в диапазоне 10—150 Гц.

Помимо этого, импульсный ток все чаще используется для стимуляции и других внутренних органов. Наиболее широко в медицинскую практику вошел метод электрической стимуляции сердца пациента — электрокардиостимуляции.

За последние годы интенсивно развивается биоуправляемая стимуляция, т.е. стимуляция, параметры стимула которой в той или иной степени изменяются в зависимости от состояния и потребностей организма. Самый простой тип биоуправления — включение/выключение стимулятора. Такое устройство включается «по требованию», т.е. в случае, если собственные управляющие сигналы организма отсутствуют или не обеспечивают нормального функционирования органа [3].

Другим видом биоуправления является биосинхронизация, при которой работа стимулятора происходит синхронно с собственным ритмом органа.

Также биоуправление стимулятором может быть полным, т.е. заключаться в регулировании не только его временных, но и амплитудных параметров.

Биоуправляемые стимуляторы имеют несомненные преимущества, так как обеспечивают более выгодный, а главное, адекватный для организма режим стимуляции. Подобного рода устройства позволяют решить задачу повышения эффективности электростимуляции путем использования синхронизации собственных биоритмов человека с подаваемыми воздействиями. Это позволяет воздействовать на глубоко расположенные мышечные структуры без традиционных физических методов нагрузки, что является важнейшим фактором при реабилитации после тяжелых травм и сложных заболеваний.

Библиографический список

1. Гайворонский И. В., Ничипорук Г. И., Гайворонский А. И. Анатомия и физиология человека: учеб. для студ. учреждений сред. проф. образования. — 6-е изд., перераб. и доп. — М.: Издательский центр «Академия», 2011. — 496 с.
2. Илларионов В.Е., Симоненко В.Б. Современные методы физиотерапии: Руководство для врачей общей практики. — М.: ОАО Издательство «Медицина», 2007. — 176 с.
3. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура: 5-е изд., перераб. и доп. - М.: Медицина, 1981. - 344 с.

УДК 615.47

БЕСКОНТАКТНЫЙ РЕГИСТРАТОР ДЫХАНИЯ

М.И. Качмар, Е.М. Прошин

Научный руководитель – Прошин Е.М., д.т.н., профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данном докладе оценим необходимость создания бесконтактных устройств регистрации дыхания, рассмотрим возможные методы решения поставленной задачи, сравним их достоинства и недостатки.

***Ключевые слова:** бесконтактное измерение, регистрация дыхания, ультразвуковое излучение, сдвиг фазы, биение частоты.*

CONTACTLESS THE REGISTRAR OF BREATH

M. I. Kachmar, E.M. Proshin

Scientific director - Proshin E. M., Ph. D., Professor
Ryazan state radio engineering University, Ryazan

This report will evaluate the need to create contactless recording of breathing, let us consider possible methods of solving the tasks, compare their advantages and disadvantages.

***Keywords:** contactless measurement, check the respiration, the ultrasonic radiation, the phase shift of the beating frequency.*

Дыхательная система является жизненно-важной функцией для каждого человека. Именно она является одной из важнейших направлений современной медицины. Чтобы избежать, угрожающей жизни человека, апноэ или угнетений дыхания, необходим постоянный и жесткий контроль над дыхательной деятельностью пациента.

Основной проблемой современных средств регистрации дыхания, будь то портативный регистратор дыхания или стационарный капнограф, является непосредственный контакт с пациентом, который доставляет неудобство больному, обременяет врача дополнительной работой, на которую уходят драгоценные минуты времени. Поэтому актуальной задачей современности является исследование и разработка бесконтактных методов регистрации и мониторинга процессов дыхания.

В настоящий момент существуют радиолокационные и оптические методы дистанционной регистрации ритмов дыхания. Главными недостатками данных методов являются низкая чувствительность и низкая помехозащищенность. Борьба с этими недостатками существенно усложняет конструкцию устройства и повышает стоимость прибора. Поэтому на данный момент стоит задача, обеспечить высокую чувствительность, надежность и достоверность показаний приборов для бесконтактной дистанционной регистрации процессов дыхания. Достичь этого можно с помощью использования ультразвуковых колебаний. Ультразвук обладает рядом особенностей: технически простая реализация методов получения ультразвука, не требующая дорогостоящих технических решений; человек не воспринимает ультразвуковые частоты, поэтому этот метод не доставляет дискомфорта; полезное воздействие на организм, за счет микровибрации; При регистрации дыхания областями дистанционного контроля будут являться грудная клетка и живот человека. Основными параметрами при регистрации перемещений грудной клетки пациента могут быть амплитуда, фазовый сдвиг и время пробега принятого ультразвукового сигнала. В дистанционном исследовании процессов дыхания человека наиболее распространены методы: фазовый метод; эхолокационный метод; метод, основанный на биении ультразвуковых частот;

В данном докладе представлен метод, основанный на биении ультразвуковых частот. В данном методе грудная клетка пациента непрерывно облучается сигналом суммы двух различающихся ультразвуковых частот (рис. 1):

$$x_{\sigma} = 2A \cos[\pi(f_1 - f_2)t] \sin[\pi(f_1 + f_2)t],$$

где A – амплитуда колебаний; f_1 – частота первого генератора; f_2 – частота второго генератора;

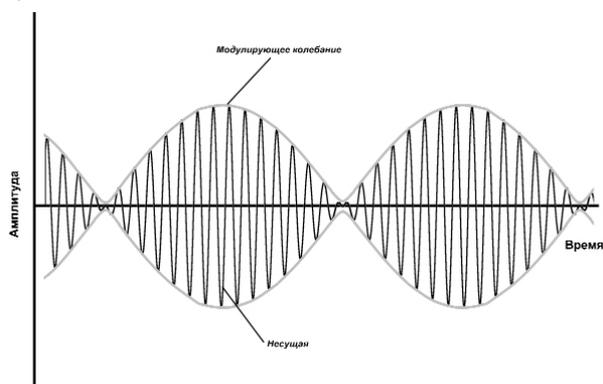


Рисунок 1 – Сигнал биений ультразвуковых частот

Структурная схема устройства, основанного на методе биений, представлена на рисунке (рис. 2).

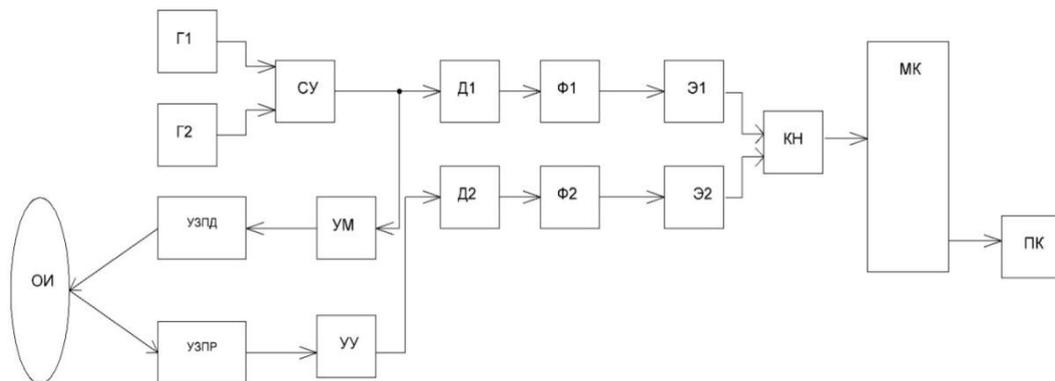


Рисунок 2 – Структурная схема бесконтактного регистратор

С помощью СУ выходные сигналы генераторов суммируются, в результате чего получаем модулируемый сигнал (рис. 1), который усиливается с помощью УМ и поступает на УЗПД, где преобразуется в ультразвуковые волны. С помощью Д1 происходит выделение положительной огибающей модулируемого сигнала, далее фильтруется Ф1, а Э1 выделяет моменты минимумов огибающих этого сигнала. После этого сигнал поступает на МК.

Ультразвуковые волны, отразившись грудной клетки пациента, поступают на УЗПР, где преобразуются в электрическое напряжение. Выход УЗПР соединен с УУ (полоса определена разностью частот), который усиливает сигнал. После усиления сигнал поступает на Д2, для выделения огибающей, далее на Ф2 для фильтрации и затем на Э2 для выделения моментов минимумов огибающей, далее сигнал подается на МК.

Регистрация фазового сдвига между огибающими переданного и отраженного сигналов осуществляется в МК, с помощью таймера. С выхода Э1 на МК поступают такты, соответствующие минимумам огибающей переданного сигнала. При поступлении на вход таймер сигнала с Э1, он запускается и считает до тех пор, пока с Э2 не поступит такой же сигнал, но уже со сдвигом фаз, соответствующий минимуму огибающей отраженного сигнала. В результате получаем время, соответствующее сдвигу фазы, а также и движению грудной клетки. Полученный массив данных времени поможет нам изобразить кривую дыхания.

Новшеством данного регистратора, является использование микроконтроллера для расчета сдвига фазы и компенсации погрешности, вносимой человеческими факторами, а именно, каждый человек имеет индивидуальную комплекцию. С помощью микроконтроллера, прибор самостоятельно подстроится под фактические параметры пациента. Так же присутствует использование подстроечного резистора, что дает возможность повесить прибор на любой высоте в поликлинике.

Библиографический список

1. И.П. Голямина. Ультразвук М. - : Советская энциклопедия, 1979.
2. Пат. на полезную модель № 82536 Российская Федерация, МПКА 61 В5/00. Медико-биологический комплекс для дистанционного мониторинга физиологических параметров / Монич В.А., Кушников О.И., Алакаев Р.Р. – № 2008145324/22; заявлено 19.11.2008; опубл. 10.05.2009, Бюл. № 13. – 2 с. Источник 2.
3. В.П. Северденко, В.В. Клубович. Применение ультразвука в промышленности. – Минск : Наука и техника, 1967.

УДК615

АВТОМАТИЗАЦИЯ ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДЛИННЫХ ТРУБЧАТОЙ КОСТЕЙ НА ОСНОВЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПРОБ

А.С. Крузжков

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В статье предложено экспериментальное устройство по методу функциональных биомеханических проб, для диагностики прочностных свойств кости. Описывается структурная схема такого устройства.

***Ключевые слова:** функциональные биомеханические пробы, скрининг диагностика, диагностика состояния кости, мониторинг*

AUTOMATION OF DIAGNOSTICS OF THE FUNCTIONAL STATE OF LONG-TERM TUBULAR BONES ON THE BASIS OF FUNCTIONAL BIOMECHANICAL PROBLEMS

A.S. Kruzhkov

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In article author provides a new computer-aided experimental toolset to make a diagnostic of tubular bones based on method of functional biomechanical tests. The structure of such a toolset is described and explained.

***Key words:** method of functional biomechanical tests, screening, functional test of bones, long-term monitoring*

Наиболее широко распространенные травмы и повреждения костей чаще всего являются следствием ухудшения прочностных характеристик костной ткани. Для мониторинга таких характеристик, как правило, применяются лучевые методы диагностики, такие как, например, денситометрия. Также в реабилитационный период после получения травм костей, необходимо отслеживать состояние поврежденного участка, мониторировать ход развития регенеративных процессов, и, соответственно, регулировать ход лечебного процесса. На данный момент это производится с

использование, также одного из методов лучевой диагностики — рентгенографии. Метод рентгенографии имеет свои ограничения в применении [1], такие как:

1) Ионизирующее излучение, не позволяющее прибегать к рентгенографии неограниченное количество раз, а также создающее ограничения для определенной группы людей (с онкологическими и эндокринологическими заболеваниями, беременным и т.д.);

2) Низкий контраст между мягкими тканями [2]. Эта особенность делает метод низко информативным при исследовании паренхиматозных органов, мышечной системы, связок.

В следствии описанных выше проблем, такой подход во-первых ограничен в применении для скрининг исследований прочностных характеристик (в том случае когда период между исследованиями составляет недели или месяцы); во-вторых является дорогостоящим методом исследования с точки зрения окупаемости: высокая стоимость оборудования (денситометров, рентген аппаратов), необходимо иметь специально оборудованное помещение для проведения исследований и т.д.

Автором было предложено устройство основанное на методе функциональных биомеханических проб (ФБМП) [3, 4, 5, 6]: создание внешнего эталонного дозированного воздействия в акустическом спектре на костную ткань и, измерение и оценка параметров ответа костной ткани на такое воздействие.

При таком подходе костную ткань можно рассматривать как сложный акустический фильтр со своей функцией передачи и характеристиками зависящими от структурных свойств кости.

В качестве воздействия применяется гармонический синусоидальный сигнал в сетке частот 300 Гц — 1800 Гц с шагом 50 Гц. Сигнал подается на проксимальный эпифиз локтевой кости правой руки с помощью динамика костной проводимости. Ответ снимается с помощью микрофона на дистальном эпифизе локтевой кости. Далее сигналы, как с излучателя так и с усилителя микрофона, подаются на двухканальный цифровой осциллограф для сравнения характеристики ответа с воздействием.

Автоматизация измерений проводилось за счет управления блоком генератора и осциллографом с ПК с использованием управляющих программ написанных на языке высокого уровня *Python*. Для проведения более глубоких исследований и уточнения модели, собирается и заносится во внутренне хранилище статистически достоверная выборка с использованием описанной выше автоматизированной экспериментальной установки. Метод является дешевым и простым в использовании, и предполагается в дальнейшем для использования при скрининг обследованиях.

Блок-схема описывающая устройство экспериментальной установки на рисунке 1.



Рисунок 1 — блок-схема экспериментальной установки

В результате проведения опытных работ было обнаружено изменение фазовой скорости распространяющейся в кости волны и ее частотная зависимость. Применяя теорию общей акустики, можно сопоставить диафиз кости с цилиндром (или узкой трубкой при определенных условиях), а эпифизы с массами, и применять закономерности распространения акустических волн в таком сложном твердом теле [7]. Таким образом, можно заключить что ФЧХ будет в прямой зависимости от плотности кости, и, как следствие, характеризовать структуру костной ткани.

Работа поддержана грантом РФФИ №17-48-020074\17.

Библиографический список

1. Зуева Н.М., Сравнительные характеристики методов лучевой диагностики, 2010 год, Журнал "Ветеринария Кубани", г. Москва
2. Шотемор Ш.Ш. Путеводитель по диагностическим изображениям. М. 2001г
3. Бакусов Л.М. Методы и модели причинно–структурного анализа в исследовании самоорганизующихся систем / Л.М.Бакусов. – М.: Машиностроение, 2005.– 229 с.
4. Бакусов Л.М. Применение метода функциональных биомеханических проб для исследования состояния позвоночника человека / Л.М. Бакусов, А.Е. Лепилин, Р.В. Насыров // Мехатроника. Москва-Новые технологии-2001. - № 6. – С.44-48.
5. Минасов Т.Б. Структурная самоорганизация костной ткани и её механизмы как источник диагностической информации / Т.Б.Минасов, А.Е. Стрижков, Л.М. Бакусов, Р.В. Насыров– Уфа: «ПЕЧАТНЫЙ ДОМЪ», 2010. –

114 с.

6. Бакусов Л.М., Насыров Р.В., Старцев Ю.В., Бакусова Н.С. ИССЛЕДОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ НА ОСНОВЕ СИСТЕМЫ БАЗИСНЫХ ФУНКЦИЙ ХААРА // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 9-2. – С. 247-251;

7. М. А. Исакович, Общая акустика. Учебное пособие. Издательство «Наука», Главная редакция физико-математической литературы, М., 1973 г.;

УДК 621.317

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ТЕРАПИИ

А.О. Махнева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В статье рассмотрен один из способов применения магнитных полей в медицине. Приводятся основные цели воздействия магнитного поля на человека, а также описано устройство для электромагнитной терапии.

Ключевые слова: магнитотерапия, низкочастотное устройство, лечение, резонанс.

DEVICE FOR ELECTROMAGNETIC THERAPY

A. O. Mahneva

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The article describes one of the methods of application of magnetic fields in medicine. The principal purpose of magnetic field impact on humans, as well as the described device for electromagnetic therapy.

Keywords: magnetic therapy, low frequency device, healing, resonance.

Магнитотерапия представляет собой комплекс физиотерапевтических процедур воздействия магнитным полем с заданными свойствами на пациента в определенном порядке в зависимости от цели воздействия [1].

Основные цели:

- лечение;
- восстановление функций;
- коррекция состояний;
- тренировка;
- профилактика;
- создание тестовых воздействий.

Как физиологическое, так и лечебное действие магнитных полей многообразно и весьма существенно зависит от параметров и методик использования. Несмотря на обилие публикаций, многие вопросы

магнитотерапии остаются неясными, требующими обсуждения и исследования. Актуальной проблемой магнитотерапии делает и постоянное появление новых магнитотерапевтических аппаратов, методик и способов применения магнитных полей [2].

Известно устройство низкочастотной электромагнитной терапии. Это устройство относится к медицинской технике, а именно к низкочастотной электромагнитной терапии для лечения различных заболеваний, гармонизации работы органов и повышения защитных сил организма. Способ электромагнитной терапии включает воздействие на биологические активные точки и биологически активные зоны импульсным электромагнитным полем с напряженностью $0,1 \text{ В/м}^2$. При этом электромагнитные импульсы имеют вид радиоимпульсов с частотой следования пакетов $0,1 - 100 \text{ Гц}$, дискретом - $0,01 \text{ Гц}$ и несущей частотой $10 - 15 \text{ кГц}$. На рисунке 1 изображена структурная схема устройства низкочастотной электромагнитной терапии.

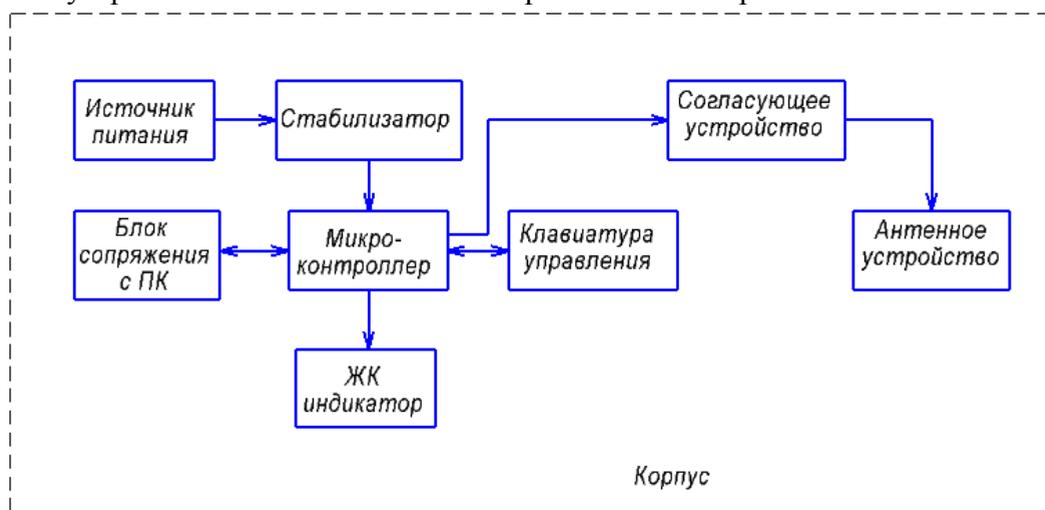


Рис.1 – Структурная схема устройства низкочастотной электромагнитной терапии

Устройство состоит из корпуса, в котором источник питания (батарея) через стабилизатор соединен с микропроцессорным контроллером. Микропроцессорный контроллер соединен с клавиатурой управления, ЖК индикатором, блоком сопряжения с компьютером и согласующим устройством. Согласующее устройство соединено с антенным устройством.

Устройство низкочастотной электромагнитной терапии работает следующим образом.

Человек с клавиатуры управления включает устройство и на клавиатуре или на компьютере через блок сопряжения с компьютером набирает программу лечения. Программа может состоять из одной или нескольких частот в диапазоне от $0,1$ до 100 Гц . Для каждой частоты задается время в диапазоне от

1 до 4000 с. Микропроцессорный контроллер запоминает введенную программу. (Количество программ, которые микропроцессорный контроллер запоминает и хранит, от 1 до 1000). После этого направляет антенное устройство на биологически активную зону и включает выполнение программы лечения. Микропроцессорный контроллер, выполняя заданную программу, формирует пакеты радиоимпульсов (в диапазоне от 0,1 до 100 Гц) с заполнением звуковой частотой. Эти пакеты радиоимпульсов подаются на согласующее устройство и через него на антенное устройство. При этом на жидкокристаллическом индикаторе отображаются параметры выполняемой программы микропроцессорного контроллера. По окончании заданной программы устройство автоматически выключится. Лечение основано на резонансных явлениях, а не на принуждении органов выполнять не свойственные им функции. Именно поэтому приборами электромагнитной терапии невозможно передозировать или вызвать обострение заболевания. Если вносимая частота вызывает резонанс, то она нужна организму и лечебный эффект есть. Если резонанса нет, то нет и лечебного эффекта. А как следствие этого - навредить этим прибором невозможно [3].

Данное устройство электромагнитной терапии с таким его выполнением позволило обеспечить гармонизацию работы органов и систем человека за счет резонансных явлений, вызванных в организме заданными частотами, и за счет этого расширить возможности его применения и автоматизировать процесс лечения [3].

Библиографический список

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: Уч. пособие для вузов / Под. ред. Беркутова А.М., Жулева В.И., Кураева Г.А., Прошина Е.М. – М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000 г., 376с.
2. Ильясов Л. В. Биомедицинская измерительная техника. М.: Изд. Высшая школа, 2007, 341 с(75-77).
3. Пат. 2164424 Российская Федерация, МПК А61N2/04. Способ низкочастотной электромагнитной терапии и устройство для его осуществления [Текст]/Коноплев С.П., Коноплева Т.П.; заявитель и патентообладатель Коноплев С.П., Коноплева Т.П.- № 99113012/14; заявл. 27.03.2001; опубл. 27.03.2001.

УДК 616-71

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ЖИЗНЕННО ВАЖНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЗДОРОВЬЯ ПАЦИЕНТА

Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, М.А. Сергеева

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., старший преподаватель
Уфимский государственный авиационный технический университет

В работе была рассмотрена система мониторинга жизненно важных показателей здоровья пациента. Представлена структурная схема реализации рассмотренной системы.

Ключевые слова: мониторинг, дистанционно, телефон, мобильная сеть.

CONTROL SYSTEM OF LIFE IMPORTANT INDICATORS OF PATIENT HEALTH

Y. L. Lemdasov, A. F. Latypov, M. A. Sergeeva

Scientific adviser - Sayapova LR, senior lecturer
Ufa State Aviation Technical University

In work the system of monitoring vital indicators of the patient's health was considered. A structural diagram of the implementation of the system is presented.

Key words: monitoring, remotely, telephone, mobile network.

Мониторинг здоровья населения — это система оперативного слежения за состоянием и изменением здоровья населения, представляющая собой постоянно совершенствующийся механизм получения разноуровневой информации для углубленной оценки и прогноза здоровья населения за различные временные интервалы.

Компьютерный мониторинг здоровья предполагает регулярный сбор и накопление данных, получаемых на любых уровнях иерархической системы здравоохранения и в ведомственных медицинских учреждениях на протяжении всей жизни человека. Это обеспечивает формирование объективных интегральных оценок общественного здоровья, динамический анализ ситуации и прогноз тенденций, на основе которых может осуществляться выявление приоритетов для проведения первоочередных мероприятий в отношении различных групп населения путем направленного совершенствования системы здравоохранения и планирования текущих и долгосрочных мероприятий.

Для достижения цели контроля и мониторинга при дистанционном наблюдении предлагается к устройству для дистанционного мониторинга физиологических параметров организма человека. Система содержит датчик контроля сердечной деятельности, датчик контроля дыхательной активности, датчик контроля гемодинамики, блок ввода данных и центральную ЭВМ. Дополнительно система содержит микропроцессор, сеть мобильной связи GSM, поддерживающую передачу пакета данных GPRS, и функцию определения местоположения в радиосистеме PRCF, датчик контроля двигательной активности, два модема GPRS и многоканальный

микроконтроллер. В систему также входят дисплей, два телефона мобильной связи, база данных, содержащая анамнез, паспортные данные, а также контактную информацию с конфидентом пациента. Реализация изобретения позволяет осуществить мобильный контроль физиологического состояния организма людей, находящихся в беспомощном состоянии.

Данное устройство позволяет спасти людей, оказавшимся в состоянии «мнимой смерти», а также сигнализации и определения местоположения пациента по сигналам, передаваемым по мобильным беспроводным сетям связи в пункт дежурной службы медицинской помощи и/или на приемник мобильной связи конфиденга пациента. Предлагаемое изобретение может быть использовано для динамического мобильного мониторинга и контроля физиологического состояния организма, находящихся под медицинским наблюдением (пациентов), одиноких пожилых людей, водителей автотранспорта, представителей специальных и спасательных служб и других заинтересованных людей, а также для поиска и спасения людей, находящихся в беспомощном состоянии.

Система контроля жизненно важных показателей здоровья и оказания экстренной помощи пациенту (рис. 1) включает мобильный комплект пациента 1; сеть мобильной (сотовой) связи GSM 2 с каналами передачи пакета информации GPRS (General Packet Radio Service) 3 определения местоположения в радиосистеме PRCF (Positioning RadioCoordinating Function) 4, и передачи речевой или текстовой информации 5; пункт дежурной службы медицинской помощи 6, оснащенный многоканальным доступом к центральной ЭВМ 7 и каретами скорой медицинской помощи; базу данных 8; мобильный комплект связи 9; авторизованного конфиденга пациента 10.

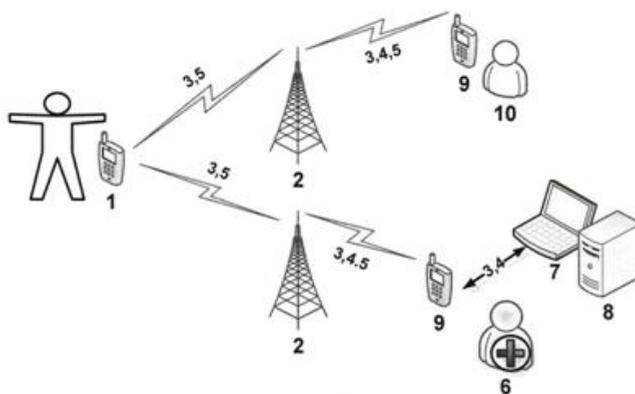


Рис. 1 – Система контроля жизненно важных показателей здоровья и оказания экстренной помощи пациенту

Мобильный комплект (рис 2.) пациента 1 содержит датчики контроля сердечной деятельности 11, дыхательной активности 12, гемодинамики 13,

двигательной активности 14, блок ввода данных 15, многоканальный микроконтроллер 16, микропроцессор 17, дисплей отображения информации 18, первый модем GPRS 19, причем датчики контроля сердечной деятельности 11, дыхательной активности 12, гемодинамики 13, двигательной активности 14, а также блок ввода данных 15 подключены соответственно к первому, второму, третьему, четвертому и пятому входам многоканального микроконтроллера 16, а микропроцессор 17, дисплей отображения информации 18 и первый модем GPRS 19 подключены соответственно к первому, второму и третьему входу-выходу многоканального микроконтроллера 16. Причем все устройства 11-15 и 17-19 подключаются соответственно к входам и входам-выходам многоканального микроконтроллера через гибкие удлиненные переходники.

Мобильный комплект связи 9 содержит не менее одного мобильного телефона 20 и/или одного модема GPRS 21. Единая сеть мобильной связи 2 позволяет организовывать каналы передачи пакета информации GPRS 3, определения местоположения пациента в радиосистеме PRCF (Positioning RadioCoordinating Function) 4, передачи речевой или текстовой информации 5 между мобильным комплектом пациента 1, и мобильными комплектами связи 9 конфиденанта 10 и пунктом дежурной службы медицинской помощи 6. Между мобильным комплектом связи 9 медицинского центра экстренного реагирования 6 и центральной ЭВМ 7 организуется многоканальный обмен пакетной 3, координатной 4, речевой и текстовой 5 информацией. Между центральной ЭВМ 7 и базой данных 8 устанавливается высокоскоростной канал передачи данных 22, который может быть как проводным, так и беспроводным.

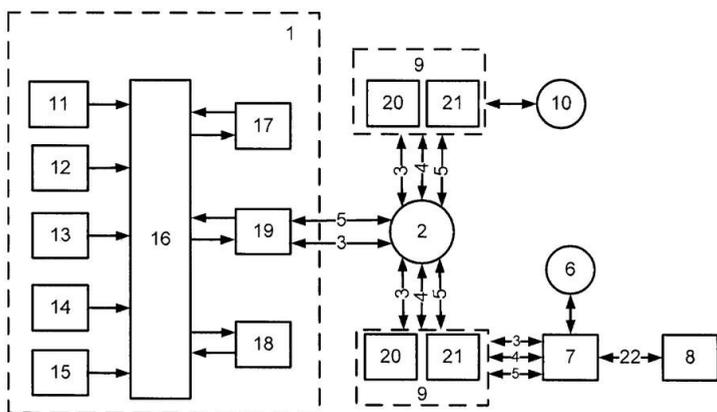


Рис. 1 – Структурная схема комплекта мобильного оборудования системы

Библиографический список

1. О Государственной стратегии экономической безопасности Российской Федерации : указ Президента РФ от 29 апреля 1996 г. № 608 // Собр. законодательства Рос. Федерации. – 1996. – № 18. – Ст. 2117.
2. Демидюк Е. В., Демидюк А. В., Бижев А. М.. Система контроля жизненно важных показателей здоровья пациента // База патентов РФ № 2454924. Заявл. 09.09.2010, опубл 10.07.2012.
3. Кобринский, Б.А. Мониторинг состояния здоровья детей России на основе применения компьютерных технологий / Б.А. Кобринский // Вестн. Росздравнадзора. – 2010. – № 1. – С. 16–20

УДК 616-71

СИСТЕМА ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ СОВМЕСТНОЙ ОБРАБОТКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, К.Р. Шаймарданова

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., старший преподаватель
Уфимский государственный авиационный технический университет

В работе был рассмотрен способ определения артериального давления на основе обработки параметров: частота сердечных сокращений и время распространения пульсовой волны. Представлена структурная схема реализации данного метода.

Ключевые слова: артериальное давление, частота сердечных сокращений, время распространения пульсовой волны.

SYSTEM OF ASSESSMENT OF ARTERIAL PRESSURE BASED ON JOINT PROCESSING OF PHYSIOLOGICAL PARAMETERS

Y. L. Lemdasov, A.F. Latypov, K.R. Shaimardanova

Scientific adviser - Sayapova LR, senior lecturer

Ufa State Aviation Technical University

The paper considered a method for determining blood pressure based on the processing of parameters: heart rate and pulse wave propagation time. The structural scheme of the implementation of this method is presented.

Key words: arterial pressure, heart rate, time of pulse wave propagation.

Артериальное давление является важным показателем состояния здоровья человека, поэтому его измерение является частью каждого полноценного диагностического обследования.

Артериальное давление – сила, оказываемая циркулирующей кровью на стенки кровеносных сосудов. В течение сердечного цикла давление колеблется

между максимальным (систолическим) и минимальным (диастолическим) значением.

Поскольку артериальное давление является лишь одним из множества показателей функционирования сердечно-сосудистой системы человека, представляющей собой замкнутую систему регулирования с многопетлевой обратной связью, должна существовать и на самом деле установлена тесная связь между всеми этими показателями. При этом такие параметры, как частота сердечных сокращений, скорость распространения пульсовой волны, параметры variability сердечного ритма, доступны для простого и точного измерения существующими аппаратными средствами. Используя эту связь, можно производить косвенную оценку артериального давления с точностью, присущей традиционным «манжетным» методам измерения.

Наиболее выраженной и подробно исследованной является связь между артериальным давлением и временем (скоростью) распространения пульсовой волны. Функциональная связь между артериальным давлением и скоростью распространения пульсовой волны по артериальному руслу была установлена давно и основывается на известном соотношении, полученном А. I. Moens и D. J. Korteweg. В соответствии с ним скорость, с которой пульсовая волна артериального давления распространяется по артериям, определяется следующим соотношением:

$$\text{СПРВ} = \frac{(\Delta d)}{\text{ВРПВ}} = \sqrt{\frac{g}{\rho} \cdot \frac{Ea}{d}}.$$

Полагая, что скорость распространения пульсовой волны на участке артерии длиной L является неизменной, и подставив полученное выражение в предыдущее, можно получить зависимость ВРПВ от величины АД:

$$(\text{ВРПВ})^2 = \frac{L^2 \cdot \rho d}{g \cdot E_0 \cdot a} \times (e^{\alpha P})^{-1},$$

и обратную ей зависимость, связывающую АД с ВРПВ:

$$P = -\frac{2}{\alpha} \ln(\text{ВРПВ}) + \frac{1}{\alpha} \ln \frac{L^2 \cdot \rho d}{g \cdot E_0 \cdot a}.$$

На основе данной идеи была разработана структурная схема устройства определения артериального давления.

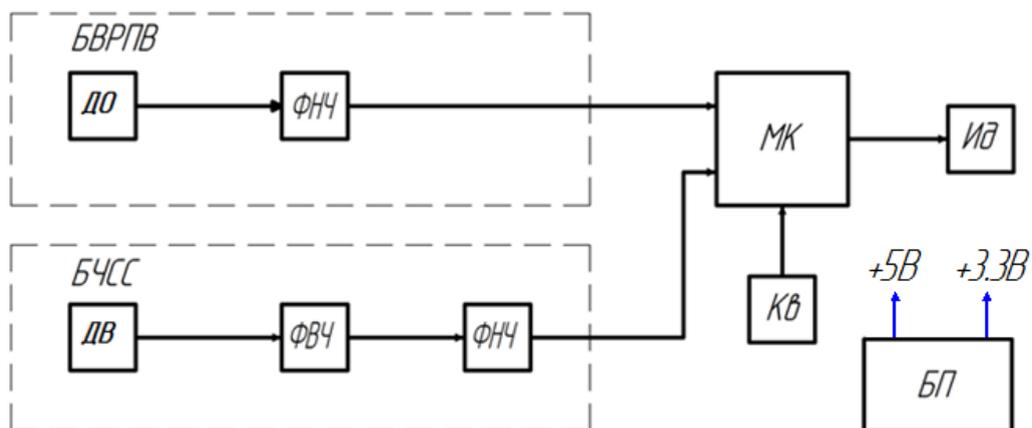


Рис. 1 – Структурная схема предлагаемого устройства

Данная схема состоит из двух блоков. Первый блок предназначен для определения времени распространения пульсовой волны. В данном блоке устанавливаются датчик вибрации (ДВ) над исследуемой артерией. Пульсовая волна вызывает поперечные колебания стенок артерии, эти колебания улавливаются датчиком вибрации.

Полученный с датчика сигнал фильтруется в блоке (ФНЧ) для компенсации помех. Контактный элемент обеспечивает более плотную связь со стенкой артерии воспринимающей пластины, что увеличивает чувствительность датчика к колебаниям стенки артерии.

Сигналы после фильтра поступают на внутренний АЦП микроконтроллера (МК), где происходит их обработка в соответствии с выбранным режимом работы и вычисление разности фаз. Разность фаз колебаний пульсовой волны в точности равна времени распространения пульсовой волны между датчиками.

В блок определения частоты сердечных сокращений используется фотооптический датчик (ДО), работающий «на просвет». ИК-излучение от излучателя попадает в кровеносный сосуд, отражается от него и попадает на приемник. После сигнал проходит через фильтр верхних частот (ФВЧ) и нижних частот (ФНЧ). После фильтра сигнал попадает на АЦП микроконтроллера (МК) и происходит обработка сигнала.

После обработки полученных сигналов с блоков БВРПВ и БЧСС микроконтроллер по предварительно заданному алгоритму на основе полученных данных определяет артериальное давление и выводит полученные значения на индикатор (ИД). Для управления устройством предусмотрена клавиатура (КВ). Для обеспечения всех функциональных узлов необходимым напряжением питания используется блок питания (БП).

Библиографический список

1. Анатомия человека / Под редакцией Козлова В. И., Гурова О. А. – М.: Практическая медицина, 2009. стр. 204-206.
2. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. – М.: Медицина, 1974. – 311с.
3. Шульгин В. И., Джадуей Али, Шульга Д. И., Наседкин К. В., Федотенко В. В. Измерение артериального давления на основе совместной обработки набора физиологических показателей // Клиническая информатика и Телемедицина 2012. Т.8. Вып.9.. Стр 38 – 44.
4. Явелов И. С., Худoley В. Н., Власов С. К.. Устройство для измерения артериального давления // База патентов РФ № 2480150. Заявл. 2010-07-20, опубл 27.04.2013.

УДК 616-71

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПОРТАТИВНЫХ БИОХИМИЧЕСКИХ АНАЛИЗАТОРОВ КРОВИ

Э.С. Шарипова, Ч.Р. Касимова, Н.Р. Исянов

Научный руководитель- Мирина Т.В., канд. техн. наук, доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Биохимический анализ крови представляет собой метод исследования, отражающий функциональное состояние организма пациента. Этот метод обследования позволяет поставить диагноз, назначит и скорректировать уже назначенное лечение, а также определить стадию заболевания.

Ключевые слова: биохимический анализ, физиологическое состояние организма, анализаторы крови, портативные анализаторы

COMPARATIVE ANALYSIS OF PORTABLE BIOCHEMICAL ANALYZERS OF BLOOD

E.S. Sharipova, CH. R. Kasimova, N.R. Isianov

Scientific adviser – Mirina T. V., candidate of technical sciences, associate professor
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Biochemical blood analysis is a method of research, reflecting the functional state of the patient's body. This method of examination allows you to diagnose, prescribe and adjust the treatment already prescribed, and also determine the stage of the disease.

Keywords: biochemical analysis, physiological state of the body, blood analyzers, portable analyzers

Биохимический анализ крови представляет собой метод исследования, который позволяет точно определять функциональные состояния большинства жизненно важных органов человека. Показатели этого вида анализа крови

играют решающую роль в диагностике целого ряда серьезных заболеваний и широко используются практически во всех отраслях практической медицины. Особую диагностическую ценность биохимическое исследование крови имеет при заболеваниях сердца, печени, почек и эндокринной системы [1].

На сегодняшний день существует множество портативных приборов и аппаратур для проведения биохимического анализа крови, которые необходимы для уточнения диагноза или выявления динамики состояния здоровья пациента. Эти устройства характеризуются удобством в использовании и быстрыми результатами измерения в течении нескольких минут. Сравнительная характеристика портативных анализаторов крови, определяющие несколько параметров одновременно, приведена в таблице 1 [2].

Таблица 1 Сравнительная характеристика портативных анализаторов

	EasyTouch GCHb	Accutrend Plus	CardioChek PA
Страна производитель	Тайвань	Германия	США
Стоимость, руб.	4990	8200	21000
Назначение	Многофункциональная система мониторинга уровня глюкозы / холестерина / гемоглобина в крови	для количественного определения уровня глюкозы, холестерина, триглицеридов и лактата в капиллярной крови	Для профессионального (лабораторного) использования и самоконтроля
Габариты, мм	88 x 64 x 22	154 x 81 x 30	139 x 76 x 25
Метод измерения	Электрохимический	Фотометрический	Фотометрический
Тип калибровки	По цельной крови	По цельной крови	По цельной крови
Длительность измерения, с	от 6 до 150	До 180	до 60
Объем памяти	200 результатов для глюкозы, по 50 результатов для холестерина и гемоглобина	100 измерений	30 результатов для каждого параметра
Точность измерения	± 20 %	±4%	±4%
Единица измерения	ммоль/л, мг/дл	ммоль/л, мг/дл	ммоль/л, мг/дл
Измеряемые параметры	Глюкоза Холестерин общий Гемоглобин	Глюкоза Холестерин общий Триглицериды Лактат	Глюкоза Холестерин общий Холестерин ЛПВП Холестерин ЛПНП Триглицериды Креатинин Кетоны
Дополнительные функции			-возможность подключения термопринтера -возможность подключения к ПК

Портативные биохимические анализаторы, рассмотренные в таблице 1, имеют высокие цены, поэтому на основе этих устройств предлагается следующая структурная схема инвазивного портативного анализатора крови (рис.1).

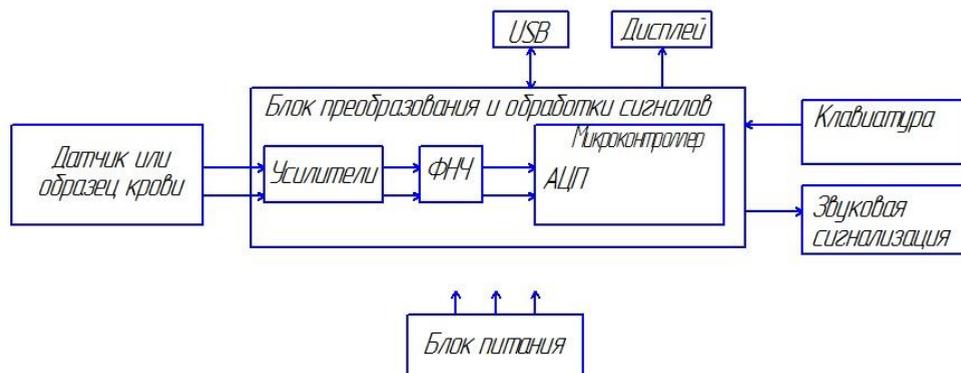


Рис. 1 – Структурная схема портативного биохимического анализатора крови

Сигнал с измерительного датчика или с образца крови поступает на вход на усилитель для усиления до необходимого уровня измерения, проходит через фильтр низких частот (ФНЧ) и подается на вход АЦП микроконтроллера, где происходит вычисление необходимых параметров по определенным алгоритмам. Усилитель, ФНЧ, микроконтроллер представляют собой блок преобразования и обработки сигналов, который может быть представлен в виде специализированной медицинской микросхемы, например, ADUCM350, ADUCM360, ADUCM361[3]. Звуковая сигнализация необходима для оповещения об окончании измерения. Полученные результаты измерения выводятся на дисплей, могут передаваться по USB на персональный компьютер либо другой гаджет. Блок питания может быть выполнен в виде батареи.

Биохимический анализ крови является основным исследованием при обследовании пациента. Важно, чтобы этот анализ проводился быстро и точно, так как он необходим для точной постановки диагноза. Поэтому более широкое применение получают портативные биохимические портативные анализаторы крови, соответствующие требованиям быстроты и точности анализов. Предлагаемая структурная схема инвазивного портативного биохимического анализатора характеризуется высокой точностью из-за использования современных интегральных микросхем с высокой точностью с меньшей стоимостью по сравнению с аналогами.

Библиографический список

1. Информационный медицинский портал [Электронный ресурс] - URL: <http://www.infmedserv.ru/analizy-i-issledovaniya/rasshifrovka-biohimicheskogo-analiza-krovi> (дата обращения 22.10.2017).

2. Удобный магазин медтехники [Электронный ресурс] - URL: http://sweetmed.ru/vitrina/biohimicheskie_analizatory/?yclid=623410683092769842 8 (дата обращения 22.10.2017).
3. Analog Devices [Электронный ресурс] - URL: <http://www.analog.com/en/applications/markets/healthcare/health-wellness-and-fitness/blood-analyzer-portable.html> (дата обращения 22.10.2017).
4. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. Ч.1/В. Г. Гусев, Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа: УГАТУ, 2001.-227с.
5. Мирина Т.В. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем [Электронный ресурс]: учеб. пособие /Т.В. Мирина, Н.В. Мирин.; науч. ред. В.Г.Гусев – 3-е изд., стер. –М.: ФЛИНТА, 2012. – 271с.

УДК 616-71

ОБЗОР АНАЛИЗАТОРОВ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ БИЛИРУБИНА В КРОВИ

Э.С. Шарипова, А.Б. Блинова, А.В. Терентьева

Научный руководитель- Мирина Т.В., канд. техн. наук, доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье производится обзор промышленных образцов анализаторов билирубина. Приводится сравнительный анализ анализаторов, предлагается структурная схема анализатора для определения уровня билирубина.

Ключевые слова: билирубин, метод измерения, анализаторы билирубина, параметры анализаторов

OVERVIEW OF ANALYZERS FOR THE DETERMINATION OF BILIRUBIN IN THE BLOOD

E.S. Sharipova, A.B. Blinova, A.V. Terentyeva

Scientific adviser – Mirina T. V., candidate of technical sciences, associate professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article gives examples of industrial samples of bilirubin analyzers. A comparative analysis of analyzers is given, a block diagram of the analyzer is proposed for determining the level of bilirubin.

Keywords: bilirubin, method of measurement, bilirubin analyzers, analyzer parameters

Одним из компонентов желчи и кровяной плазмы является билирубин, который представляет собой жёлчный пигмент и является одним из главных компонентов жёлчи в организме человека и животных. Эти компоненты образуются как результат расщепления белков, которые содержат в себе гем,

например, гемоглобин, миоглобин, цитохромы и другие. Распад гемоглобина происходит в клетках костного мозга, селезёнки, лимфатических узлов и печени, откуда конечные продукты попадают в жёлчь и выводятся из организма [1,2].

Необходимость измерения уровня билирубина в крови связано с тем, что результат этого измерения характеризует состояние печени пациента, а также определение билирубина входит в комплекс диагностических исследований физиологического состояния человека. В лабораторной диагностике определяют общий билирубин, состоящий из прямого и непрямого билирубина. Для каждой возрастной группы норма общего билирубина определяется отдельно. Повышение уровня билирубина является симптомом нарушения состояния организма, например, недостаток витамина В12, острые и хронические заболевания печени, гепатит, первичный цирроз печени, токсическое, алкогольное, лекарственное отравление печени, желчнокаменная болезнь. Повышение уровня прямого билирубина в крови свидетельствует о возможности таких диагнозов, как острый вирусный или токсический гепатит, инфекционное поражение печени, вызванное цитомегаловирусом, вторичный и третичный сифилис, холецистит, желтуха у беременных, гипотиреоз у новорожденных.

В таблице 1 [3] приведен обзор существующих анализаторов для определения уровня билирубина в крови, произведен сравнительный анализ этих устройств.

Таблица 1 Сравнительная характеристика портативных анализаторов для определения уровня билирубина.

	BR-501	БИЛИМЕТ К	БИЛИТЕСТ 2000	DR-5000N
Страна производитель	Аpel, Япония	Россия	Россия	Аpel, Япония
Стоимость	3 000 \$	129 000 руб	125 000	3 100 \$
Габариты, мм	280x230x120	200 x 110 x 70	135x65x35	152x200x108
Метод измерения	двухволновой дифференциальный	двухволновая фотометрия	двухволновая отражательная фотометрия на двух пространственных оптических каналах.	двухволновой дифференциальный
Точность измерения	± 5 %	± 3 %	± 3 %	± 5 %
Длина волны, нм	461 и 551	492 и 523	492 и 523	461 и 551
Детектор	кремниевый фотодиод			кремниевый фотодиод
Источник света	вольфрамовая лампа 6 В, 1,5 А		светодиод белого цвета свечения	светодиод высокой яркости
Влажность, %	Менее 80			Менее 80

Из всего множества анализаторов для определения уровня билирубина в крови пользователь может приобрести необходимый для данного учреждения или для домашнего использования анализатор по мере финансовых возможностей. Из выше приведенной таблицы видно, что отечественное устройство измерения билирубина является предпочтительным, так как имеет относительно дешевую стоимость и лучшие характеристики точности измерения по сравнению с зарубежными аналогами.

На основе рассмотренных промышленных образцов анализаторов для определения уровня билирубина предлагается следующая структурная схема анализатора крови (рис. 1).

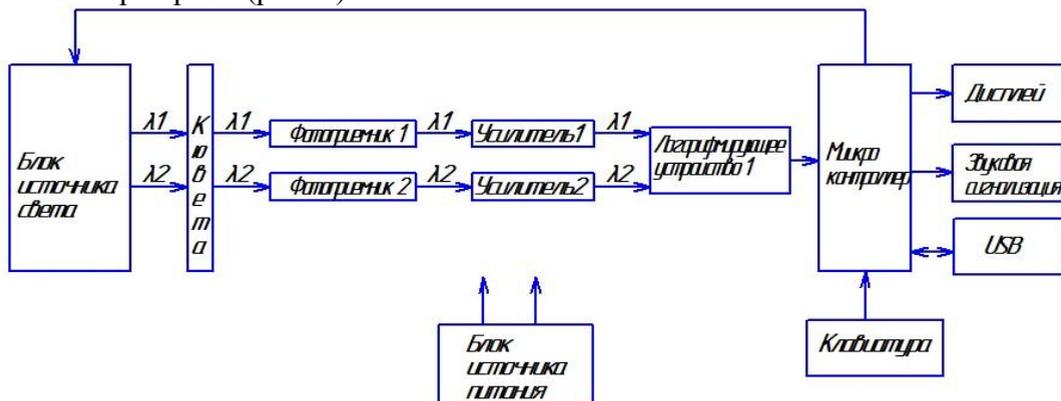


Рис.1 – Структурная схема анализатора для определения уровня билирубина

Блок источника света состоит из двух светодиодов, которые нужны для измерения билирубина. При измерении билирубина необходимо две длины волн, которые находятся в диапазоне от 470 нм до 530 нм, что позволяет свести к минимуму влияние содержащихся в растворе крови рассеивающих частиц на результаты измерений [4]. Оптические излучения из светодиодов проходят через кювету и поступают на вход фотоприемников, в которых происходит преобразование интенсивности прошедшего через кювету света в электрический сигнал. Далее эти сигналы подаются на входы логарифмирующего усилителя, где происходит вычисление отношения входных токов от фотоприемников. От усилителей сигналы поступают в микроконтроллер, где по определенному алгоритму вычисляются уровень билирубина в крови. К микроконтроллеру подключены дисплей для отображения результатов анализа, звуковая сигнализация, оповещающая об окончании измерения, память в виде USB-флешки для хранения результатов. С помощью клавиатуры можно задавать необходимые параметры для измерения. При необходимости портативности устройства блок питания может быть выполнен на батареях.

Предлагаемая структура портативного инвазивного устройства оценки уровня билирубина проста в использовании, имеет хорошие характеристики точности и скорости измерения благодаря использованию высокоточных современных интегральных микросхем, будет иметь невысокую цену по отношению к приведенным ранее отечественным и зарубежным аналогами.

Библиографический список

1. Патологическая анатомия. / Под ред. В. В. Серова, М. А. Пальцева. – Курс лекций. — М: Медицина, 1998. — С. 59. — 640 с.
2. Свободная энциклопедия [Электронный ресурс] - URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Билирубин> (дата обращения 22.10.2017).
3. Медицинское оборудование [Электронный ресурс] - URL: <http://medforte.ru/catalog/laboratornaya-diagnostika/analizatory-bilirubina> (дата обращения 22.10.2017).
4. Антонов В.С., Давыдов В.М., Ованесов Е.Н., Прищепа М.И., Сецко И.В., Шибанов А.Н. Устройство для безреактивного измерения содержания общего билирубина в крови // Патент РФ № 2035045; бюллетень G01N33/72; публикация патента 10.05.1995.
5. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. Ч.1/В. Г. Гусев, Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа: УГАТУ, 2001.-227с.
6. Мирина Т.В. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем [Электронный ресурс]: учеб. пособие /Т.В. Мирина, Н.В. Мирин.; науч. ред. В.Г.Гусев – 3-е изд., стер. –М.: ФЛИНТА, 2012. – 271с.
7. Analog Devices [Электронный ресурс] - URL: <http://www.analog.com/en/applications/markets/healthcare/health-wellness-and-fitness/blood-analyzer-portable.html> (дата обращения 22.10.2017).

УДК 616

НОСИМАЯ СИСТЕМА ДЛЯ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СПОРТСМЕНА

Нгуен М.Т.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет имени В.И. Ульянова (Ленина) «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

Предложены структурная схема носимой системы, структура и показатели биомедицинских сигналов для анализа и комплексной оценки функционального состояния спортсмена. Используемые технические решения направлены на оценку функционального состояния спортсменов во время тренировок, повышение эффективности подготовки спортсменов.

Ключевые слова: носимая система, комплексная оценка, функциональное состояние, спортсмен, биомедицинские сигналы

PORTABLE SYSTEM FOR COMPLEX ASSESSMENT OF SPORTSMAN FUNCTIONAL STATE

Nguyen M.T.

The functional structure of the portable system, the structure and indices of the sportsmen biomedical signals for analysis and complex assessment of his functional state are proposed. The suggested technical solutions are intended for evaluation of sportsmen functional state during training process, improvement of training results.

Key words: *portable system, complex assessment, functional state, sportsmen, biomedical signals.*

Анализ функциональной состояния (ФС) спортсмена во время тренировок позволяет изучить влияние целого ряда факторов на результаты деятельности спортсмена, оценить его потенциальные возможности, планировать процесс тренировки и прогнозировать результаты деятельности. Для оценки функциональной состояния во время тренировок требуется использовать комплекс методов и инструментальных средств, которые обеспечивают непрерывную регистрацию биомедицинских сигналов в условиях активной физической деятельности, позволяют осуществлять мониторинг и контроль функционального состояния спортсмена. Сегодня для оценки и контроля текущего ФС спортсмена широко используют методы и инструментальные средства удаленной регистрации комплекса биомедицинских сигналов, характеризующих деятельность сердечно-сосудистой системы, системы дыхания, работу опорно-двигательного аппарата человека, мышечную активность, и т.д. [1, 2].

Цель работы - разработка носимой системы для комплексной оценки ФС спортсмена во время тренировок, обеспечивающей оценку функционального состояния спортсмена во время тренировок, производить мониторинг и оценивать влияния факторов на эффективность деятельности спортсменов, прогнозировать достижение результатов на основе анализа динамики функционального состояния.

Для комплексной оценки ФС спортсмена во время тренировок предлагается структура носимой системы (рис. 1). Носимое устройство спортсмена содержит каналы регистрации биомедицинских сигналов: электрокардиограммы (ЭКГ), дыхания (Д), фотоплетизмограммы (ФПГ), электромиограммы от группы мышц, характеризующих физическую активность спортсмена. Кроме того, для оценки физической активности осуществляется регистрация сигналов акселерометра. Сигналы поступают на микроконтроллер, подвергаются предварительной цифровой обработке и фильтрации. Эти сигналы далее передаются через беспроводной канал Bluetooth на смартфон спортсмена для последующей обработки, оценки

диагностически значимых показателей функционального состояния спортсмена.

На основе анализа известных систем оценки функционального состояния спортсменов сформирован комплекс диагностически значимых для оценки функционального состояния показатели: частота сердечных сокращений (ЧСС), вариабельность сердечного ритма (ВСР), дисперсия ВСР (ДВСР), уровень оксигенации крови (ОК), мощность сигналов мышечной активности группы мышц (МА), уровень физической активности от акселерометров (ФА). Известно, что анализ ВСР является интегральным методом оценки ФС механизмов регуляции физиологических функций организма спортсмена. На основе сигнала дыхания, выбраны следующие параметры: частота дыхания (ЧД), дисперсия ЧД (ДЧД). Метод регистрации ФПГ, определяется частота пульса (ЧП) и сатурация O_2 (SpO_2). На основе анализа всех диагностически значимых показателей формируется интегральный показатель (ИП) о ФС спортсмена.

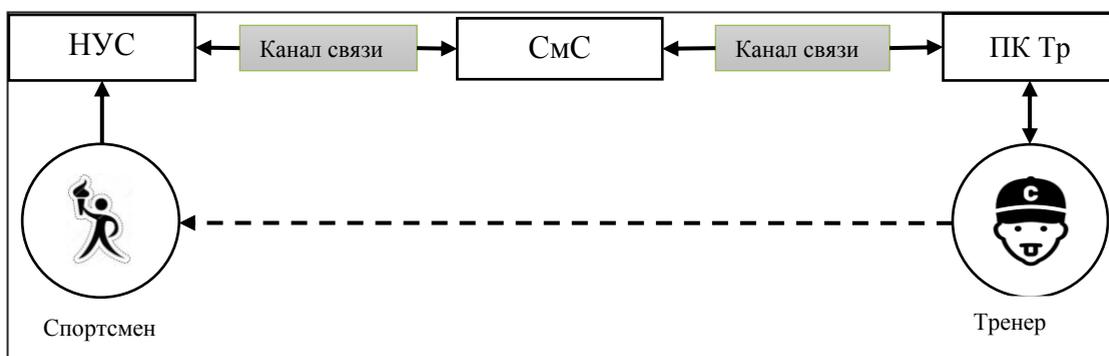


Рис. 1 – Структура схемы носимой системы для комплексной оценки ФС спортсмена: НУС - носимое устройство спортсмена, СмС - смартфон спортсмена, ПКТр – персональный компьютер тренера.

После оценки диагностически значимых показателей функционального состояния спортсмена эта информация передается через канал беспроводной связи на персональный компьютер тренера. Со своего компьютера, тренер осуществляет комплексную оценку текущего ФС спортсмена и формирует рекомендации с целью прогнозирования эффективности деятельности спортсмена.

Библиографический список

1. Юлдашев З.М., Пустозеров Е.А., Анисимов А.А. Многоуровневая интеллектуальная система удаленного мониторинга состояния здоровья людей с хроническими заболеваниями. Биотехносфера.-2016.-№5. С. 2-8.
2. Юлдашев З.М., Анисимов А.А. Система удаленного интеллектуального мониторинга состояния здоровья людей. Медицинская техника 2017. № 1 (301). С. 45-48.

**РАЗРАБОТКА СТЕТОСКОПИЧЕСКОГО ДАТЧИКА
АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ БТС ДЛЯ ПЕРКУССИОННОЙ
ДИАГНОСТИКИ**

М.В. Веремьева^{1,2}, Е.С. Фомина^{1,2}, А.И. Дьяченко^{1,2,3}

¹Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана,
Москва

²Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН, Москва

³ГНЦ РФ - Институт медико-биологических проблем РАН, Москва

В рамках работы по созданию автоматизированной биотехнической системы для перкуссии был выбран микрофон для стетоскопического датчика и разработана конструкция стетоскопической насадки на основе ее моделирования. Обсуждены требования, предъявляемые к дальнейшей разработке стетоскопического датчика.

Ключевые слова: перкуссия грудной клетки, датчик стетоскопический.

**DEVELOPMENT OF A STETHOSCOPE SENSOR OF AUTOMATED BTS
FOR PERCUSSION DIAGNOSTICS**

M.V. Veremyeva^{1,2}, E.S. Fomina^{1,2}, A.I. Dyachenko^{1,2,3}

¹Bauman Moscow State Technical University, Moscow

²Prokhorov General Physics Institute of RAS, Moscow

³Institute of Biomedical Problems of RAS, Moscow

As part of the work on creating an automated biotechnical system for percussion, a microphone for a stethoscope sensor was chosen and a design of a stethoscope chestpiece based on its modeling was developed. The requirements for further development of the stethoscope sensor are discussed.

Key words: chest percussion, stethoscope sensor.

Введение

ПеркуSSIONная диагностика – один из основных физикальных методов исследования дыхательной системы человека. Для получения объективной информации о перкуSSIONных звуках разрабатывается автоматизированная биотехническая система (БТС) для перкуSSION. Одной из задач, которая будет рассмотрена далее, является создание датчика, представляющего собой микрофон в стетоскопической насадке. Выбор именно этого типа датчика связан со следующими причинами: неинвазивность, знакомый и привычный дизайн для врачей, возможность регистрации дыхательных шумов и перкуSSIONных звуков [1].

Целью работы является подбор микрофона и создание конструкции стетоскопической насадки на основе моделирования.

Материалы и методы

Подбор микрофона

В основном, в акустике применяются электродинамические, электретные и угольные микрофоны. Но, как правило, чаще всего используются электретные микрофоны, которые имеют повышенные электроакустические и технические характеристики [2, 3, 4, 5]:

- широкий частотный диапазон;
- малую неравномерность частотной характеристики;
- низкие нелинейные и переходные искажения;
- высокую чувствительность;
- низкий уровень собственных шумов [6].

Был выбран микрофон CZN-15E – популярный недорогой электретный микрофон.

Конструкция стетоскопической насадки

Для выбора конструкции стетоскопической насадки, подбора габаритов её внутренней камеры и формирования требований к точности изготовления детали использовался САЕ-пакет COMSOL Multiphysics 5.2. Модель, основанная на работе [7], состояла в следующем: стетоскопическая насадка выбранной конструкции находилась на поверхности, которая смещалась в перпендикулярном направлении на 0,000001 м под действием перкуссионных ударов, производимых на некотором расстоянии от датчика. Создаваемое при этом давление на ту часть насадки, которая прилежала к поверхности, равнялось 8 кПа. Считалось, что сила прижатия стетоскопа к телу составляет 1 Н. На выходе стетоскопической насадки находился микрофон с геометрическими размерами модели CZN-15E. Рассматривались четыре вида конструкции: с цилиндрической и конической внутренними камерами, со сквозным отверстием в верхней части стетоскопа и без отверстия. Конструкция и размеры внутренней камеры насадки выбирались исходя из величины среднего уровня громкости звука у поверхности мембраны микрофона в диапазоне частот перкуссии, который составляет от 50 до 500 Гц.

Результаты

По уровню громкости наиболее предпочтительным оказался вариант конструкции стетоскопической насадки с конической внутренней камерой и без сквозного отверстия в верхней части стетоскопа, поскольку среднее значение силы звука у мембраны микрофона для данной конструкции максимальное из полученных, и значения силы звука на разных частотах отличаются не более, чем на 1 дБ.

Для выбора размеров внутренней камеры изменяли высоту камеры в пределах от 3 до 10 мм с шагом 1 мм и радиус прилегающей к телу части камеры (нижний радиус конуса) в пределах от 12 до 28 мм с шагом 1 мм. Подбор размеров производился по критерию «соотношение уровня громкости

звука и величины нелинейности его частотной зависимости». Наиболее подходящими оказались высота камеры 3 мм и радиус 19 мм.

Обсуждение

Следующим вопросом в разработке стетоскопического датчика является устранение шумов аналогового сигнала, которые могут иметь как механическую, так и электрическую природу.

Шумы механической природы связаны с акустикой помещения, а также с тем, что статическое давление внутри камеры повышается вследствие деформации мягкой биологической ткани при прижатии к её поверхности стетоскопа. Также могут возникать низкочастотные шумы, связанные с изменением давления внутри камеры вследствие движений руки врача. Учет данных факторов является следующим шагом усложнения созданной модели, в результате чего уже можно будет поставить вопрос о целесообразности сквозного отверстия и его размерах, при которых не было бы избыточного статического давления в камере и в то же время внутрь не проникали бы внешние шумы.

Шумы электрической природы, а также искажения сигнала связаны с используемой электронной схемой и ее элементами. Выбранная схема должна обеспечивать подавление сетевых помех, быть малошумящей, иметь малую нелинейность частотных характеристик в диапазоне частот перкуссии, иметь большое отношение сигнал/шум и запас по перегрузке не менее 26 дБ.

Заключение

Подобран микрофон стетоскопического датчика и разработана модель на основе работы [7], с помощью которой можно создать конструкцию и подобрать размеры стетоскопической насадки, ее материал и сформировать критерии точности изготовления насадки. Обсуждены дальнейшие шаги в разработке микрофонного канала биотехнической системы для перкуссии.

Благодарности

Работа поддержана грантом РФФИ 15-01-06246.

Библиографический список

1. Коренбаум В.И. Сравнение характеристик акустических датчиков различных типов при регистрации дыхательных звуков на поверхности грудной клетки человека / Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Дьяченко А.И., Костив А.Е. // Акустический журнал. – 2013. – Т.59, №4. – С.530-538.
2. Ковалева И.Н. История перкуссии легких от слухового до компьютерного анализа сигналов / Ковалева И.Н., Кулаков Ю.В., Ковалева Л.И. // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. – 2005. – Вып. 21. – С. 88-92.
3. Гончарова И.Ю. Датчик для регистрации шумов дыхания на основе использования микрофона // Акустичний Вісник. – 2000. – Т.3, №2. – С. 56-62.

4. Kraman S.S. Measurement of Respiratory Acoustic Signals. Effect of Microphone Air Cavity Width, Shape, and Venting / Kraman S.S., Wodicka G.R., Oh Y., Pasterkamp H. // Chest. – 1995. – Vol.108, №4. – P.1004-1008.
5. Коренбаум В.И. Акустическая аппаратура для исследования дыхательных звуков человека / Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Костив А.Е., Горовой С.В., Почкутова И.А., Бондарь Г.Н. // Приборы и техника эксперимента. – 2008. - №2. – С. 147-154.
6. Микрофоны // [WWW-документ] URL <http://ra4a.narod.ru/Spravka4/d54.htm> (2017. – 31 октября).
7. Mashavu Digital Stethoscope 2011 // [WWW-документ] URL <https://sites.google.com/site/stethoscope2011/comsol-model> (2017. – 31 октября).

УДК 681.883

МЕТОДЫ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА

В.В. Пинчукова, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Обзор известных методов дистанционного мониторинга функционального состояния человека на основе опыта российских и зарубежных разработчиков.

Ключевые слова: дистанционный мониторинг, радиочастоты, биорадар, виброизображение, видеокамера.

METHODS OF REMOTE MONITORING FUNCTIONAL STATE OF HUMAN

V.V. Pinchukova, S.G. Gurzhin

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Overview of known methods of remote monitoring of a person's functional state on the basis of the experience of Russian and foreign developers.

Keywords: remote monitoring, radio frequencies, bioradar, vibroimage, video camera.

В настоящее время существует большое количество методов мониторинга функционального состояния человека. Известные методы мониторинга делятся на контактные и бесконтактные.

Наиболее перспективным направлением является развитие дистанционного мониторинга функционального состояния человека. Это

связано с тем, что поражение кожных покровов и внутренние травмы пациентов ожоговых и реанимационных отделений не позволяют закрепить датчики съема информации на теле пациента.

Наиболее известны следующие дистанционные системы мониторинга:

- Радиолокационные устройства.
- Виброизображение.
- Мониторинг с использованием видеокамеры.

Высокие частоты уже давно применяются в медицине в УВЧ-терапии (ультравысокочастотная терапия). При этом в системах мониторинга, так же можно встретить устройства, в основе метода измерения которых лежит использование радиочастоты.

Радар для круглосуточного мониторинга дыхания и пульса пациентов в реанимационных, ожоговых отделениях больниц и детских отделениях родильных домов, который был создан в Московском авиационном институте, представляет из себя блок, размещенный над кроватью пациента на расстоянии порядка от 30 см до 3,5 метров. С его помощью контролируется пульс и дыхание пациента.

Устройство посылает волны, которые отражаются телом пациента и принимаются прибором. Изменение спектра излучения позволяет судить о частоте дыхания и сердечных сокращений.

Распространенным устройством является «БиоРадар 402» с рабочей частотой 100 МГц. Биорадар применяется при чрезвычайных ситуациях и катастрофах для нахождения живых людей под завалами. Устройство реагирует на изменение отраженной частоты и сигнализирует о нахождении живого объекта под завалами.

Двигательная активность пациента является основным источником погрешности для устройств, работающих на радиочастотах.

Безвредность воздействия на человека радиочастотами не доказана, но и не опровергнута, поэтому четко судить о безопасности данных методов в настоящее время не представляется возможным.

В настоящее время известна система, позволяющая определять психоэмоциональное состояние человека посредством регистрации видеоизображений «VibraImage» российской фирмы «ЭЛСИС».

Принцип работы системы VibraImage заключается в регистрации видеоизображения пациента обычной веб-камерой и обработки полученной информации программным обеспечением VibraImagePro. Результат исследования пациента представляется в процентном соотношении на экране монитора ПК. Показатель «агрессия 30%» означает, что колебания лицевых мышц и положения головы отклоняются от нормы на 30%.

В 2017 году фирма PanasonicCorp представила свою новую разработку, получившую название «ContactlessVitalSensing», которая позволяет с

достаточно высокой точностью измерить ритм сердцебиения человека, по его видеоизображению лица.

В основе лежит измерение коэффициента отражения кожи человека, который изменяется на значительную величину вследствие периодического расширения кровеносных сосудов, соответствующего ритму биения сердца.

Для работы системы используется веб-камера со средним разрешением и специализированное программное обеспечение.

Основные направления внедрения разработки: медицина, спорт, транспорт, сферы монотонного труда.

Поскольку последний метод обладает важным достоинством, которое состоит в отсутствии какого либо воздействия на человека при получении необходимой информации о нем, то он послужит основой для разработки системы дистанционного мониторинга и оперативной оценки функционального состояния. Система позволит дистанционно регистрировать с помощью видеокамеры характерные изменения диагностических параметров человека, страдающего такими заболеваниями как апноэ, эпилепсия, а также при нарушениях ритма сердца и дыхания.

Библиографический список

1. БиоРадар 402 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.de2ru.de/beispiel/Bioradar.pdf>
2. Бугаев А.С. Биорадиолокация: монография. / А.С. Бугаев, С.И. Ивашов, И.Я. Иммореев; Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана. – М.: 2010. – 400 с.
3. Бобров А.Ф. Бесконтактная диагностика психофизиологического состояния лиц, работающих в условиях воздействия ионизирующего излучения (обзор литературы). / А.Ф. Бобров, В.А. Минкин, В.Ю. Щепланов, Е.С. Щелканова // Медицина труда и промышленная экология. 2017. – №4. – С. 23.
4. Разработана технология, позволяющая измерять ритм сердцебиения человека, снятого на видео [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.dailytechinfo.org/infotech/8964-razrobotana-tehnologiya-pozvolyayuschaya-izmeryat-ritm-serdcebieniya-cheloveka-snyatogo-na-video.html>

УДК 612.82

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КОГНИТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ И ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ РЕАКЦИЙ ¹

Н.Н. Филатова, И.А. Ребрун, К.В. Сидоров, П.Д. Шемаев

Тверской государственный технический университет, г.Тверь

¹ Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 17-01-00742.

Биотехническая система для получения объективной информации о психофизиологическом состоянии человека. Включает в себя модули регистрации электроэнцефалограммы и поверхностной электромиограммы.

Ключевые слова: ЭЭГ, ЭМГ, эмоции, когнитивная задача, биотехническая система.

BIOTECHNICAL SYSTEM FOR RESEARCH OF COGNITIVE AND EMOTIONAL REACTIONS

N.N. Filatova, I.A. Rebrun, K.V. Sidorov, P.D. Shemaev
Tver State Technical University, Tver

Biotechnical system for obtaining objective information about the psychophysiological state of a person. Includes modules of registration of EEG and surface electromyogram.

Keywords: EEG, EMG, emotions, cognitive tasks, biotechnical system.

Мониторинг эмоционального состояния является актуальным для прогнозирования поведения и оценки работоспособности человека. Важным направлением исследований в данной области является определение степени влияния эмоций на когнитивную деятельность. Электроэнцефалография и миография позволяют получать объективную информацию о психофизиологическом состоянии в виде электрической активности мозга и регистрации мышечных потенциалов, поэтому использование этих методов для решения подобных задач активно исследуется.

Биотехническая система включает в себя 2 канала регистрации ЭМГ и блок регистрации ЭЭГ с 19 отведениями. Для проведения исследования разработана методика, в которой сочетаются эмоциональная стимуляция и выполнение мыслительных задач различных типов. Схема экспериментов приведена на (рис.1). Регистрация проводилась на аппарате ЭЭГА-21/26-«Энцефалан-131-03» по международной системе 10-20 с 19 отведениями и частотой дискретизации 250 Гц, с комплектом ЭЭГ-электродов КЭ-ЭЭГ-10/20 «Энцефалан-КЭ», и нейромиографе Нейро-МВП-4 по 2-ум каналам с частотой дискретизации 10000 Гц, параметрами усилителя: входной диапазон 60 мВ, нижняя частота (ФНЧ) 3 Гц, верхняя частота (ФВЧ) 5000 Гц. Электроды для ЭМГ располагались в точках, выбранных исходя из наибольшей активности мимических мышц: справа на щеке, слева над бровью – такое расположение позволяет вести запись с тех областей, где при мимической реакции на разные раздражители наиболее активны мышцы

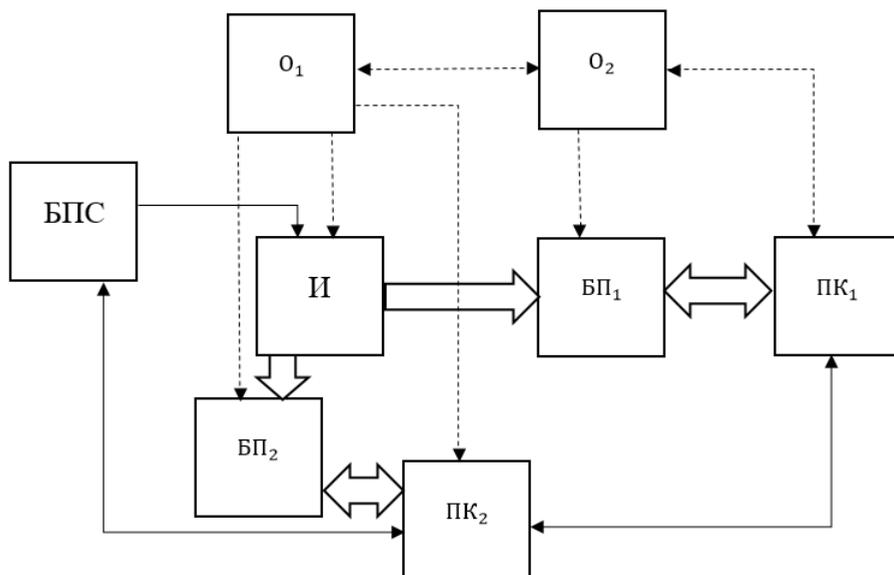


Рис.1 – Схема экспериментов по мониторингу эмоций и когнитивной деятельности

Обозначения на схеме (рис.1):

БПС - блок предъявления стимулов (монитор, ПК, проектор, динамики);

И - испытуемый (находится в удобном положении, на нем закреплены электроды ЭЭГ и ЭМГ);

БП 1 – блок пациента (блок регистрации ЭЭГ);

БП 2 – блок пациента (блок регистрации ЭМГ);

ПК₁ - ПК осуществляющий запись ЭЭГ, контроль за регистрацией данных.

ПК₂ – ПК осуществляющий запись ЭМГ, контроль за регистрацией данных;

О₁ - оператор, осуществляющий контроль за записью ЭМГ предъявлением стимулов и состоянием электродов, комфорта испытуемого;

О₂ - оператор осуществляющий контроль за записью ЭЭГ, состоянием блока пациента (БП 1).

В эксперименте испытуемым предлагалось решить задания на логику, пространственное мышление, арифметические операции – всего 50 заданий. Они последовательно предъявлялись с помощью проектора блоками. Регистрировались ответы, при невозможности решить осуществлялся переход к следующему заданию. Испытуемые находились на расстоянии в 2 м от экрана. В процессе решения делалась пауза, предъявлялись видео с помощью проектора содержащие нейтральные образы и музыку, негативные видео (со сценами неподобающего поведения), и позитивные видео юмористического

характера (на экране монитора), затем возобновлялось предъявление когнитивных задач. Длительность исследования составляла около 90 минут.

Данные ЭЭГ разбивались на отрезки, соответствующие временным интервалам между началом и концом предъявления стимула (когнитивного и эмоционального), затем выделяются отрезки свободные от помех и анализируются с помощью программных средств и разработанных алгоритмов, аналогично происходит и с данными ЭМГ. Для анализа сигналов ЭЭГ используется процедура реконструкции аттрактора по каждому отрезку сигнала, следовательно, анализ сигналов сводится к изучению свойств аттракторов [1]. Для описания свойств аттракторов предложены дискретные признаки, отражающие распределение плотности точек проекции аттрактора. Также для оценки свойств сигналов ЭЭГ и ЭМГ использовался спектральный анализ сигнала.

Проведенные эксперименты подтверждают, что дискретные признаки аттрактора связаны с изменением эмоционального состояния испытуемого[2,3]. Также были замечены характерные изменения свойств аттрактора при выполнении когнитивных задач, отмечено смещение областей максимальной плотности от центра аттрактора при выполнении арифметических задач. Анализ данных ЭМГ показал значительные отличия в сигналах при эмоциональной стимуляции разного знака. Сигналы миограмм при нейтральном стимуле слева и справа существенно отличались, это связано с асимметрией постановки электродов. Амплитудные спектры, рассчитанные для миограмм при негативном стимуле наиболее отчетливо показали усиление низких частот слева, что говорит об увеличении активности определенных мышц. Амплитудные спектры рассчитанные для миограмм при положительном стимуле показали характерное усиление низкочастотной активности справа (на порядок выше), что связано скорее всего с тем, что испытуемый улыбался, при этом слева активность низких частот снизилась по отношению к спектру при негативном стимуле, но по отношению к нейтральному состоянию все же выше.

Предложенная система и методика позволяют получать и анализировать объективную информацию о психофизиологическом состоянии человека в процессе когнитивной деятельности, а также исследовать влияние эмоциональной стимуляции на процесс мышления и принятия решений.

Библиографический список

1. Filatova N.N., Sidorov K.V., Terekhin S.A., Vinogradov G.P. The system for the study of the dynamics of human emotional response using fuzzy trends // Proceedings of the First International Scientific Conference on Intelligent Information Technologies for Industry. 2016. Vol. 2, No. 3. Pp. 175–184.
2. Филатова Н.Н., Сидоров К.В. Интерпретация характеристик эмоций с помощью анализа аттракторов, реконструированных по ЭЭГ-сигналам //

Нечеткие системы и мягкие вычисления. 2016. Т. 11, № 1. С. 57–76.

3. Филатова Н.Н., Сидоров К.В., Ханеев Д.М. Классификация знака эмоций человека по ЭЭГ и речевым сигналам при аудиовизуальной или обонятельной стимуляции // XVIII Международная научно-техническая конференция «НЕЙРОИНФОРМАТИКА-2016». Ч. 3. М.: НИЯУ МИФИ, 2016. С. 183–193.

УДК 617

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ХИРУРГА ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ ОПТИМАЛЬНОГО ОПЕРАТИВНОГО ДОСТУПА К ЧЕРВЕОБРАЗНОМУ ОТРОСТКУ

С.О. Абидуева

Научный руководитель – Семенова Е.А., к.т.н., ассистент
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург

В данной работе представлена система поддержки принятия решения хирурга при определении оптимального оперативного доступа к червеобразному отростку, ее структурная схема с описанием каждого блока в отдельности.

Ключевые слова: *система поддержки принятия решения, оперативный доступ, червеобразный отросток.*

SYSTEM OF SUPPORT OF DECISION-MAKING OF THE SURGEON IN DETERMINING THE OPTIMAL OPERATIVE ACCESS TO THE VERMIFORM APPENDIX

S.O.Abidueva

Scientific director – Semenova E.A., Ph.D. in Engineering, assistant
Saint Petersburg state electrotechnical University "LETI" them. V. I. Ulyanov
(Lenin), Saint Petersburg

This work presents a system supporting the decision-making of the surgeon in determining the optimal operative access to the vermiform Appendix, its block diagram with description of each unit separately.

Keywords: *system of support of decision-making, operational access, the vermiform Appendix.*

Актуальность

В настоящее время аппендицит занимает первое место среди хирургической патологии органов брюшной полости.[1]

Воспаление червеобразного отростка требует быстрого хирургического вмешательства, так как может дойти до склеивания кишечника со слепой

кишкой и образования нарыва, а в последствии, в течение 24 часов к прободению кишечника и появлению перитонита. [2]

Существует множество оперативных доступов к червеобразному отростку, т.к. он фиксирован лишь в области основания слепой кишки, в то время как его верхушка может располагаться в любой точке окружности.[3]

Таким образом, при выборе оптимального оперативного доступа к червеобразному отростку хирург должен обработать большой объем информации с минимальной затратой времени. Поэтому для эффективной и более оперативной работы хирурга было решено разработать систему поддержки принятия решения хирурга при определении оптимального оперативного доступа к червеобразному отростку.

Система поддержки принятия решений хирурга при определении оптимального оперативного доступа к червеобразному отростку

Структурная схема системы поддержки принятия решений хирурга приведена на рис. 1.



Рисунок 1 – Структурная схема системы поддержки принятия решений хирурга

Система включает в себя 5 компонентов: интерфейс пользователя, база данных, блок анализа данных, база знаний, блок визуализации оптимального доступа на 3D модели. Врач с помощью интерфейса пользователя вводит исходные данные пациента в базу данных. В базе данных хранится основная информация о пациенте: Ф.И.О., личные данные пациента, возраст, анамнез и КТ-снимки.

Далее информация передается в блок анализа данных, где осуществляется их обработка функциями из базы знаний. В данном блоке используется разработанный алгоритм информационной поддержки принятия решения хирурга.

Алгоритм разработан в результате анализа и обработки КТ-снимков пациентов. Учитывались такие особенности пациентов как: пол, возраст, наличие ожирения, тип конституции. На КТ-снимках пациентов проведены

геометрические измерения таких параметров как: глубина раны, угол наклона, угол операционного действия.

База знаний – это специализированная база данных, предназначенная для хранения экспертных знаний в области хирургии.

На основе данных из базы данных и знаний из базы знаний формируется решение для хирурга при определении оптимального доступа к червеобразному отростку.

Далее в блоке визуализации оптимального доступа на 3D модели КТ-снимка пациента, в программном продукте RadiAnt DICOM Viewer демонстрируется оптимальный оперативный доступ к червеобразному отростку для дальнейшего использования врачом.

Заключение

Внедрение системы поддержки принятия решения хирурга при определении оптимального оперативного доступа к червеобразному отростку поможет хирургу повысить оперативность и эффективность аппендэктомии, что снизит риски осложнений и смертности пациентов.

Библиографический список

1. Михин И.В. Острый аппендицит: учеб. пособие / И.В. Михин, А.Е. Бубликов. - Волгоград: Изд-во ВолгГМУ, 2013.–76 с.
2. Кочнева Е.А. Факультетская хирургия: учеб. пособие/ Е.А.Кочнева, В.Ф.Гладенин – М. : Владос, 2005. – 178 с.
3. Хирургические болезни [Электронный ресурс] / Черноусов А.Ф., Ветшев С.П., Егоров А.В. / Под ред. А.Ф. Черноусова - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2010. – Режим доступа : <http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970412787.html>

УДК 61:004.62

ЭТАП ФОРМИРОВАНИЯ ВИРТУАЛЬНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ОРГАНИЗАЦИИ

В.В. Солдатов, В.А. Антипов

Научный руководитель – Антипов В.А., д.т.н., профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет,
Рязань, Pronic32@yandex.ru

Рассмотрен мультиагентный подход к формированию виртуальной медицинской организации. Описаны оценка потенциальных агентов-исполнителей и отбор подходящих кандидатов для формирования виртуальной медицинской организации. Рассмотрена политика штрафов при формировании предложения.

Ключевые слова: *Виртуальная организация, Мультиагентные системы, Управление Агентом, Количественная характеристика мотивации*

STAGE OF FORMATION OF THE VIRTUAL MEDICAL ORGANIZATION

V.V. Soldatov, V.A. Antipov

The supervisor of studies - Antipov V.A., the professor
Ryazan state radio engineering university,
Russia, Ryazan, Pronic32@yandex.ru

The multiagent approach to formation of the virtual medical organization. The estimation of potential agents-executors and selection of suitable candidates for formation of the virtual medical organization are described. The politics of penalties is considered{examined} at formation of the offer.

Key words: *Virtual Organization, Multi-Agent Systems, Agent Control, Motivational Quantities.*

На сегодняшний день организации стараются определить наиболее оптимальные пути использования ресурсов и максимизировать прибыль, что при наличии определённых условий, как, например, государственного заказа, распространяющегося в широкой области компетенций, является стимулом к поиску новых партнёров и, в конечном итоге, к формированию новых типов организаций. Одним из таких типов является виртуальная организация. При этом не возникает сомнений в том, что сфера деятельности медицинских организаций – это сфера, в которой постоянное совершенствование и повышение эффективности крайне важны.

Концепция виртуальных предприятий позволяет повысить эффективность работы организаций, входящих в её состав, и эффективность использования ими ресурсов, увеличить прибыль организаций и сформировать столь необходимые в современном мире связи. Исходя из этого, можно утверждать, что применение концепции виртуальных предприятий в медицинской сфере оправдано. Однако нельзя сказать, что виртуальные организации имеют достаточное описание в медицине. Поэтому описание деятельности подобного рода организаций в вышеуказанной сфере является актуальным и новым.

Виртуальная медицинская организация (ВМО) – это новое объединение, сформированное на основе общего доступа к медицинским ресурсам (оборудованию, технологиям, информационно-аналитическим данным и т. д.), предоставляемым независимыми медицинскими организациями. Являясь партнерами, эти организации сообща отвечают за совместно решаемые задачи, а координацией занимается организация-инициатор.

ВМО может создаваться для выполнения государственных программ, комплексных медицинских исследований, виртуальных центров охраны здоровья, виртуальных центров организации платных медицинских услуг, телемедицинских систем и грид-медицинских систем. Польза для медицинских

организаций при их объединении в ВМО заключается в потенциальном усилении неиспользованных активов.

В современном представлении ВМО может быть организована в виде мультиагентной системы. Мультиагентная система состоит из множества агентов, которые являются автономными или полуавтономными и могут выполнять задачи в сложном динамическом окружении. Между формальной мультиагентной системой и реальными организациями существует множество похожих черт: они состоят из интеллектуальных единиц, между которыми установлены различные степени доверия, каждая личность имеет определенное знание в определенных сферах деятельности, личности взаимодействуют друг с другом, договариваются, делятся знаниями, передают информацию и могут объединяться в любые необходимые в организации группы. Поэтому реализация виртуальных организаций посредством мультиагентных систем является актуальной на сегодняшний день.

В виртуальной организации, представленной мультиагентной системой, каждый индивидуальный агент обладает возможностью быть автономным, взаимодействовать с другими агентами в организованной виртуальной среде и принимать рациональные решения в изменяющейся окружающей обстановке.

В предлагаемой модели выделяют три типа агентов: агент-инициатор, агент-исполнитель и агент-клиент.

ВМО имеет свой жизненный цикл. Жизненный цикл виртуальной медицинской организации может быть разложен на четыре этапа: этап Идентификации, этап Формирования, этап Действия и этап Распада. Во время этапа Формирования осуществляется обоснованный выбор партнеров (учредителей ВМО), которые и будут составлять организацию, согласно специфике их знаний, навыков, ресурсов, возможностей и планирования затрат.

Следует особо выделить фазу Формирования как имеющую наибольшее влияние на успешность выполнения ВМО своих функций на этапе Деятельности, поэтому необходимо детально изучить данный этап.

На момент завершения фазы Идентификации агенту-инициатору известна цель формирования виртуальной организации. Согласно этой цели необходимо определить набор компетенций, требуемых для её достижения. Набор требуемых компетенций должен отражать не только необходимый состав компетенций, но и их числовую характеристику. Основная задача данного процесса – нахождение количественных характеристик требуемых компетенций и определение их важности.

После того, как сформирован набор требуемых компетенций, необходимо определить множество агентов-исполнителей, которые потенциально могут войти в состав ВМО. Для этого требуется оценить множество и количество компетенций каждого из потенциальных исполнителей. Однако множество компетенций не является достаточной

информацией о потенциальном агенте-исполнителе. Необходимо выделить определённые характеристики, отражающие деятельность агента в виртуальной организации. Помимо основных возможностей агента-исполнителя, должны рассматриваться такие показатели, как его надёжность, текущий размер и потенциал. Кроме того необходимо учитывать его связи с другими агентами-исполнителями. Также целесообразной является оценка его коммуникабельности и конфликтности. Правильность оценки потенциальных агентов-исполнителей непосредственно влияет на состав виртуального предприятия и на его последующую деятельность.

После нахождения требуемых компетенций виртуального предприятия и оценки компетенций и других характеристик потенциальных агентов-исполнителей происходит непосредственное определение кандидатов, которым впоследствии будет предложено войти в состав ВМО. Агенты-исполнители могут охватывать различные подпроцессы в деятельности ВМО.

Отбор агентов заключается в определении такого множества партнёров, которое сможет полностью охватить деятельность виртуальной организации. Следует отметить, что данный процесс заключается не просто в формировании группы, способной выполнять задачи ВМО, но в формировании такой группы, которая будет приносить максимальную прибыль.

Перед тем, как сделать предложение потенциальным агентам-исполнителям, необходимо определить политику штрафов за отказ от выполнения работ на этапе Деятельности. Исходя из специфики медицинской сферы деятельности, политика штрафов должна смягчаться по мере выполнения возложенных на себя обязательств.

Исходя из вышесказанного, следует отметить, что основной задачей работы является детальное изучение оценки потенциальных агентов-исполнителей и формирования из них виртуальной медицинской организации.

Библиографический список

1. Анищенко В.С., Булдакова Т.И., Довгалецкий П.Я., Лифшиц В.Б., Гриднев В.И., Сяйтинов С.И. Концептуальная модель виртуального центра здоровья населения // Электронный научно-технический журнал – М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, №8, 2012 г., С. 16.
2. Антипов В.А., Антипов О.В., Чехов А.П. Построение телемедицинской системы на основе коммуникационной парадигмы. Публикация/Подписка //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника – М.: Радиотехника 2012, №8. С. 34 – 41.
3. Prado M., Roa L., Reina-Tosina J. Virtual Center for Renal Support: Technological Approach to Patient Physiological Image // IEEE Transaction on biomedical engineering – 2002. – Vol. 49, №12. – Pp.1420 – 1430.
4. Рынок платных медицинских услуг в России: текущее состояние и перспективы развития // <http://marketing.rbc.ru/research/562949953515588.shtm>.

5. Антипов В.А., Богомолов О.М. Применение мультиагентного подхода в процессе создания виртуальной организации.// Математическое и программное обеспечение вычислительных систем. Межвуз. сб. науч. тр. / Под ред. А.Н. Пылькина – Рязань (РГРТУ), 2011, С.110 – 115.
6. Антипов В.А., О.М. Богомолов. Мультиагентный подход к созданию виртуальных организаций //Проблемы передачи и обработки информации в сетях и системах телекоммуникаций. Материалы 17-й МНТК – Рязань: Рязанский государственный радиотехнический университет, 2012. С. 27 – 29.

УДК 615.47

АНАЛИЗ СТАТИСТИЧЕСКИХ ДАННЫХ О ДЕФЕКТАХ ПРОДУКЦИИ ЦЕХА ПО СБОРКЕ И МОНТАЖУ ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ

В.Г. Гуськов, А.Н. Варнавский

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

На основе анализа статистических данных о дефектах продукции цеха по сборке и монтажу печатных плат предприятия выявлены причины возникновения брака. Построена диаграмма Исикавы и предложены мероприятия по повышению качества работы цеха.

Ключевые слова: *качество, статистические методы, дефекты, диаграмма Исикавы, мероприятия по повышению качества.*

ANALYSIS OF STATISTICAL DATA ON PRODUCT DEFECTS OF THE DEPARTMENT FOR ASSEMBLAGE OF PRINTED CIRCUIT BOARD

V.G. Guskov, A.N. Varnavsky

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Based on the analysis of statistical data on product defects of the department for assemblage of printed circuit board, the causes of the defect are revealed. Ishikawa diagram is constructed and Activities to improve the quality of the department are proposed.

Key words: *quality, statistical methods, defects, Ishikawa diagram, quality improvement measures.*

Анализ качества выпускаемой продукции - это важнейшая задача для осуществления конкурентоспособной деятельности любого предприятия. Поэтому улучшение и применение инноваций в области контроля качества является приоритетной задачей [1]. Существуют различные методы контроля качества, среди которых особое место занимают статистические методы. [2].

В докладе рассматривается применение одного из инструментов статистических методов (диаграмма Исикавы) для повышения качества работы

цеха по сборке и монтажу печатных плат одного предприятия г. Рязани, занимающегося выпуском радиоэлектронной аппаратуры. Так как средний годовой процент брака в таком цехе больше запланированного, то актуальной задачей остаётся повышение качества выпускаемой продукции цеха по сборке и монтажу печатных плат.

Целью работы является анализ причин, возникновения брака продукции и разработка мероприятий по повышению качества работы данного цеха.

Сборка печатных плат осуществляется на нескольких участках: заготовительный участок, слесарный участок, линия поверхностного монтажа, участок навесного монтажа, участок промывки, участок влагозащиты и участок регулировки. Несмотря на проводимый сплошной контроль операций, из-за больших объёмов производства 100 % качества не достигается.

Для выявления причин появления основных дефектов удобным инструментом будет построение диаграммы причин и результатов, называемой диаграммой Исикавы. В результате анализа факторов и причин, влияющих на появление дефектов, построена диаграмма Исикавы (рисунок 1).



Рисунок 1 – Диаграмма Исикавы

Анализ диаграммы выявил причины несоответствия печатных плат сборочному чертежу.

1. **Человек:** недостаточная квалификация, недостаточная мотивация, недостаточная сосредоточенность и внимание, высокий уровень стресса и накопленная усталость, недостаточное здоровье отдельных рабочих.

2. Оборудование и инструмент: низкое качество жала паяльника, не правильно показывает температуру паяльная станция, недостаточное освещение рабочего места.

3. Материалы и радиодетали: низкое качество материалов и радиодеталей, нарушены условия хранения материалов и радиодеталей, несвоевременное обеспечение материалами и радиодетальями.

4. Технология: нарушение порядка установки радиодеталей, недостаточное обеспечение рабочих технологической документацией, необходимой для сборки плат.

5. Среда: нарушение температурного и влажностного режимов в цехе, недостаточный порядок в цехе и на рабочих местах.

Ориентируясь на полученные данные можно планировать и проводить мероприятия по повышению качества выпускаемой продукции.

1. Меры по исключению исполнительских дефектов: проведение инспекционного контроля монтажа полупроводниковых приборов, с оформлением актов о проведении инспекционного контроля; проведение инструктажа на участке монтажа о соблюдении правил при установке и демонтаже полупроводниковых приборов под роспись исполнителя; проверка технологического процесса монтажа ячейки на каждом рабочем месте; проведение сверки технологического процесса с соответствием монтажа прибора требованиям конструкторской документации и техническим условиям на этот прибор.

2. Повышение качества печатных узлов: в целях устранения дефекта «олово на корпусе транзистора» предлагается закупать опытную партию транзисторов в blister-ленте для установки на участке поверхностного монтажа с использованием автомата установки поверхностно монтируемых элементов. Проведение монтажа транзисторов в присутствии комиссии, регулировка плат и проверка представителями отдела технического контроля и представителем заказчика.

3. Введение конструкторских улучшений: после положительного результата проведения мероприятий разработчику отправлять предложение об изменении в части введения в конструкторскую документацию.

4. Введение технологических улучшений: введение требования «при пайке паяльником минимально допустимое расстояние от корпуса транзистора до места пайки 0,2 мм» в технологический процесс сборки ячейки платы. В целях повышения качества печатных узлов, исключения их отказов, вызванных воздействием статического электричества или превышением температурных режимов, а также с целью исключения дефекта наличия олова на корпусах радиоэлементов, предлагается ввести ежедневные проверки требований стандарта предприятия и температуры жала паяльника технологами цеха.

5. Корректирующие меры: за несоблюдение технологического процесса установки и демонтажа предлагается монтажника депремировать, осуществить

обсуждение качества и разбор причин возникновения дефектов, проводить дополнительный инструктаж с монтажниками.

6. Для устранения самого часто появляющегося дефекта - установки элементов не по полярности предлагается разрабатывать операционные карты монтажа печатных плат с указанием полярности, а на электрических схемах размечать проблемные места различными цветами для привлечения внимания.

Таким образом, опытным путем и с помощью расчетов выявлены слабые места цеха по сборке и монтажу печатных плат, влияющие на качественное изготовление продукции. Предложены мероприятия для повышения качества работы такого цеха.

Библиографический список

1. Басовский Л.Е. Управление качеством: учебник / Л.Е. Басовский, В.Б. Протасьев. М.: ИНФРА-М, 2004. 212 с.
2. Ефимов В.В. Статистические методы в управлении качеством: учебное пособие./ В.В.Ефимов. Ульяновск: Ул. ГТУ, 2003. 134 с.

УДК 615

ИСКУССТВЕННАЯ НЕЙРОННАЯ СЕТЬ ДЛЯ ОЦЕНКИ КООРДИНАТ ТОЧЕЧНОГО УЗ ИСТОЧНИКА ПРОСТРАНСТВЕННОЙ РЕШЕТКИ УЗ ПРИЕМНИКА

А.Д. Запрудский, С.А. Голь

Научный руководитель – Голь С. А., доцент кафедры ИИБМТ
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В докладе рассматривается подход к моделированию нейроструктурных моделей (НСМ) систем искусственного интеллекта, оптимальным образом учитывающих специфику решаемых с их помощью задач.

Ключевые слова: *нейронные сети, модель линейной решетки.*

AN ARTIFICIAL NEURAL NETWORK FOR ESTIMATING THE COORDINATES OF A POINT ULTRASONIC SOURCE OF THE SPATIAL LATTICE OF THE ULTRASONIC RECEIVER

A.D. Zaprudsky, S.A. Gol

The supervisor of studies is Gol S.A., associate professor of IIBT department
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The report deals with the approach to the modeling of neurostructural models of artificial intelligence systems that optimally take into account the specifics of the problems solved with their help.

Key words: *neural networks, linear lattice model.*

В настоящее время все большее развитие получает робототехника и роботизированные системы. Одной из проблем этой области является система ориентации в пространстве и «зрение». Для решения проблемы самостоятельной ориентации удобно использовать программный инструментарий, который может быть реализован на базе искусственных нейронных сетей.

За основу была выбрана однослойная нейронная сеть, а именно рекуррентная нейронная сеть. Рекуррентная нейронная сеть – это вид нейронных сетей, в которых имеется обратная связь. При этом под обратной связью подразумевается связь от логически более удалённого элемента к менее удалённому. Наличие обратных связей позволяет запоминать и воспроизводить целые последовательности реакций на один стимул. С точки зрения программирования в таких сетях появляется аналог циклического выполнения, а с точки зрения систем — такая сеть эквивалентна конечному автомату. В качестве математического аппарата для построения нейронной сети была использована модель линейных решеток. Модель линейных решеток – это модель с одним входом и несколькими выходами. Если под входом $x(t)$ понимать точечный источник излучающий энергию (акустический шум) в одной среде, а под выходами $y_i(t)$ ($i = 1, 2, 3, \dots, n$) точечные приемники излучения, расположенные в одной среде. В модели такой решетки предполагается, что частотные характеристики практически одинаковы с точностью до сдвига времени. Это дает два преимущества: увеличение отношения сигнал к шуму на выходе (усиление) и направленность, которая позволяет выделять отдельные источники имеющие разные углы падения по отношению к решетке.

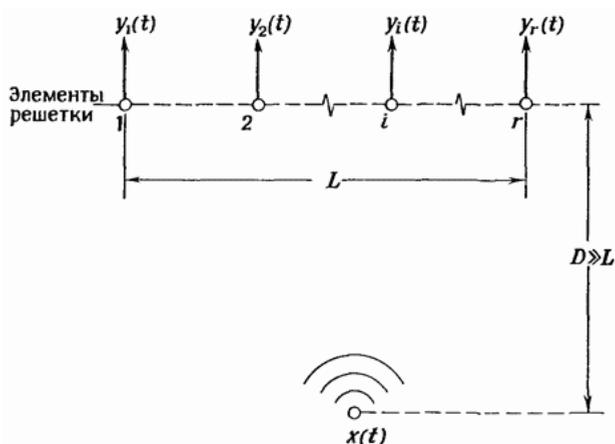


Рис.1 – Модель линейной решетки

При синтезе НСМ систем искусственного интеллекта, в случае, когда временные затраты играют важную роль, предлагается использовать следующий алгоритм (рис. 2).

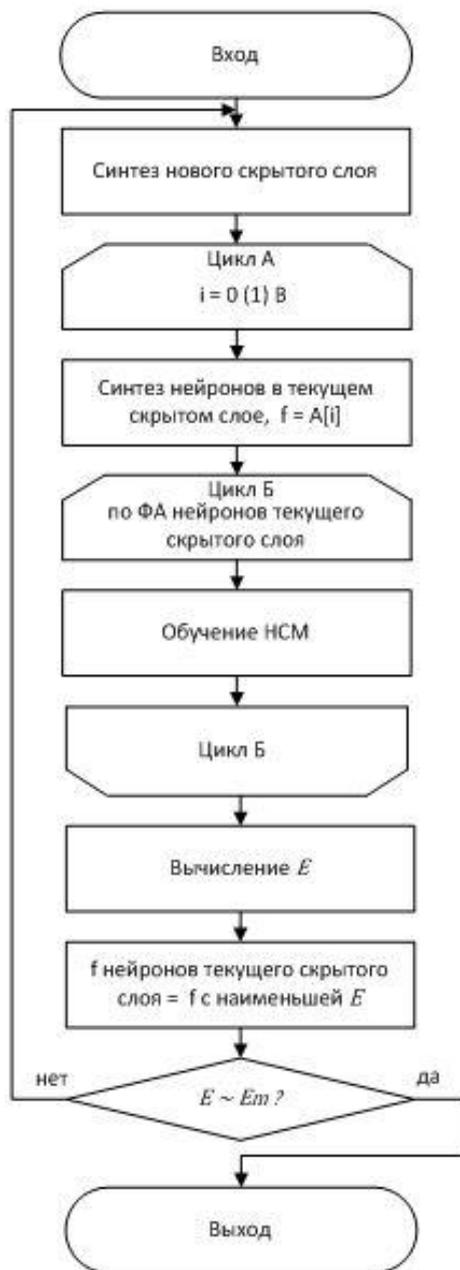


Рис. 2 – Алгоритм

По наименьшей среднеквадратической ошибке обучения E нейроструктурной модели с текущим скрытым слоем определяется наилучшая функция активации для его нейронов.

Возможность добавления нового скрытого слоя определяется сравнением ошибки обучения текущей НСМ (E) с ошибкой E_m , вычисленной экспериментальным путем.

Если значение среднеквадратической ошибки E примерно равно E_m , то добавление нового скрытого слоя невозможно.

В массив возможных ФА нейронов скрытого слоя, который при необходимости может быть расширен, входят следующие наиболее часто используемые функции активации :

- Функция сигмоидального типа;
- функция типа «И»;
- функция тригонометрического синуса.

В качестве алгоритма обучения синтезированной с помощью вышеуказанного алгоритма НСМ предлагается использовать алгоритм многократного распространения ошибки вследствие нестабильности процесса обучения из-за использования различных функций активации, то есть на каждой итерации модифицироваться будут синаптические связи только одного слоя нейронной сети.

Библиографический список

1. Рудой Г. И. Выбор функции активации при прогнозировании нейронными сетями. – Москва: Московский физико – технический институт, 2012. – 23 с.
2. Сараев П. В. Суперпозиционное линейно – нелинейное нейроструктурное моделирование. Диссертация на соискание ученой степени доктора технических наук. – Липецк : Липецкий государственный технический университет, 2013. - 280 с.: ил. РГБ ОД, 71 13-5/465.
3. Хайкин Саймон. Нейронные сети. Полный курс. – 2-е изд., испр. – М.: Издательский дом «Вильямс», 2006. – 1104 с.
4. Осовский С. Нейронные сети для обработки информации. – М.: Финансы и статистика, 2002. – 344 с.

УДК 615.47:612.166

АНАЛИЗ КАРДИОМОНИТОРОВ

Ю.А. Челебаева, О.В. Мельник

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе проведен анализ задач кардиомониторирования и анализ кардиомониторов. Даны рекомендации по усовершенствованию кардиомониторов на основе применения аппарата искусственных нейронных сетей и современной элементной базы.

Ключевые слова: кардиомонитор, информативные признаки, нейронная сеть, ПЛИС.

CARDIAC MONITORS ANALYSIS

Y.A. Chelebaeva, O.V. Melnik

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Analysis of cardiomonitring task and the analysis of cardiac monitors are carried out. Recommendations about enhancement of cardiac monitors on the basis of use of artificial neural networks technologies and the modern component base are made.

Key words: cardiac monitor, the informative signs, neural network, FPGA.

В настоящее время огромное распространение получила аппаратура непрерывного контроля электрокардосигнала (ЭКС), к числу которой относятся кардиомониторы [1]. Поэтому анализ систем кардиомониторинга, выявление их недостатков, является актуальной задачей, которая позволит улучшить качественные и количественные характеристики подобных систем.

Основной задачей кардиомониторирования является автоматическая диагностика аритмий. Для анализа выбираются, как правило, следующие параметры ЭКС:

- 1) текущее значение RR-интервала;
- 2) среднее значение RR-интервала за определенное количество кардиоциклов (RR_{cp});
- 3) отношение текущих значений RR-интервалов (RR_i/RR_{i+1});
- 4) частота сердечных сокращений за 15 или 30 с, приведенная к 1 мин.;
- 5) параметры формы QRS-комплекса: длительность, амплитуда (размах), суммарная площадь всех зубцов;
- 6) частота экстрасистол, измеренная за 1 мин.;
- 7) количество экстрасистол за время наблюдения.

В большинстве кардиомониторов (КМ) используется только оценка ритма сердечной деятельности, так как другие показатели могут измеряться периодически ручным методом.

Для диагностики аритмий в КМ используется сокращенное описание ЭКС. Оно устраняет избыточность информации, повышает надежность обнаружения аритмий, упрощает алгоритмы обработки сигнала и снижает требования к аппаратной части КМ, работающего в режиме реального времени. В зависимости от степени сокращения описания ЭКС кардиомониторы можно разделить на несколько видов, соответствующих различной глубине диагностики аритмий.

1. Кардиомониторы, использующие для диагностики нарушений ритма только классы, разделяющиеся по средней частоте сердечных сокращений (ЧСС). Усреднение может производиться за 15, 30 или 60 с, а значение ЧСС приводится к 1 мин. Сигнализация о нарушениях ритма формируется при уходе значения частоты за установленные пороги, которые могут дискретно и плавно изменяться по верхнему и нижнему допустимому значению частоты.

Такие КМ характеризуются простотой и надежностью. К недостаткам таких КМ относят невозможность анализа аритмий, что снижает их диагностическую ценность.

2. Кардиомониторы – анализаторы аритмий, использующие для диагностики анализ последовательности RR-интервалов. Здесь распознаются только те аритмии, которые характеризуются либо различием средней длительности RR-интервалов за определенное число кардиоциклов, либо нарушением порядка следования RR-интервалов, либо теми и другими показателями. Такие КМ позволяют обнаруживать так называемые фоновые аритмии (относительно стойкие и продолжительные) и аритмии типа случайных событий (экстрасистолы, выпадения QRS-комплекса).

3. Кардиомониторы – анализаторы аритмий, использующие для диагностики анализ формы комплекса QRS и последовательности RR-интервалов.

Согласно [1], кардиомониторы классифицируются на амбулаторные (носимые), скорой помощи, клинические, тестирующие, реабилитационные, санаторно-курортные.

Амбулаторные КМ используются в стационаре и после выписки из стационара для контроля таких изменений состояния сердечной деятельности за весь период суточной активности, которые не могут быть выявлены во время непродолжительного ЭКГ-исследования в покое.

Кардиомониторы скорой помощи предназначены для контроля состояния сердечной деятельности, восстановления утраченного или нарушенного ритма сердца на дому и в машине скорой помощи. Такие КМ позволяют вести наблюдение ЭКГ, измерять ЧСС, проводить дефибрилляцию или стимуляцию сердца.

Клинические КМ предназначены для стационаров и могут в зависимости от назначения быть нескольких типов [1].

1. Кардиологические КМ применяются в палатах интенсивного наблюдения за кардиологическими больными в острый период заболевания. Основное назначение КМ – это сигнализация о нарушениях ритма и проводимости сердца.

2. Хирургические КМ применяются во время операций на сердце и сосудах и в послеоперационных палатах. В отличие от остальных типов КМ измеряют ряд дополнительных параметров кровообращения и дыхания. Особенностью хирургических КМ является использование в основном прямых методов измерения параметров.

3. Акушерские КМ устанавливаются в родильных залах, предродовых палатах и в отделениях интенсивного ухода за новорожденными.

Наиболее важное значение из перечисленных КМ имеют клинические КМ для палат интенсивного наблюдения. Их устройство наиболее сложно и включает в себя элементы остальных типов КМ.

Большинство кардиомониторов могут быть описаны обобщенной структурной схемой (рис. 1) [1]. Электрокардиосигнал с электродов поступает в блок управления и преобразования, который усиливает его до уровня, необходимого для его обработки. Блок ограничивает спектр частот входного сигнала для повышения помехоустойчивости и надежного выделения информативных признаков ЭКС, а также производит его аналого-цифровое преобразование.

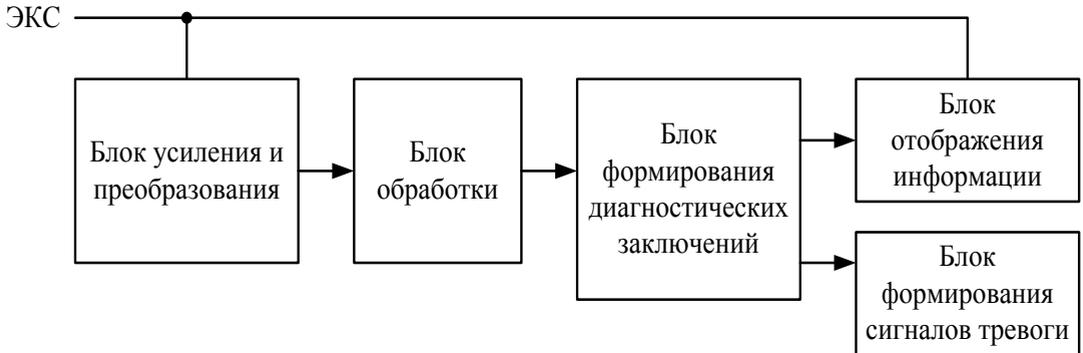


Рис. 1 – Типовая схема кардиомонитора

Усиленный и преобразованный в цифровую форму ЭКС поступает в блок обработки, где производится обнаружение QRS-комплексов, R-зубцов, классификация QRS-комплексов и значения интервалов RR поступают в блок формирования диагностических заключений. На основании полученных данных по алгоритмам выделения аритмий формируются соответствующие диагнозы.

Диагностические заключения сравниваются в блоке формирования сигналов тревоги с пороговыми значениями, установленными для сигнализации. Электрокардиосигнал и диагностические заключения о характере аритмий индицируются в блоке отображения информации.

Повысить точность измерения параметров и увеличить достоверность формирования диагностических заключений позволит применение нейросетевых технологий в блоке преобразования, блоке обработки [2], блоке формирования диагностических заключений [3], а также блоке формирования сигналов тревоги. Внедрение нейросетевых алгоритмов обработки приведет к увеличению вычислительных затрат, поэтому реализацию этих блоков целесообразно осуществлять с применением программируемой логической интегральной схемы типа FPGA.

Работа выполнена при поддержке российского фонда фундаментальных исследований (Проект № 16-38-00388 мол_а).

Библиографический список

1. Барановский А.Л., Калиниченко Н.А., Манило Л.А. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учебное пособие – М.: Радио и связь, 1993. 244 с.
2. Мельник О.В., Челебаева Ю.А. Устройство для мониторинга временных параметров сердечного ритма на основе искусственных нейронных сетей // Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2017: сб. тр. II меж- дунар. науч.-техн. и науч.-метод. конф.: в 8 т. Т.2. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2017; Рязань. С. 57-60.
3. Мельник О.В., Челебаев С.В., Челебаева Ю.А. Анализ сердечного ритма в режиме реального времени на основе искусственных нейронных сетей // Биотехносфера, № 6, 2016. С. 33-39.

УДК 616.71

ОСОБЕННОСТИ ИССЛЕДОВАНИЙ НА СОВРЕМЕННЫХ АНАЛИЗАТОРАХ КРОВИ

И.Н. Логинова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В данной статье рассмотрены основные виды современных анализаторов крови, выявлены особенности проводимых исследований.

Ключевые слова: гематологический анализатор, биохимический анализатор, реагенты, лаборатория, кровь.

PECULIARITIES OF RESEARCH ON MODERN BLOOD ANALYZERS

I.N. Loginova

Supervisor – Urazbakhtina Y.O., PhD in Technological Sciences, the associate professor

Ufa state aviation technical university, Ufa

In this article main types of modern analyzers of blood are considered, features of the conducted researches are revealed.

Key words: hematologic analyzer, biochemical analyzer, reagents, laboratory, blood.

В настоящее время наиболее популярным и действенным способом диагностики состояния организма является общий или биохимический анализ крови. Для этого клинико-диагностические лаборатории в больницах и частных клиниках оснащены современными гематологическими и биохимическими анализаторами.

Современные гематологические анализаторы классифицируются по номенклатуре определяемых показателей клеток крови. Восьми - параметровые гематологические анализаторы определяют следующие параметры: концентрации эритроцитов (RBC), лейкоцитов (WBC), тромбоцитов (Plt), гемоглобина (Hb), а также следующие параметры эритроцитов: средний объем эритроцитов (MCV), среднее содержание гемоглобина в эритроцитах (MCH), среднюю концентрацию гемоглобина в эритроцитах (MCHC), гематокрит (Hct).

Восьми - параметровые гематологические анализаторы в настоящее время практически не производятся.

Гематологические анализаторы класса 3-диф, в зависимости от выпускаемой модели, позволяют определять от 16 до 22 показателей клеток крови. Анализаторы этого класса, помимо тех параметров, которые определяют восьми-параметровые анализаторы определяют три субпопуляции лейкоцитов: концентрации лимфоцитов (Lm), гранулоцитов (Gr) и, так называемых средних лейкоцитов (Mid), а также их процентное содержание Lm%, Gr% и Mid%. Отсюда и название класса 3-диф. Кроме этого гематологические анализаторы этого класса определяют коэффициент вариации объема эритроцитов (RDW) и ряд показателей, характеризующих тромбоциты: средний объем тромбоцитов (MPV), долю объема тромбоцитов (Tct) (аналог гематокрита), коэффициент вариации объема тромбоцитов (PDW).

Важной диагностической информацией, которую позволяет получить гематологические анализаторы этого класса, являются функции распределения по объему эритроцитов, лейкоцитов и тромбоцитов — гистограммы.

Основным отличием гематологических анализаторов 5-диф от анализаторов 3-диф является их способность определять все 5 субпопуляций лейкоцитов: лимфоциты (Lym), моноциты (Mon), нейтрофилы (Neu), базофилы (Bas) и эозинофилы (Eos), а также их процентное содержание. Импедансный метод подсчета, известный также как счетчик Коултера, применяемый в анализаторах 3-диф, не в состоянии различить нейтрофилы, базофилы и эозинофилы, поэтому в анализаторах 5-диф применяется иной метод дифференцировки клеток. Он основан на принципе дифракции лазерного излучения на клетках лейкоцитов и дальнейшем анализе рассеянного излучения. «Средние» лейкоциты не отличаются по размеру настолько что бы различать их импедансным методом, но имеют различную внутреннюю структуру и по - разному взаимодействуют с красителями. А метод детектирования дифракционной картины оказывается чувствительным ко внутренней структуре клеток. Таким образом эритроциты и тромбоциты подсчитываются счетчиком Коултера, а лейкоциты отдельным лазерным блоком. [1]

Биохимические анализаторы позволяют определять:

- ферменты (α-амилаза, панкреатическая амилаза, аланинаминотрансфераза, γ-глутамилтрансфераза, креатининкиназа, лактатдегидрогеназа, липаза, α-гидроксибутиратдегидрогеназа, щелочная фосфатаза);
- субстраты (альбумин, глюкоза, мочеви́на, мочева́я кислота, общий белок, общий белок в моче, билирубин прямой, билирубин общий, креатинин);
- липиды (холестерин, холестерин высокой плотности, холестерин низкой плотности, триглицериды);
- электролиты (железо, кальций, хлориды, магний, фосфор, цинк, медь, натрий, калий). [2]

Для проведения анализов для каждого анализатора необходимы определенные реагенты. Как правило, каждая фирма выпускает собственные реагенты для конкретного вида прибора, и не допускается использование не подходящих для определенного анализатора реагентов.

Основными составляющими комплектов реагентов для гематологических анализаторов являются: изотонический разбавитель (дилуэнт), лизирующий раствор (гемолитик), промывающий раствор и очищающий раствор.

Изотонический разбавитель служит для поддержания требуемого осмотического давления с целью обеспечения постоянства объема клеток крови. Лизирующий раствор (гемолитик) при добавлении в разведение крови приводит к лизису эритроцитов и в то же время сохраняет лейкоциты.

Промывающие растворы непосредственно не участвуют в процессе измерения, однако их свойства существенно влияют на стабильность аналитических характеристик анализаторов. Промывающие растворы бывают, в основном, трех типов. Первый тип — растворы для мягкой промывки магистралей анализатора между пробами. Такие растворы имеют в своем составе поверхностно — активные вещества (детергенты). К сожалению, детергентные промывающие растворы практически не отмывают белки. Поэтому для очистки от белковых осадков применяют растворы на основе гипохлорита натрия — второй тип промывающих растворов. Однако, раствор гипохлорита натрия — это очень едкое вещество, и долгого контакта с ним не выдерживают детали из пластика (трескаются), металла (подвергаются коррозии). Современное решение проблемы качественной промывки прибора — применение ферментативных промывающих растворов. Благодаря наличию ферментов, такие растворы эффективно удаляют адсорбированные на стенках гидравлической системы белки и другие вещества. При этом они совершенно нейтральны и не оказывают вредного действия на детали прибора. Трудность создания таких промывающих растворов заключается в известном свойстве ферментов быстро терять активность. Вследствие этого, в мире имеется сравнительно немного фирм производителей ферментативных промывающих растворов. [1]

Биохимические анализаторы требуют отдельный реагент для каждого определяемого параметра. При этом можно одновременно разместить до 70 реагентов в различных сочетаниях.

Реагенты стоят достаточно дорого, тем более, что их нужно приобретать только у официальных представителей фирмы – поставщика анализатора. К тому же, у детей и маленьких животных на анализ можно взять лишь небольшое количество крови (не более 14 мкл), а у взрослого человека или большого животного от 40 мкл. Соответственно, детскую кровь и кровь небольших животных можно измерить, только лишь разбавив её при этом с большим количеством дилуента.

Библиографический список

1. Гематологический анализатор. URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Анализатор_гематологический (дата обращения: 22.10.2017)
2. Биохимические анализаторы. URL: <http://www.tiamed.ru/Analizatory-bioximicheskie/View-all-products.html> (дата обращения: 22.10.2017)

УДК 616.71

ВЛИЯНИЕ КАЧЕСТВА ВОДЫ НА СОСТОЯНИЕ БИОХИМИЧЕСКИХ АНАЛИЗАТОРОВ

И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В данной статье выявлена зависимость влияния качества воды на работу биохимического анализатора, показана необходимость использования станций водоподготовки.

Ключевые слова: биохимический анализатор, фильтр, станция водоподготовки, качество воды, лаборатория.

INFLUENCE OF QUALITY OF WATER ON THE CONDITION OF BIOCHEMICAL ANALYZERS

I.N. Loginova, K.R. Shaymardanova

Supervisor – Urazbakhtina Y.O., PhD in Technological Sciences, the associate professor

Ufa state aviation technical university, Ufa

In this article the dependence of influence of quality of water for operation of the biochemical analyzer is revealed, need of use of stations of water treatment is shown.

Key words: biochemical analyzer, filter, station of water treatment, quality of water, laboratory.

Биохимический анализатор - это прибор, в котором применяются оптические, механические и компьютерные технологии для анализа крови. Это очень важный лабораторный инструмент, выполняющий наиболее распространенные клинические биохимические исследования. С их помощью определяются многие важные показатели параметров крови, такие как:

- ферменты (α-амилаза, панкреатическая амилаза, аланинаминотрансфераза, γ-глутамилтрансфераза, креатининкиназа, лактатдегидрогеназа, липаза, α-гидроксibuтиратдегидрогеназа, щелочная фосфатаза);
- субстраты (альбумин, глюкоза, мочеви́на, мочевая кислота, общий белок, общий белок в моче, билирубин прямой, билирубин общий, креатинин);
- липиды (холестерин, холестерин высокой плотности, холестерин низкой плотности, триглицериды);
- электролиты (железо, кальций, хлориды, магний, фосфор, цинк, медь, натрий, калий). [1]

Для работы биохимического анализатора требуется отдельная система водоподготовки, которая подает на анализатор чистую воду гарантированного качества в соответствии со стандартами на воду для клинических лабораторий. Такая вода используется не только для промывки анализатора, но и непосредственно для анализов.

Виды систем водоподготовки подразделяются на:

- 1) аппараты водоподготовки на основе ионообменных смол: достижение солевого баланса и нейтрализация примесей за счёт полимерных смоляных шариков, действующих по принципу сорбента, впитывая избыточные элементы, либо реагента, вступая с ними в реакции окисления-восстановления;
- 2) приборы с дисковыми фильтрами: удаляют крупные осадочные частицы диаметром свыше 20 мкм;
- 3) системы очистки обратного осмотического типа, когда очищенную воду отделяет от неочищенной полупроницаемая мембрана. Процесс очистки происходит в условиях давления выше осмотического (8–12 Бар). Такой уровень давления не позволяет ионам минеральных веществ проходить сквозь поры мембраны;
- 4) аппараты ультрафильтрации обеспечивают тонкую очистку за счёт мембран со сверхмалым диаметром пор (0,1 до 0,01 мкм), освобождая жидкость и от крупных частиц, и от взвешенных в ней тонкодисперсных и коллоидных элементов, органических загрязнителей и патологических организмов, не влияющих на солевую структуру раствора.
- 5) дистилляторы воды — чаще всего действуют по принципу электрокипятника, конденсируя и тщательно фильтруя образующийся пар;
- 6) универсальные аппараты для подготовки жидкости любой степени очистки: для медицинских процедур, лабораторных исследований, биологического анализа. В них задействовано сразу несколько технологий фильтрации —

обратный осмос, ионообменные смолы, сорбенты. Многоступенчатая очистка — самая надёжная, она даёт практически 100% результат. [2]

Если не использовать системы водоподготовки, внутреннее состояние анализатора сильно ухудшается: появляется осадок на кюветах, трубках, электродах. При проведении анализов результаты значительно искажаются, что может впоследствии привести к неправильной постановке диагноза и лечению, не просто не приносящему пользы, но и причиняющему вред. Также, анализатор может просто выдавать ошибку при попытке провести анализ.

Станции водоподготовки требуют регулярной диагностики, смены фильтров. Изнашивание фильтров сразу влияет на результат анализов. В зависимости от региона варьируется срок использования фильтров.

Состояние воды в России оценивают обычно по общей минерализации и общей жесткости воды, показатели содержания солей жесткости, количество общего железа и марганца в воде, водородный показатель, количество органических веществ в воде и данные по микробиологическому составу воды. Для воды из природных источников важным является наличие или отсутствие сероводорода, нитратов, пестицидов в воде. В отдельном регионе обращают также внимание на примеси характерные именно для этого региона.

Повышенное содержание мышьяка и меди в воде отмечено в исследованных питьевых водах в Ульяновской, Вологодской областях, в Республике Дагестан. Высокое содержание хлороформа получены при исследованиях в Татарстане, Республике Карелия, Красноярском крае, Волгоградской области. Кадмий отмечен в Брянской области. Нитриты отмечены в Калужской области.

Превышение по нитратам в ряде областей, преимущественно в Республике Хакасия, Воронежской области, Краснодарском, Забайкальском, Красноярских краях. В Приморском крае повышенное содержание трихлорэтилена. Фтор и стронций отмечается в Республике Алтай, в Тверской, Московской, Тульской, Рязанской, Липецкой областях. Республика Дагестан, Алтайский, Забайкальский края, Еврейская автономная область, Кировская, Оренбургская и Вологодская области отмечаются как регионы с повышенным содержанием в природной воде хлорсодержащих веществ.

Не все эти химические вещества имеют природное происхождение. Получается, что на состояние воды в России существенно влияют геологический состав почв в регионе и местные промышленные предприятия, осуществляющие промышленное загрязнение.

Существует более 60 тысяч веществ, которые могут присутствовать в воде. Примерно 1000 различных химических соединений относят к часто встречающимся веществам.

Водопроводная вода в крупных городах очищается с использованием хлора, алюминия-содержащих коагулятов, аммиака.

Вода в таких регионах России как Санкт-Петербурге, Карелии, Ленинградской области преимущественно мягкая. Необходимо учитывать, что содержание солей кальция и магния в ней ниже рекомендованного уровня, а количество растворенного и нерастворенного железа в ней, как правило, выше нормы. Вода с показателем по общей жесткости за пределами допустимых 7 мг-экв/л. характерна для центральной России, южных регионов, Сибири, регионов Дальнего востока. [3]

Таким образом, для обеспечения высокой точности анализов, продления срока службы анализатора необходимо использовать станции водоподготовки и регулярно проводить техническое обслуживание.

Библиографический список

1. Биохимический анализатор. URL: <http://cormay.ru/page/biokhimicheskii-analizator> (дата обращения: 23.10.2017)
2. Виды систем медицинской водоподготовки. URL: <http://medbuy.ru/articles/vidy-sistem-medicinskoj-vodopodgotovki> (дата обращения: 23.10.2017)
3. Состояние водопроводной воды по регионам. URL: <http://geizer.com/facts/household-filters/water-in-russia-features/> (дата обращения: 23.10.2017)

УДК 615.47

К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ИНЪЕКЦИЙ

И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова, Р.М. Нафикова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В данной статье проанализирована возможность создания современного устройства для автоматического введения инъекций в чрезвычайных ситуациях и во время боевых действий, которое можно будет освоить в серийном производстве. Рассмотрена функциональная схема возможного инъектора.

Ключевые слова: *инъектор, инъекция, чрезвычайная ситуация, боевые действия, актуатор, игла, ампула.*

TO THE QUESTION OF CREATION OF THE AUTOMATIC DEVICE FOR REALIZATION OF INJECTIONS

I.N. Loginova, K.R. Shaymardanova, R.M. Nafikova

Supervisor – Urazbakhtina Y.O., PhD in Technological Sciences, the associate professor

Ufa state aviation technical university, Ufa

In this article the possibility of creation of the modern device for automatic introduction of injections in emergency situations is analysed and during fighting which can be mastered in serial production. The functional and basic circuitries of a possible injector are considered.

Key words: *injector, injection, emergency situation, fighting, actuator, needle, ampoule.*

При чрезвычайных ситуациях и во время боевых действий необходимо своевременно и качественно оказывать первую медицинскую помощь. Выполнить инъекцию для остановки кровотечения, восстановления дыхания, предупреждения заражения крови, возникновения шока, обезболивания может на месте поражения сам пострадавший или его сослуживец. [1]

В связи с этим было разработано техническое решение: инъектор, выполненный в прочном корпусе, например, из нержавеющей стали, используемой для изготовления приборов медицинского назначения, устойчивый к физическим повреждениям. Внутренний каркас может быть исполнен из прочного и термостойкого материала, например, поликарбоната. Между внутренним и внешним каркасами располагается воздушная прослойка, что обеспечивает поддержание температуры, требуемой для правильного хранения препаратов.

Внутренняя конструкция предполагает наличие электромеханического миниатюрного актуатора, расположенного в центре конструкции с возможностью двустороннего механического воздействия на ампулу. Две спусковые кнопки, расположенные симметрично на корпусе инъектора и определяющие каждая свой препарат, связаны с держателем пружины, которая осуществляет высвобождение иглы. Капсулы с препаратом находятся под актуатором, изготавливаются из мягкого пластика, имеют гофрированную форму, что обуславливает наиболее полноценное введение препарата. В примерном варианте осуществления инъектор содержит механизм отведения иглы. Необходимо обеспечение стерильности и герметичности ампулы и иглы. Иглы заключены в пластиковый каркас, плотно закрытый сверху и снизу пленкой. Также на корпусе имеется светодиодный датчик. Если он горит, то это свидетельствует о том, что инъекция еще не была произведена. Такая конструкция позволяет перезарядку ампулами и иглами. Наличие двух ампул обеспечит использование нескольких необходимых в чрезвычайных ситуациях и боевых действиях лекарств и антидотов. [2]

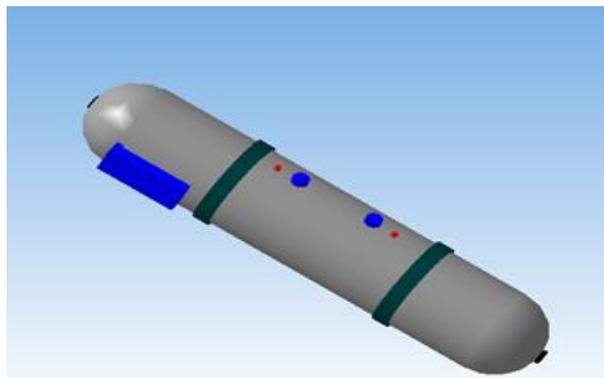


Рис. 1 – Внешний вид иньектора

Иньекция производится по нажатию кнопки, при этом пружина освобождается, игла вводится в тело, актуатор начинает воздействовать на ампулу и лекарство вводится в ткани. Светодиодный индикатор горит, пока ампула наполнена, и гаснет, когда иньекция произведена. Это осуществляется с помощью светодиода, который излучает свет на ампулу, фотоприёмника и компаратора. Пока лекарство есть, на фотоприёмник попадает лишь часть излучения. Сигнал с фотоприёмника сравнивается с опорным напряжением компаратора. Если сигнал меньше, компаратор выдаёт напряжение высокого уровня, подаваемое на светодиодный индикатор, находящийся на корпусе иньектора, и он горит. Если сигнал с фотоприёмника больше опорного напряжения компаратора, на светодиодный индикатор подаётся напряжение низкого уровня, светодиодный индикатор гаснет. После завершения иньекции игла выводится из тканей.

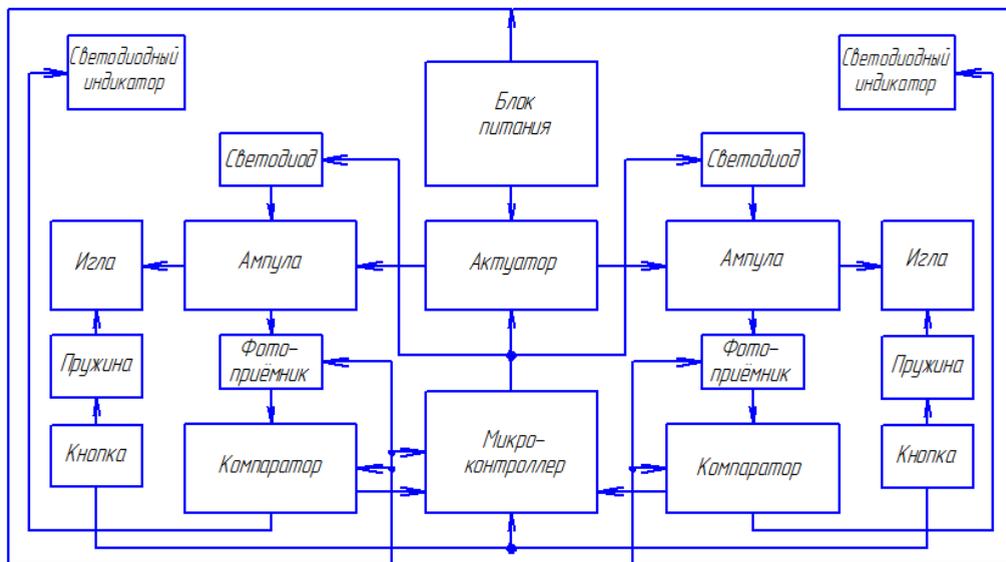


Рис. 2 – Функциональная схема устройства

В качестве блока питания был выбран литий - полимерный аккумулятор LP601730-PCM. Подобраны инфракрасный светодиод L-34F3C и ИК-приёмник TSOP2136. Сигнал с фотоприёмника поступает на компаратор. Микросхема компаратора MAX9041 – это малопотребляющий компаратор с внутренним прецизионным источником опорного напряжения (погрешность 0,4%).

В качестве микроконтроллера - АТМЕГА8А-AU – 8 - разрядный высокопроизводительный маломощный микроконтроллер на базе AVR RISC. Для управления актуатором отобран драйвер L293D. Он обеспечивает разделение электропитания для микросхемы и для управляемых ею двигателей, что позволяет подключить электродвигатели с большим напряжением питания, чем у микросхемы. Разделение электропитания микросхем и электродвигателей может быть также необходимо для уменьшения помех, вызванных бросками напряжения, связанными с работой моторов.

Библиографический список

1. Логинова И.Н. Автоматизированная система введения инъекций при чрезвычайных ситуациях и во время боевых действий. / И.Н. Логинова, Ю.О. Уразбахтина. // Материалы международной научно-практической конференции «ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЕ КОМПЛЕКСЫ И СИСТЕМЫ» – Уфа, 2016. - с. 171-173.
2. Логинова И.Н. Автоматизированная система введения инъекций при чрезвычайных ситуациях и во время боевых действий/ И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова, Ч.Р. Касимова. // Материалы XXIX всероссийской научно-технической конференции «Биомедсистемы – 2016» - Рязань, 2016. – С. 343-347.

УДК 57.043

ТЕЛЕИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ

А.Ю. Карамнов, М.Б. Каплан

Научный руководитель – Каплан М.Б., доцент кафедры ИИБМТ
Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

В докладе рассматривается вариант телеизмерительной системы контроля магнитного поля для магнитотерапевтического комплекса.

Ключевые слова: магнитное поле, телеизмерительная система.

TELE-MEASURING SYSTEM OF MAGNETIC FIELD CONTROL

A.Yu. Karamnov, M.B. Kaplan

The supervisor of studies is Kaplan M.B. associate professor of ИИБТ department
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The report considers a variant of a telemetric magnetic field monitoring system for a magnetotherapeutic complex.

Key words: magnetic field, telemetry system.

Одним из приоритетов современной медицины является развитие профилактических методов выявления, предупреждения и лечения заболеваний. Такие методы могут позволить достичь увеличения количества успешных исходов лечения и требуют для своей реализации множества разнонаправленных, простых в обслуживании и недорогих приборов для выявления симптомов ряда заболеваний и контроля успешности применяемых методов лечения. Одним из таких методов лечения является магнитотерапия. Вариант реализации телеизмерительной системы контроля магнитного поля для магнитотерапевтического комплекса предложен в данной работе.

Предложенная система обладает такими преимуществами как: возможность дистанционной передачи данных с датчика на компьютер, небольшие размеры, достаточно высокую для ряда прикладных задач точность и небольшую стоимость необходимой аппаратной базы устройства. Система состоит из датчика магнитного поля НМС5883L[1], модуля преобразования сигнала на основе Arduino-совместимой микроконтроллерной платы[2], модуля дистанционной передачи данных Bluetooth HC-05[3]. Широкое распространение достигнутое за последние годы системами на основе Arduino позволяет обеспечить сравнительно небольшие затраты на масштабное развертывание системы в составе магнитотерапевтических комплексов, а также предоставляет возможность по ее интеграции в другие комплексы использующие данный стандарт микроконтроллерных плат.

Процесс измерения магнитного поля системой, представленный на рис.1, происходит следующим образом: данные с датчика магнитного поля, через интерфейс стандарта IC2, передаются на модуль преобразования сигнала. После, данные через Bluetooth модуль передаются на компьютер, где происходит их обработка в среде Lab View, с возможностью их дальнейшего преобразования и накопления сторонними программами.

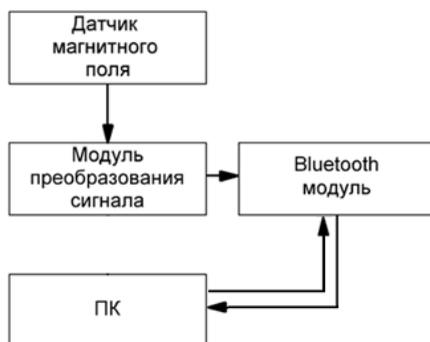


Рис.1 – Блок-схема работы системы контроля магнитного поля

Подключение компонентов в единую систему выполнено согласно схеме на рис.2. В сборе данных с датчика магнитного поля и передаче данных

на радиомодуль стандарта Bluetooth используется один и тот же порт модуля преобразования данных. Управление работой модуля преобразования данных с персонального компьютера выполняется по соединению стандарта Bluetooth. Питание осуществляется аккумуляторной батареей 9В.

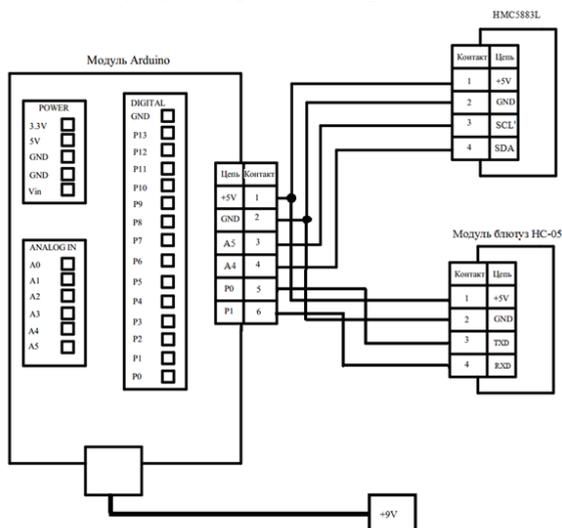


Рис. 2 – Схема подключения модуля Bluetooth HC-05 и датчика HMC5883L к модулю Arduino

Сбор и первичная обработка данных производится с помощью программы написанной в среде LabView.

Данные переданные радиомодулем с модуля преобразования данных поступают на определенный порт персонального компьютера, проверяемый программой на предмет наличия данных на нем. При выполнении этого условия, программа приступает к обработке и накоплению данных в массив. Частота записи данных задается программно и может быть изменена в зависимости от поставленной задачи. Программа хранит и отображает накопленные данные в одномерном массиве произвольной длины, определяемой оператором в реальном времени. Дальнейшая обработка данных зависит от конкретной реализации магнитотерапевтического комплекса и может быть выполнена как функционально расширенной версией представленной программы, так и сторонними программами.

Таким образом, данный вариант системы контроля магнитного поля для магнитотерапевтического комплекса отвечает ряду принципиальных требований и может быть использован в ряде практических приложений.

Библиографический список

1. datasheet-pdf.com/PDF/HMC5883L-Datasheet-Honeywell-795537
2. arduino.ru/Hardware/ArduinoBoardUno
3. robotclass.ru/articles/bluetooth-hc-05-06/

УДК: 61. 616-71

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ОЦЕНКИ ОСТАНОВКИ СЕРДЦА У ПОСЛЕОПЕРАЦИОННЫХ БОЛЬНЫХ НА ОСНОВЕ ГИДРОМАНЖЕТНОЙ ТЕХНОЛОГИИ

С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, Д.А. Варезников, В.В. Карнаухов,
Д.Ю. Ходакова

Научный руководитель – Геращенко С.И., докт. техн. наук, профессор
ГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», Медицинский
институт, город Пенза

В данной статье рассматривается возможность разработки беспроводного многоканального комплекса, способного передавать сигнал об остановке сердцебиения по каналу радиосвязи на блок приема и обработки информации.

Ключевые слова: гидроманжета, осцилляция, мониторинг, радиосвязь.

DEVELOPMENT OF THE HEART RATE ASSESSMENT SYSTEM FOR POSTOPERATIVE PATIENTS ON THE BASIS OF HYDRO-CUFF TECHNOLOGY

S.I. Gerashenko, S.M. Gerashenko, D.A. Varezhnikov, V.V. Karnaukhov,
D.Y. Khodakova

Scientific adviser – Gerashenko S.I., Grand PhD in Engineering sciences,
Prof.

Penza State University, Medical Institute, Penza

His article considers the possibility of developing a wireless multichannel complex capable of transmitting a signal about stopping the heartbeat through the radio link to the information receiving and processing unit.

Key words: hydrocuff, oscillation, monitoring, radiocommunication.

Сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смерти во всем мире. Ежегодно от болезней сердца умирают около 17 млн. человек, что составляет примерно 29 % всех случаев смерти. По подсчетам ВОЗ (всемирная организация здравоохранения), численность смертей растет из года в год и к 2030 году составит примерно 23,6 млн. человек [1]. В России уровень смертности от сердечно-сосудистых заболеваний достигает отметки 650 случаев на 100 тысяч населения. Немалую часть из них (порядка 10%) составляют летальные исходы в послеоперационный период по причине остановки сердца.

Проблема мониторинга физиологического состояния пациентов стационарных учреждений, находящихся в общей палате в пред- и

послеоперационный период, является актуальной для современной медицинской практики. Показатели гемодинамики несут наиболее полную информацию о состоянии больного. Их оценка широко применяется в медико-биологической практике. В абсолютном большинстве случаев получение информации основано на применении инвазивных методов диагностики. В первую очередь это связано с требованиями по точности представления гемодинамических параметров. В инвазивных методах высокая точность представления данных обеспечивается за счет применения для оценки ряда параметров прямых методов. Кроме того, при обработке сигналов используются реально снимаемые значения пульсовой волны.

Травматичность данного метода существенно ограничивает его применение и делает практически невозможным использование в бытовых условиях [2].

Поэтому на сегодняшний день разработано достаточно большое количество неинвазивных устройств для измерения параметров кровотока, заключающегося в расчете гемодинамических показателей и их дальнейшей оценке [3]. Однако предлагаемые на мировом рынке приборы относятся к лабораторному оборудованию и не подходят для постоянного наблюдения за большой группой пациентов в режиме реального времени.

Частота сердечных сокращений – это важный диагностический маркер. В 1996 году в журнале европейского общества кардиологов было опубликовано руководство для врачей-клиницистов по анализу вариабельности частоты сердечных сокращений [4].

Беспроводные технологии все больше проникают в нашу жизнь, в том числе и в медицину. На протяжении многих лет задача беспроводной передачи данных в ближнем поле представляла значительную проблему для разработчиков медицинских датчиков. В данной области исследований требуется использование современной технологии передачи данных для усовершенствования медицинского оборудования, позволяющего измерять такие характеристики пациента как ЭКГ, уровень насыщения крови кислородом, уровень кровяного давления, вес, уровень содержания глюкозы в крови и т.п. Необходимость применения высокотехнологичных медицинских датчиков широко проявляется во всех областях медицины, где кабельные соединения приборов представляют большое неудобство для врачей, пациентов и обслуживающего персонала. Особенно остро эта проблема стоит в спортивной медицине, медицине сна, экстренной медицине и реанимации.

Предлагаемое решение представляет собой беспроводной многоканальный комплекс, способный передавать информацию об остановке сердцебиения по каналу радиосвязи на блок приема и обработки информации.

В качестве датчика пульса используется однокамерная гидроманжета, снабженная беспроводным источником питания. Комплекс оснащен

шифратором и дешифратором с целью передачи информации о наличии или отсутствии сердечных сокращений у пациента по каналу радиосвязи.

Внедрение данной разработки в медицинскую практику позволит оперативно фиксировать прекращение осцилляций у пациентов, перенесших операции на сердечно-сосудистой системе и получать достоверную информацию об их местоположении, что позволит максимально снизить время от момента остановки сердца до оказания квалифицированной медицинской помощи.

В современной практике определение частоты сердечных сокращений осуществляется при помощи пульсоксиметров, которые фиксируются на пальце пациента. По сравнению с ними предлагаемое решение имеет ряд положительных сторон: применения гидроманжеты в качестве датчика не вызовет дискомфорт пациента, так как для достоверной регистрации пульсовых волн достаточно оказать давление на кровеносный сосуд, равное 30 мм рт. ст., что обеспечивается перетягиванием запястья. Фиксация регистрирующего устройства в этом месте обеспечивает надежность эксплуатации и сводит к минимуму риск слетания датчика с руки пациента [5].

Использование данного комплекса повышает надежность регистрации остановки сердца и снижает вероятность ложного срабатывания.

Библиографический список

1. Данилина О.С., Мнацаканян А.А., Геращенко С.И., Геращенко С.М. Комплекс суточного мониторинга гемодинамических показателей сердечно-сосудистой системы человека//Вестник Пензенского государственного университета, 2015. № 3 (11). С. 114-117.
2. Геращенко М.С., Геращенко С.И., Геращенко С.М. Разработка гидроманжетного прибора для мониторинга гемодинамических параметров// Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль, 2016. № 4 (18). С. 112-117.
3. Геращенко М.С., Волкова Н.А., Геращенко С.М. Использование гидроманжетного тонометра для оценки гемодинамических параметров с повышенной точностью// Известия высших учебных заведений. Поволжский регион, 2016. № 3 (39). С. 114-123.
4. Guidelines. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. European Heart Journal. 1996; 17:354-381.
5. Геращенко М.С., Геращенко С.И., Геращенко С.М. Оценка погрешности гидроманжетного тонометра// Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль, 2016. № 4 (18). С. 106-111.
6. Патент на полезную модель № 104437. МПК А 61В Тонometr Геращенко / Геращенко М. С. № 20111011231. – Заявл. 17.01.2011. – URL: <http://bankpatentov.ru/node/78436> (дата обращения: 28.10.2017).

РАЗРАБОТКА МЕТОДА ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЗУБНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С РАЗВИТОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ В ВИДЕ МАКРО - И МИКРОКАВЕРН

С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, В.В. Карнаухов, Д.А. Варезжников,
Д.Ю. Ходакова

Научный руководитель – Геращенко С.И., докт. техн. наук, профессор
ГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», Медицинский
институт, город Пенза

В статье предлагается методика изготовления зубных имплантов с развитой поверхностью в виде макро- и микрокаверн с отрицательными углами на основе 3D печати. Создание модели импланта основано на обработке результатов компьютерной томографии.

Ключевые слова: 3D принтер, имплантат, развитая поверхность.

DEVELOPMENT OF THE METHOD MANUFACTURE OF TOOTH IMPLANTS WITH DEVELOPED SURFACE AS MACRO AND MICRO ROUGHNESS

S.I. Gerashenko, S.M. Gerashenko, V.V. Karnaukhov, D.A. Varezhnikov,
D.Y. Khodakova

Scientific adviser – Gerashenko S.I., Grand PhD in Engineering sciences,
Prof.

Penza State University, Medical Institute, Penza

The article proposes a technique for manufacturing dental implants with a developed surface in the form of macro- and microcavities with negative angles based on 3D printing. The creation of an implant model is based on processing the results of computed tomography.

Keywords: 3D printing, implant, surface roughness.

По оценке экспертов, крупнейшим сегментом рынка частной медицины в России является стоматология. Доля рынка этого направления в сфере медицинских услуг оценивается экспертами в 50 - 60 %. Одним из перспективных направлений в стоматологии является имплантация. В настоящее время для изготовления имплантов и протезов широко используется титан и его сплавы.

На сегодняшний день ни одна технология не способна воспроизвести поверхность с отрицательными углами без повреждения зубного имплантата. В этой связи, перспективным является создание технологии формирования развитой поверхности имплантата в виде макро- и микрокаверн с отрицательными углами, обеспечивающей механически прочную связь с костной тканью [1-4].

Модификации микротопографии способствуют увеличению площади поверхности. Изменения топографии поверхности сами по себе изменяют рост, метаболизм и миграцию, а также продукцию цитокинов и факторов роста остеогенных клеток.

Реализация методики основана на использовании титана при 3D печати для создания имплантата с развитой поверхностью в виде макро- и микрокаверн с отрицательными углами. Важную роль в процессе остеоинтеграции играет идентичность формы корня зуба и импланта. С этой целью предлагается создать зубной имплант, который будет идентичным по форме и размеру корневой части удалённого зуба.

Имплантаты с макро- и микрокавернами демонстрируют более качественные процессы остеоинтеграции на всей поверхности имплантата по сравнению с существующими имплантами. При установке имплантата в костное ложе достигается надежная фиксация внутрикостной части в результате формирования дополнительной силы, связанной с разрывом биоткани в момент физического воздействия, обусловленной поверхностью остеоинтеграционных элементов, выполненных в виде конусных отверстий, а также за счет большой площади контакта с костью, которая обуславливается созданной микрошероховатостью [5].

Данная специфическая морфология поверхности дает устойчивое вращение кости. При данной специфической морфологии вновь сформированная кость вырастает в отверстия и неровности поверхности имплантата, нелегко отламывается от старой кости.

Существенными недостатками существующих технологий формирования развитой структуры имплантатов являются случайная форма рельефа поверхности и существенный разброс его геометрических размеров. Это приводит к созданию различных условий для процесса остеоинтеграции на различных участках поверхности имплантата и, как следствие, получение неоднородной по качеству структуры сочленения костных фрагментов с имплантатом. Кроме того, существующие технологии формирования поверхности не гарантируют отсутствие токсичных атомов легирующих элементов на контактной поверхности имплантатов.

Внедрение данной технологии создания зубных имплантов с развитой поверхностью с отрицательными углами позволяет получить следующий технический результат – повышение стабильности установки имплантата, улучшение условий остеоинтеграции путем обеспечения увеличения области контакта и, таким образом, связывания между имплантатом и костной тканью, приводящего к увеличенной механической способности к удерживанию и прочности. Такая технология не будет деформировать естественную конфигурацию челюсти, так как зубной имплант будет изготовлен по форме и размеру корневой части удалённого зуба. Сроки реабилитации после имплантации сокращаются за счет равномерности роста костного регенерата,

существенно увеличиваются допустимые нагрузки на зуб за счет внедрения костного регенерата в каверны с отрицательными углами.

Библиографический список

1. Mitroshin A.N., Gerashchenko S.I., Gerashchenko S.M., Yankina N.N., Aleksandrov A.F. The study of the morphology and structural properties of coatings of implants with different shapes of the developed surface // Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences. 2016. Т. 7. № 6. С. 171-179.
2. Mitroshin A.N., Gerashchenko S.I., Gerashchenko S.M., Yankina N.N., Taliankii I.E. Experimental evaluation of the modes of laser processing of the surface of implants and prostheses // Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences. 2015. Т. 6. № 1. С. 1862-1868.
3. Mitroshin A.N., Gerashchenko S.I., Gerashchenko S.M., Yankina N.N., Vertaev A.V. Formation of the porous structure of material surface using the method of laser processing // Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences. 2015. Т. 6. № 1. С. 1869-1874.
4. Митрошин А.Н., Геращенко С.И., Геращенко С.М., Янкина Н.Н. Формирование пористой структуры поверхности материала методом лазерной обработки // В сборнике: Методы, средства и технологии получения и обработки измерительной информации Материалы Международной научно-технической конференции. 2016. С. 128-130.
5. Патент на полезную модель № 127617 Российская Федерация, МПК А 61 С8/00. Зубной имплантат / Геращенко С.И., Евдокимов С.В., Митрошин А.Н., Фандеев В.П.; — № 2012156743/14; заявл. 25.12.2012; опубл. 10.05.2013. Бюл. № 13.

УДК: 617-089.844

**РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА СОВМЕСТНОГО МОНИТОРИНГА
АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ И ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ С
ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГИДРОМАНЖЕТЫ**

В.В. Петрова, А.С. Сысоева, В.А. Сизова

Научный руководитель – Янкина Н. Н. , кандидат техн.наук, доцент
ГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», Медицинский
институт, город Пенза

Аннотация: в данной статье рассматривается возможность создания устройства совместного мониторинга артериального давления и электрокардиограммы с использованием гидроманжеты. Применение гидроманжеты позволяет повысить точность по сравнению с воздушной гидроманжетой. Размещение манжеты и электродов на запястьях позволяют создать компактную и удобную в обращении модель.

Ключевые слова: артериальное давление, электрокардиограмма, метод Короткова, осциллометрический метод, гидроманжета.

DEVELOPMENT OF THE DEVICE FOR THE JOINT MONITORING OF ARTERIAL PRESSURE AND ELECTROCARDIOGRAM WITH THE USE OF THE HYDROMANET

V.V. Petrova, A.S. Sysoeva, V.A. Sizova

Scientific adviser – Yankina N.N., PhD in Engineering sciences, associate professor.
Penza State University, Medical Institute, Penza

This article explores the possibility of creating a device for joint monitoring of blood pressure and electrocardiograms using hydromans. The use of a hydromanet makes it possible to increase the accuracy in comparison with an air hydrojet. The placement of the cuff and electrodes on the wrists allows the creation of a compact and easy to use model.

Keywords: arterial pressure, electrocardiogram, Korotkova's method, oscillometric method, hydromancet.

Сердечно-сосудистые заболевания стоят на первом месте по инвалидизации и смертности населения земного шара. В России смертность от сердечно-сосудистых заболеваний составляет 55,8%. Именно поэтому в настоящее время снижение случаев смертности в результате сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) является актуальной задачей здравоохранения. Именно поэтому важно своевременно выявить критические состояния у лиц, страдающих ССЗ. Показатели гемодинамических параметров позволяют существенным образом раскрыть состояние сердечно-сосудистой системы. В связи с этим подобные исследования являются актуальными.

На сегодняшний день выделяют три основных метода регистрации АД:

1. Метод прямого измерения АД осуществляют через катетер или канюлю, введенную в просвет крупного артериального ствола (аорты, бедренной, сонной артерий).

2. Метод Короткова (аускультативный) основан на регистрации звуковых явлений создаваемых крупной артерией (плечевой, бедренной) при декомпрессии давления в манжете. Измерение давления производится при помощи тонометра (сфигмоманометра), а выслушивание тонов Короткова от пульсирующей пережатой артерии – при помощи стетоскопа.

3. Осциллометрический метод используется в электронных аппаратах для измерения давления. Он основан на регистрации амплитуды пульсаций давления воздуха, которые возникают в манжете в момент прохождения крови через сдавленный участок артерии, на предплечье человека.

Осуществление метода прямого измерения АД и метода Короткова требует привлечения квалифицированного медицинского персонала, метод прямого измерения также амбулаторного проведения обследования.

Осциллометрический метод позволяют получить гемодинамические параметры без привлечения медицинского персонала и в домашних условиях. Но он характеризуется существенной погрешностью получаемых результатов [2].

Во всех подобных существующих приборах используется воздушная манжета, которая по сравнению с гидроманжетой формирует меньшую амплитуду осцилляции, вследствие чего существенное влияние имеют шумы и погрешности оценки амплитуды осцилляции. В большинстве аналогов используется осциллометрический способ измерения АД. Совмещение двух способов измерения способствует повышению достоверности результатов [3,4].

С целью повышения точности оценки АД предлагается методика, основанная на использовании в качестве рабочего тела манжеты жидкости. Для этого применяется двухкамерная запястная гидроманжета. Поочередно накачиваются верхняя и нижняя камеры. В результате анализа амплитуд осцилляций нижней и верхней манжеты при декомпрессии определяются точки осцилляций, соответствующие систолическому и диастолическому значениям давления. Наличие расстояния между камерами позволяет оценивать скорость пульсовой волны. Пульсовая волна, её скорость, систолическое и диастолическое среднее значение позволяют оценить ряд гемодинамических параметров (сердечный выброс, венозный возврат, центральное венозное давление, объем циркулирующей крови и др.) [5,6].

Также в диагностике для оценки функционального состояния сердца используется метод электрокардиографии. Он основан на регистрации и исследовании электрических полей, образующихся при работе сердца. Прямым результатом электрокардиографии является получение электрокардиограммы. Современные электрокардиографы регистрируют синхронно биоэлектрические потенциалы от одного до двенадцати отведений.

В нашем устройстве имеются два электрода, которые позволяют проводить регистрацию ЭКГ в упрощенном виде по одному отведению.

Электроды, один из которых располагается под гидроманжетой, а другой – на запястье на второй руке, подключены к регистратору с помощью двух проводов. Полученный сигнал преобразуется для записи информации на SD-карту, расположенной внутри регистратора. Методика основана на регистрации R- зубца на ЭКГ по одному отведению.

Зубец R - обычно основной зубец ЭКГ. Он обусловлен возбуждением желудочков, следовательно, характеризует их физиологическое состояние. По интервалам R-R оценивается регулярность ритма сердца, частота сердечных сокращений. С помощью него можно определить ЧСС, состояние желудочков сердца, гемодинамические параметры.

С целью использования предлагаемого устройства для мониторинга состояний сердечно-сосудистой системы, необходимо проведение теоретических и экспериментальных исследований, учитывающих специфику и

особенности функционирования человеческого организма, и преимущества предлагаемой методики.

Разработка устройства совмещенного мониторинга АД и ЭКГ, позволяющего измерять гемодинамические параметры, позволяет повысить достоверность измерений в домашних условиях.

Устройство дает возможность повысить эффективность диагностики критических состояний сердечно-сосудистой системы.

Библиографический список

1. Патент на полезную модель № 104437 Российская Федерация МПК А61В. Тонометр Геращенко/Геращенко М.С. –заявл. 17.01.2017;опубл. 20.05.2011.
2. Геращенко С.М.,Геращенко М.С.,Волкова Н.А., Писарев М.А.Разработка запястной гидроманжетной системы прогнозирования инфаркта миокарда// Вестник Пензенского государственного университета.-2016. – №1 , С 47-50.
3. Геращенко С.М.,Геращенко С.И., Данилина О.С., Мнацаканян А.А. Комплекс суточного мониторинга гемодинамических показателей сердечно-сосудистой системы человека// Вестник Пензенского государственного университета.-2015. – № 3 (11). С. 114-117.
4. Геращенко С.И., Мялкина К.Н., Овсянникова И.Ф. Разработка механического гидроманжетного тонометра// Сборник статей Международной научно-технической конференции, посвященной 70-летию Победы в Великой Отечественной войне «Проблемы автоматизации и управления в технических системах»: в 2 томах.под ред. М.А. Щербакова. 2015. С. 277-279.
5. Родина О.П., Моисеева И.Я., Геращенко С.И., Геращенко М.С., Водопьянова О.А., Митрошин А.Н. Возможности и перспективы способов и приборов для измерения уровня артериального давления//Фундаментальные исследования. 2014. № 10-1. С. 166-169.
6. Геращенко М.С., Геращенко С.И., Геращенко С.М. Оценка погрешности гидроманжетного тонометра//Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. Пензенский государственный университет 2016. № 4. С. 106-111.

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ
МЫШЕЧНОГО ДИСБАЛАНСА, ТРЕНИРОВКИ И РЕАБИЛИТАЦИИ
ПОЗВОНОЧНИКА И СУСТАВОВ НА ПРИНЦИПАХ
МЕХАНОТЕРАПИИ С БИОТЕХНИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ**

М.Н. Гиниятуллин, И.В. Иванов
ООО «НВП «Орбита», г. Уфа

Рассмотрен механотерапевтический комплекс для функциональной диагностики и устранения мышечного дисбаланса с биотехнической обратной связью.

Ключевые слова: механотерапия, мышечный дисбаланс, биотехническая обратная связь, боль в спине, реабилитационные тренажеры.

**HARDWARE AND PROGRAM COMPLEX FOR DIAGNOSTICS OF
MUSCLE DISBALANCE, TRAINING AND REHABILITATION OF SPINE
AND JOINS ON THE PRINCIPLES OF MECHANOTHERAPY WITH
BIOTECHNICAL FEEDBACK**

M.N. Giniyatullin, I.V. Ivanov
Scientific Introduction Enterprise "ORBITA", Ufa city

A mechanotherapeutic complex for functional diagnostics and elimination of muscle imbalance with biotechnical feedback is considered.

Key words: mechanotherapy, muscle imbalance, biotechnical feedback, back pain, rehabilitation simulators.

Аппараты нового поколения ORMED Strong Back – это система для функциональной диагностики (тестирования), укрепления и реабилитации позвоночника. Она построена на принципе биотехнической обратной связи, которая позволяет пациенту видеть на мониторе пульта правильность выполнения упражнений. Когда пациент контролирует силу и амплитуду движений – происходит биотехническая обратная связь. Система биотехнической обратной связи содержит цветной монитор с сенсорным экраном, отражающий параметры тренировок в режиме реального времени, который позволяет не только контролировать правильность выполнения упражнений, но и мотивировать пациента. В результате чего происходит устранение мышечного дисбаланса симметричных мышц шеи и туловища, восстановление оптимального соотношения между их сгибателями и разгибателями, укрепление основных мышечных групп позвоночника. В линейку комплекса реабилитационных тренажеров системы «ORMED» входят четыре специализированные тренажеры, которые объединены между собой в единый комплекс посредством локальной сети и воздействуют на разные

области спины. Реабилитационные тренажеры, способны ускорить процесс лечения позвоночника. Занятия на тренажерах способствуют излечению таких заболеваний, как остеопороз, сколиоз, остеохондроз, протрузии дисков, радикулит, межреберная невралгия, ишиас и других.

Каждый тренажер для лечения заболеваний спины оснащен специальной системой контроля на компьютерном дисплее. Простой и доступный интерфейс и наличие визуальных подсказок делают занятия простыми и удобными для пациентов. В ходе работы на экран выводится вся необходимая для безопасных и эффективных тренировок информация.

Опытные специалисты медико-реабилитационного центра имеют достаточный опыт в лечении заболеваний спины. При помощи простых тестов и других методов диагностики они составляют индивидуальную программу по лечению позвоночника. Для каждого пациента выставляются особые параметры нагрузки. Тело на тренажере фиксируется в максимально правильном положении за счет различных креплений и ограничителей. Таким образом, лечение позвоночника не наносит ни малейшего вреда мышцам или суставам. Лечение заболеваний спины при помощи тренажеров системы ORMED это возможность быстрого избавления от мучительных болей.

Комплекс ORMED Strong Back позволяет:

- Проводить изометрический и амплитудный диагностический тест для оценки состояния пациента и составления оптимальной индивидуальной программы;
- Наглядно визуализировать все необходимые параметры тренировки, её порядковый номер, запланированные упражнения, количество подходов и повторов;
- При первом использовании пациентом сохранить в программе все данные о индивидуальной регулировке и подгонки фиксаторов тренажера, что позволяет в дальнейшем сразу же приступить к тренировке;
- В режиме реального времени контролировать амплитуду, её ограничения, и скорость выполнения упражнения;
- Отслеживать процент выполнения упражнения, количество выполненных повторов/подходов;
- Создавать индивидуальную программу по реабилитации или тренировке и контролировать её выполнение;
- Вести систему учёта пациентов, оформлять дневник процедур, анализировать прогресс между тренировками;
- Проводить силовые тренировки без чип-карт, с быстрым стартом.

Показания к применению:

- Комплексное оздоровление позвоночника при дегенеративных заболеваниях: остеохондроз, грыжа дисков;
- Профилактика обострения хронических заболеваний позвоночника;

- Укрепление мышечного корсета позвоночника;
- Исправление и формирование правильной осанки;
- Восстановление после травм и послеоперационный период.

Занятия на тренажерах ORMED Strong Back показаны людям с широким спектром заболеваний позвоночника. Эффективны занятия у пациентов, страдающих от наличия межпозвонковых грыж, таких как остеохондроз, спондилоартроз, спондилёз, нестабильность позвоночных двигательных сегментов, сколиоз, нарушения осанки.

После курса занятий отмечают значительное улучшение самочувствия пациенты с такими факторами риска как малоподвижный образ жизни, длительные статические нагрузки: работа за компьютером, за рулем автомобиля и т.д.

Тренировки высоко эффективны как средство реабилитации после перенесенных острых заболеваний позвоночника. Они позволяют ускорить возвращение пациента к активной жизни и уменьшить риск повторного ухудшения.

Сферы применения

- Реабилитация (восстановление силы, выносливости и координации движений);
- Медицинская экспертиза (объективная оценка состояния, выявления симулирования);
- Спортивная медицина (профилактика травмирования и изокинетические стабилизационные тренировки, выявление асимметрий);
- Школьная медицина (включение тренировок в изометрическом режиме на лечебно-диагностической системе «ORMED» в реабилитационную программу для школьников с нарушениями осанки и сколиозами I и II степени);
- Промышленная медицина (реабилитация позвоночника работников в условиях здравпунктов промышленных предприятий);
- Профессиональная медицина;
- Наука (проведение научных исследований).

Библиографический список

1. Гиниятуллин Н.И., Гавришев С.В., Гиниятуллин М.Н. Механотерапия: Тракционная терапия (лечение вытяжением). – М.: Медицина, 2013. – 432 с.
2. Гиниятуллин М.Н. Тракционная терапия на аппаратах «Ормед»: Курортная медицина. - 2017.- № 3, - С. 42-45

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА В БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

А.А. Кунах, О.В. Мельник

Научный руководитель – Мельник О.В., д-р. техн. наук, проф. каф. ИИБМТ
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье рассмотрены принципы анализа электроэнцефалограмм с точки зрения построения нейроинтерфейса в коммуникативных целях и в целях управления.

***Ключевые слова:** нейрокомпьютерный интерфейс, электроэнцефалография, искусственные нейронные сети, машинное обучение, обучаемые алгоритмы.*

PRINCIPLES OF CONSTRUCTION OF NEUROINTERFACE SOFTWARE IN BIOTECHNICAL SYSTEMS

A.A. Kunakh, O.V. Melnik

Scientific adviser - Melnik O.V., Dr. of Technical Sciences, Professor of
Information-Measuring and Biomedical Technique Department
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The principles of the analysis of electroencephalograms from the point of view of construction of a neurointerface for communicative purposes and for management purposes are considered in the article.

***Key words:** neurocomputer interface, electroencephalography, artificial neural networks, machine learning, learning algorithms.*

Разработка нейрокомпьютерных интерфейсов в целях создания биотехнических систем медицинского назначения (БТС-М) [1] представляет собой одну из актуальных проблем современной реабилитационной медицины. Это связано с часто встречающейся невозможностью компенсировать утраченные естественные физиологические функции другими, более простыми методами, такими как протезирование с использованием электронейромиографии. Как правило, это происходит вследствие повреждения связи между центральной нервной системой (ЦНС) и периферической нервной системой (ПНС), либо же в случае повреждения отдельных участков ПНС, либо же в случае необходимости обратной связи "протез-человек".

В общем случае программное обеспечение нейрокомпьютерного интерфейса должно содержать следующие блоки:

- блок предобработки биоэлектрических сигналов, полученных при помощи интерфейса мозг-компьютер;

- блок распознавания полезного сигнала при помощи средств машинного обучения;
- блок формирования управляющего сигнала.

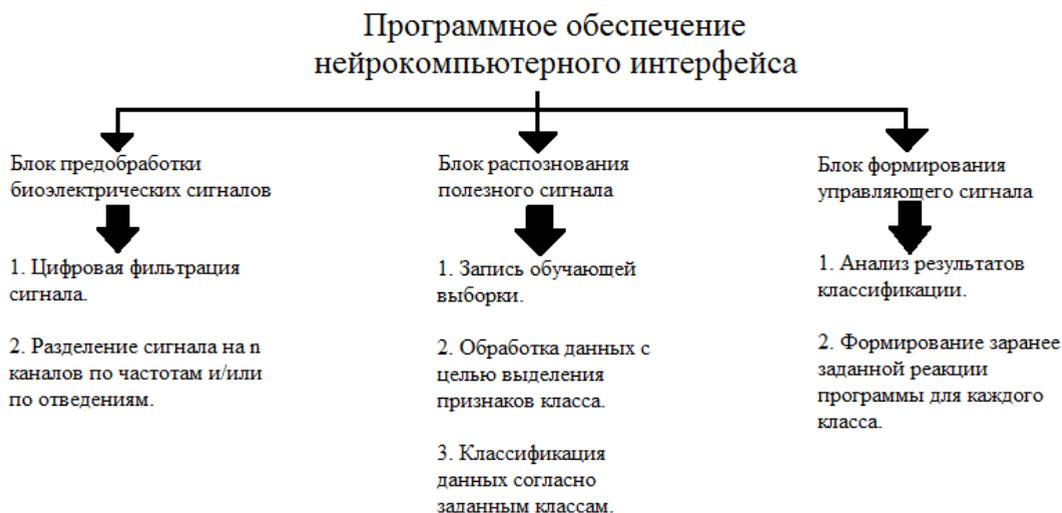


Рис. 1 – Структура ПО нейрокомпьютерного интерфейса

Электрэнцефалография дает возможность качественного и количественного анализа функционального состояния головного мозга и его реакций при действии раздражителей [2]. В большинстве случаев информация, получаемая с помощью метода вызванных потенциалов в электроэнцефалографии (ЭЭГ), слабо поддается традиционным методам анализа с целью выделения информативных признаков, достаточных для управления сложными устройствами. Это является следствием относительно слабой амплитуды самого сигнала (мкВ), высоким и непостоянным во времени сопротивлением черепа и кожи головы, а также воздействием многочисленных помех. Помимо этого, электроэнцефалограмма, как биоэлектрический сигнал, никогда не будет одинакова в разные моменты времени, даже при одном и том же мысленном состоянии. В конечном итоге ключевым компонентом нейроинтерфейса будет являться функция-классификатор, обрабатывающая данные, полученные в ходе ЭЭГ. Одним из методов решения данной проблемы является использование искусственных нейронных сетей (ИНС), зарекомендовавшего себя как относительно надежный способ распознавания образов.

Наиболее актуальной из используемых архитектур ИНС является архитектура сверточной нейронной сети. Это специальный вид ИНС, направленный на распознавание образов, как правило, использующийся для оптического распознавания символов, лиц, речи и т.д. Суть метода заключается в доработке классического персептрона путем введения операции свертки. На основе данной операции формируется "карта признаков" [3].

Кроме того, данная архитектура позволяет использовать операцию "пулинга", обеспечивающего уменьшение обрабатываемых данных, вследствие чего освобождаются вычислительные ресурсы. Путем чередования операций свертки и пулинга карты признаков вырождаются до векторов. Полученные вектора поступают на вход классического персептрона. Следует отметить, что при применении данного варианта архитектуры возможно использование большего числа каналов ЭЭГ, чем при использовании полносвязных архитектур ИНС, при одинаковом машинном времени обработки и относительно одинаковом качестве выходных данных.

Наилучшим вариантом при построении нейрокомпьютерных интерфейсов является использование нескольких независимых функций-классификаторов, после чего, осуществляя мультиклассификацию, путем голосования решается вопрос о конечном результате классификации.

С учетом вышесказанного целесообразно использовать данные принципы построения нейроинтерфейса для разработки биотехнических систем эргатического типа (БТС-Э) [1]. В отличие от нейроинтерфесов БТС-М, требующих большого количества выходных классов (или же "разрядности" нейроинтерфейса), для БТС-Э-нейроинтерфейсов, используемых как средство коммуникации, достаточно наличие не менее двух классов. Одним из возможных примеров способа кодирования информации для такого нейроинтерфейса является азбука Морзе. С использованием классической интернациональной азбуки Морзе требуется всего три класса: точка, тире, завершение ввода символа. Класс завершения ввода символа требуется для недопущения двоякого толкования получаемых данных (в частности, последовательности символов "АО" и "1" неразличимы при использовании только лишь двух классов).

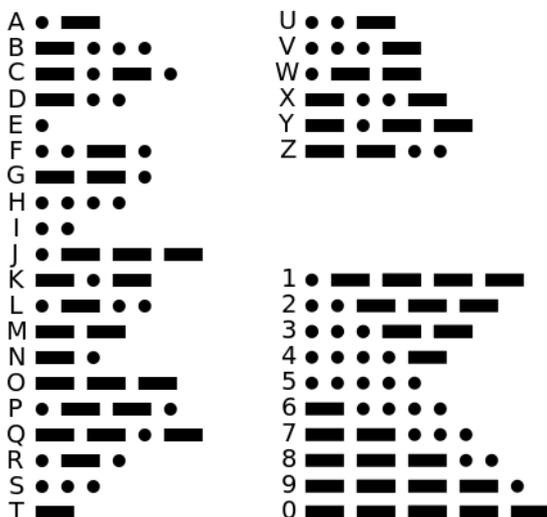


Рис. 2 – Международная азбука Морзе

Предлагаемые принципы построения ПО нейроинтерфейса с формированием управляющих сигналов на основе ограниченного множества классов при помощи ИНС показывают малую чувствительность к помехам и относительную простоту реализации. Данные принципы могут быть использованы при построении коммуникационных и/или управляющих БТС-Э, а также, при возможности внедрения большого числа классов, для построения БТС-М ("умных" протезов). В качестве среды реализации блока предобработки биоэлектрических сигналов и блока распознавания полезного сигнала оптимально использовать специальные ЭВМ параллельных вычислений (на основе ПЛИС) с целью минимизировать машинное время обработки сигнала. В качестве среды реализации для блока формирования управляющего сигнала возможно использование любого современного языка программирования. Одним из вариантов является язык Java, чьими преимуществами будет простота построения веб-приложения, функции которого будут определяться в рамках необходимой реакции программы.

Библиографический список

1. Ахутин В.М., Попечителей Е.П., Немирко А.П. Биотехнические системы: Теория и проектирование. Л.: Изд-во ЛГУ, 1981. 220 с.
2. Звездочкина Н.В. Исследование электрической активности головного мозга. Казань: Казанский ун-т, 2014. 59 с.
3. Что такое сверточная нейронная сеть //Хабрахабр. URL: <https://habrahabr.ru/post/309508/>

4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

УДК 616-71

ОБЗОР ДАТЧИКОВ ДЛЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

Р.Р.Фролова, Э.С.Шарипова, Н.Р.Исянов, Т.В. Мирина

Научный руководитель – Мирина Т.В., канд. техн. наук, доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Частота сердечных сокращений является наиболее доступным для регистрации физиологическим параметром, отражающим функциональное состояние организма пациента. С этой целью возможно использование метода фотоплетизмографии, основанного на регистрации оптической плотности исследуемого участка ткани.

Ключевые слова: фотоплетизмография, частота сердечных сокращений, датчики для фотоплетизмографии

OVERVIEW OF SENSORS FOR PHOTOPLETHYSMOGRAPHY

R.R. Frolova, E.S. Sharipova, N.R. Isyanov

Scientific adviser – Mirina T.V., candidate of technical sciences, associate professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Abstract. The heart rate is the most accessible for registration by a physiological parameter that reflects the functional state of the patient's body. To do this, it is possible to use the method of photoplethysmography, based on recording the optical density of the tissue in question.

Key words: photoplethysmography, heart rate, sensors for photoplethysmography

Частота сердечных сокращений является наиболее доступным для регистрации физиологическим параметром, отражающим процессы вегетативной регуляции в сердечно-сосудистой системе и организме в целом. Для определения ЧСС необходимо зарегистрировать сигнал отражающий биоэлектрическую активность сердца или артериальную пульсацию крови. С этой целью возможно использование методов фотоплетизмографии, реографии, ультразвукового метода, акустического и механического.

К фотоплетизмографии относят методы, основанные на оценке уровня абсорбции, колебаний оптической плотности или уровня рассеивания, или отражения светового потока биологической тканью.

Метод фотоплетизмографии основан на том [1], что при пропускании светового потока через биологическую ткань, в которой имеются кровеносные сосуды, и оценке значения светового потока, прошедшего через неё, поглощение (отражение) светового потока будет зависеть от толщины

биоткани, её внутренней структуры, размеров кровеносных сосудов и характеристик источника света. При изменении размеров сосудов, пульсирующих синхронно с работой сердца, будет меняться степень поглощения (отражения) светового потока, а, следовательно, будет меняться уровень сигнала, регистрируемого фотоприемником.

Датчики для фотоплетизмографии могут быть построены, в зависимости от прохождения светового потока через БО, на отражение и на поглощение.

В датчиках, работающие по принципу измерения светового потока прошедшего через БО, фотоприёмник и излучатель располагают относительно измеряемого участка так, чтобы световой поток, ослабленный участком кожи, попадал на фотоприёмник.

При построении датчиков основанных на отражении светового потока, излучатель и фотоприёмник располагаются в одной плоскости. Свет от источника попадает на кожу, частично поглощается и, отражаясь, попадает на приемник.

Построение датчика возможно согласно структурной схеме представленной на рис. 1 [3]:

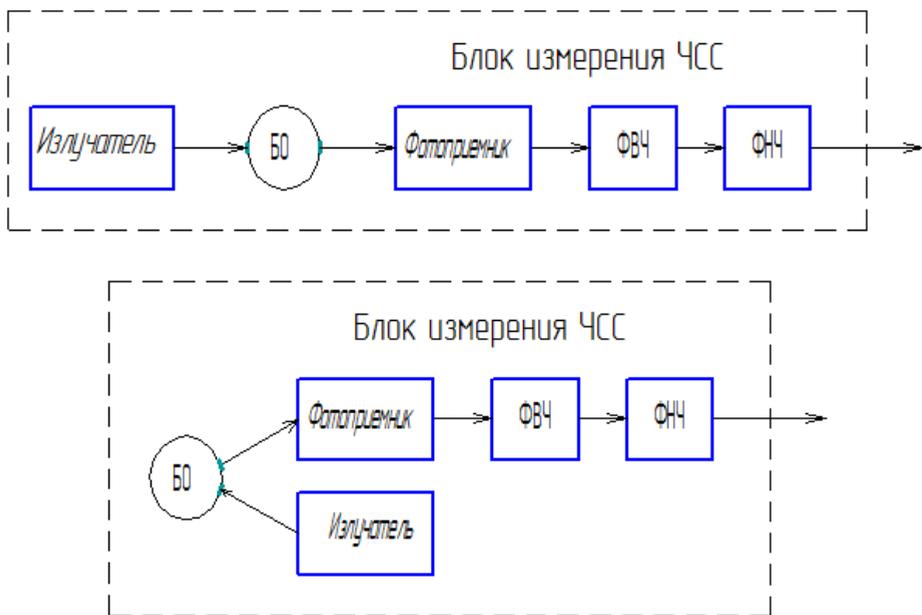


Рис. 1 – Конструкция датчика

Так, при построении датчика на отражение, необходимо произвести выбор излучателя и фотоприемника, и произвести расчет фильтров (амплитуда сигнала при использовании широкополосного фотоприемника составляет не менее 0,1 мВ, частотный диапазон составляет 0,3÷70 Гц).

При выборе излучателя и фотоприёмника следует учитывать угол половинной яркости для светодиодов и угол охвата для фототранзисторов [град]. Большая величина угла охвата фототранзистора приведет к попаданию световых потоков от других источников, которые могут оказать воздействие на результат измерений. Либо, при большом угле половинной яркости светодиода и большом угле охвата фототранзистора, световой поток будет поступать от излучателя на фотоприёмник минуя поверхность кожи, в связи с чем, световой поток, прошедший через БО, не будет оказывать влияния на результат измерения. Также при выборе фотоэлементов следует учитывать наличие линз и светофильтров, которые позволяют достичь желаемого угла половинной яркости и охвата, а, значит, быть менее чувствительным к излучению от других источников.

Таблица 1
Обзор транзисторов и диодов

Марка -транзистора -диода	Угол охвата и угол половинной яркости [град]	Длина волны [нм]	Интенсивность излучения [мВт/ср] при токе 20мА (для светодиодов)	Фотоэлектрический ток [мА] при 1 мВт на см ² (для фототранзистора)
VEMT2020X01 VSMB2020X01	±15 ±12	830- 950 940	8	6
OP571 OP271	±25 ±25	910 890	1,5	0,5
SD1440 SE1470	±12 ±12	880 880	-	0,14

Выбор длины волны излучателя зависит от того, что мы хотим измерить пульс или насыщения крови кислородом.

Во многих случаях удобнее использовать готовые микросхемы датчиков, которые имеют внутреннюю схему обработки данных с цифровым сигналом на выходе, что значительно упрощает процесс проектирования необходимого устройства.

В таблице 2 приведено сравнение датчиков для фотоплетизмографии (MAX30102, Si1145, MAX30100) работающих на отражение.

Сравнительная характеристика датчиков для фотоплетизмографии

Характеристика	МАХ30102	Si1145	МАХ30100
Интерфейс	I ² C	I ² C	I ² C
Частота работы, МГц	10,32..10,64	0,1..10	0..4
Рабочая температура, °С	-40..+85	-40..+85	-40..+85
Размеры, мм	5,6*3,3*1,55	2*2*0,65	5,6*2,8*1,2
λк, нм	650..670 (660)	-	650..670 (660)
λик, нм	870..900 (880)	750..950 (850)	870..900 (880)
Up, В	1,7..2 (1,8)	1,71..3,6 (3,3)	1,7..2,3 (1,8)
Up.светодиодов, В	3..5,25 (5)	4,3	3,1..5 (3,3)
АЦП, бит	18	16	14
Энергопотребление, мВт	1	1,5	1,94

При выборе датчика для фотоплетизмографии следует учитывать цели измерения, массогабариты разрабатываемого устройства и энергопотребление конечного устройства. Таким образом, при разработке высокоточного и портативного устройства будет лучше использовать датчик МАХ30102, потребляющий наименьшее количество энергии и обладающий наибольшей разрядностью встроенного АЦП.

Библиографический список

1. Медицинская энциклопедия [Электронный ресурс]-URL: <http://www.medical-enc.ru/17/serdce.shtml> (дата обращения 03.10.2017).
2. В.Г. Гусев, А.В. Мулик. Аналоговые измерительные устройства: учебное пособие. – Уфимский государственный авиационный университет. Уфа. 1996-147 с.
3. А.А. Федотов, С.А. Акулов. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013-250 с.

ИППОТЕРАПИЯ И АППАРАТЫ ДЛЯ ЕЁ ПРОВЕДЕНИЯ

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, А.Ф. Латыпов

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В работе рассматриваются возможность терапии верховой ездой. Представлены аппараты для реабилитации иппотерапией.

***Ключевые слова:** иппотерапия, тренажер, нижние конечности, равновесие.*

HIPPOTHERAPY AND APPARATUS FOR ITS IMPLEMENTATION

A. B. Blinova, A. V. Terentyeva, A. F. Latypov

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu.O., Candidate of technical sciences, Assistant Professor

Ufa state aviation technical University, Ufa

The paper discusses the possibility of therapy riding. The presented devices for rehabilitation hippotherapy.

***Key words:** hippotherapy simulator, lower extremities, balance.*

Лечебная верховая езда или иппотерапия – это уникальное по эффективности средство реабилитации при ряде тяжелых заболеваний, широко применяемое в мировой практике. Действенность иппотерапии объясняется гармоничным сочетанием телесно-ориентированных и когнитивных приемов воздействия на психику пациента [1]. Движения мышц спины лошади оказывают массирующее и мягкое разогревающее воздействие на мышцы ног всадника и органы малого таза, так как температура лошади на 1,5 градуса выше, чем у человека. При движении лошадь совершает около 110 разнонаправленных колебательных движений, которые в свою очередь передаются всаднику, что усиливает кровоток в конечностях. Для того чтобы сохранить правильную посадку во время верховой езды всадник должен удерживать равновесие, координировать и синхронизировать свои движения.

Реабилитационные занятия непосредственно на лошади можно проходить только с профессиональным инструктором и на специально подготовленных лошадях, что доступно немногим семьям. В таком случае реабилитацию проводят с использованием иппотренажера.

Среди существующих тренажеров для иппотерапии можно выделить аппарат FORTIS 102. Данный тренажер позволяет в точности передать большинство возможных движений, совершаемых лошадью при верховой езде. [2] Каждое из 100 движений предназначено для тренировки определенных групп мышц, что делает возможным создание целых курсов терапии.



Рис. 1 – Иппотренажер FORTIS 102

FORTIS 102 может применяться при комплексном лечении различных ортопедических заболеваний: параличах (в том числе, ДЦП), искривлениях позвоночника, а также при реабилитации пациентов, перенесших серьезные травмы и операции. Он также отлично зарекомендовал себя при лечении больных с такими заболеваниями как рассеянный склероз, артериальная гипертензия, неврозы. Симулятор используется также в ходе комплексного лечения ряда психиатрических заболеваний (шизофрения, олигофрения). Недостатками данного тренажера являются дороговизна и высокие массогабаритные показатели.

Еще одним представителем симуляторов верховой езды является иппотренажер S-Rider SKY 007, отличительной чертой которого является плавность хода. [3,4] Покачивания тренажера не только учат держать равновесие, но и укрепляют брюшной пресс, мышцы спины, позвоночник, тазобедренные суставы.



Рис. 2 – Иппотренажер S-Rider SKY 007

Тренировка проходит на рефлекторном уровне — инстинкт сохранить равновесие, чтобы удержаться и не упасть, побуждает к активной работе все основные мышечные группы.

Тренажер полностью исключает риск микротравм, он прошел медицинские испытания, одобрен врачами СПбГМА им. И. И. Мечникова и рекомендован экспертами для лечения детей с диагнозом ДЦП.

Симулятор S-Rider SKY 007 занимает площадь 1м² и весит всего 35кг, что позволяет проводить тренировки даже в домашних условиях. В арсенале тренажера имеется три автопрограммы и возможность ручной настройки, что позволяет реализовать индивидуальный подход к занятиям, в результате которых у пациента с ДЦП в работу включаются мышцы, находящиеся в бездействии в обычной жизни. Кроме того, верховая езда стимулирует развитие мелкой моторики, усидчивость и улучшает гармоничное восприятие окружающего мира, в том числе у пациентов с нарушением психики различной тяжести. Важно, что в процессе реабилитации происходит последовательный перенос приобретенных физических, коммуникативных и прочих навыков из ситуации верховой езды в повседневную жизнь.

Несмотря на высокие показатели эффективности лечебной верховой езды, иппотерапия применима не для всех людей. При таких болезнях, как остеопороз, гемофилия, болезни почек, хрупкие кости, а также любые заболевания острой формы, верховая езда может только навредить. И хоть список противопоказаний невелик, люди с такими заболеваниями не должны заниматься иппотерапией.

Библиографический список

1. Ионов И.И. Развитие межполушарного взаимодействия на занятиях иппотерапией — сборник материалов IV Межрегиональной Конференции «Иппотерапия. Инвалидный конный спорт. Опыт и перспективы» 01-02 мая 2011 года, Санкт — Петербург
2. РеаМед [Электронный ресурс] - <http://reamed.su> – дата обращения (20.09.2017)
3. Takasima [Электронный ресурс] - <https://www.takasima.ru> – дата обращения (22.09.2017)
4. Биотроника [Электронный ресурс] - <http://тренажер-наездник.рф> – дата обращения (01.10.2017)

АППАРАТЫ ДЛЯ ПАССИВНОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ЛОКТЕВОГО СУСТАВА

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Р.М. Нафикова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В представленной работе рассматриваются аппараты для пассивной реабилитации двигательных функций. Произведен сравнительный анализ приведенных устройств.

Ключевые слова: реабилитация, пассивная разработка, ортез.

DEVICES FOR PASSIVE REHABILITATION OF THE ELBOW JOINT

A.B. Blinova, A.V. Terentyeva, R.M. Nafikova

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu.O., Candidate of technical sciences, Assistant Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

In the presented work devices for passive rehabilitation of motor functions are considered. A comparative analysis of these devices is made.

Key words: rehabilitation, passive development, orthosis.

Локтевой сустав – подвижное сочленение трех костей, представленных плечевой, локтевой и лучевой костями. Несмотря на полную доступность для исследования реабилитация локтевого сустава представляется крайне непростой задачей [1]. В разработке локтевого сустава помогают различные тренажерные комплексы и системы, рассмотрим некоторые из них.

1) Аппарат для пассивной разработки суставов FISIOTEK HP2 производства компании Rimes. Данное устройство может проводить терапию основными типами движений всех трех суставов руки: плечевого, локтевого и лучезапястного. Устройство содержит программируемые карты памяти, что позволяет сохранять индивидуальные протоколы для каждого пациента и начинать следующую сессию без дополнительной настройки аппарата. [2]

Регулировка аппарата по высоте и углу наклона позволяет пациентам находиться как в положении сидя, так и в положении лежа и обеспечивает полный диапазон движений суставов.

Диапазон движений, воспроизводимых тренажером RIMES учитывают физиологические особенности каждого сустава, а для точной настройки точки сгибания применяется лазерный маркер.



Рис. 1 – Аппарат для пассивной разработки суставов FISIOТЕК HP2

2) ArmTutor производства компании Meditouch (Израиль). ArmTutor применяется при восстановлении функций локтевого и плечевого суставов вследствие неврологических заболеваний, при ортопедических заболеваниях в послеоперационный период, при нарушении координации движений. [2]

Технология восстановления функциональных двигательных навыков происходит за счет активных (производимых самим пациентом) повторяющихся упражнений в сочетании с расширенной обратной связью, отображающей состояние контролируемой функции на экране при помощи компьютерных игр.



Рис. 2 – Аппарат для пассивной разработки суставов ArmTutor

ArmTutor состоит из двух основных компонентов: специально разработанный ортез со встроенными оптическими датчиками, которые регистрируют движения в локтевом суставе и реабилитационное программное обеспечение, которое предоставляет терапевту объективную количественную информацию о двигательных нарушениях пациента и позволяет, учитывая

возможности пациента подобрать необходимые упражнения: рассчитав нагрузку, и сложность.

ArmTutor имеет амплитудные ограничители, которые сужают динамический диапазон разгибания и сгибания в локте, благодаря этому есть возможность дозировки физической нагрузки за счет настройки угла движения, скорости и чувствительности под конкретного пациента.

Пациент может визуальнo контролировать правильность выполнения задачи и оценивать результат в процессе выполнения упражнения, что помогает планировать и направлять движения, а также предотвращает развитие моделей компенсаторных движений, повышая эффективность физического восстановления.

3) Аппарат пассивной продолжительной разработки локтевого сустава ARTROMOT E2/ E2 compact производства компании Ormed (Германия) [3].



Рис. 3 – Аппарат для пассивной разработки суставов ARTROMOT E2/ E2 compact

Компактный профессиональный тренажер для разработки локтевого сустава. Применяется для восстановления объема движений верхних конечностей при неврологических заболеваниях, нарушениях двигательной активности после инсульта и др.

Аппарат **Artromot E2** обеспечивает подвижность локтевого сустава пациента в пассивном режиме, помогая избежать осложнений в виде нарушения подвижности после операций, травм и неврологических заболеваний. Во время занятий на Artromot E2 мышцы пациента остаются полностью расслабленными, а, следовательно, пациент не должен ощущать боли или дискомфорта.

Таблица 1. Сравнительная характеристика аппаратов для пассивной реабилитации

	Fisiotek HP2	ArmTutor	Artromot E2/E2
Страна производитель	Италия	Израиль	Германия
Габариты, см	70x70x127	45x15x15	87,5x57,5x58/29
Сгибание-разгибание (локтевой сустав)	0°-150°	0°-180°	5°-140°
Пронация-супинация (локтевой сустав)	90°-0°-90°	90°-0°-90°	90°-0°-90°
Обратная связь	нет	есть	нет
Применимость к другим суставам	плечевой лучезапястный	плечевой	нет
Стоимость, руб.	1 080 000	175 000	470 000

Из сравнительной таблицы видно, что для восстановления двигательных функций в домашних условиях оптимальным будет аппарат ArmTutor из-за малых габаритов и низкой стоимости. Для клиник с более широким спектром паталогий и ограниченными площадями больше подойдет другой аппарат - Fisiotek HP2, так как помимо разработки локтевого сустава он включает в себя возможность разработки плечевого и лучезапястного суставов.

Библиографический список

1. Центр спортивной медицины «Новый Шаг» [Электронный ресурс] - <http://novyshag.ru> – (дата обращения 18.10.2017)
2. Медицина и новые технологии [Электронный ресурс] - <http://www.mednt.ru/> - (дата обращения 18.10.2017)
3. "Стимул" [Электронный ресурс] - <http://stimul.gitt.ru/> – (дата обращения 18.10.2017)

СПОСОБ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ И МОНИТОРИНГА КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Э.С. Шарипова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В представленной работе рассматриваются способы измерения концентрации глюкозы в крови. Приведена структурная схема неинвазивного устройства.

Ключевые слова: сахарный диабет, гликемия, температура, датчик неинвазивное измерение.

METHOD OF NON-INVASIVE MEASUREMENT AND MONITORING OF GLUCOSE CONCENTRATION IN THE BLOOD

A. B. Blinova, A. V. Terentyeva, E. S. Sharipova

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu.O., Candidate of technical sciences, Assistant
Professor

Ufa state aviation technical University, Ufa

In the presented work discusses ways of measuring the concentration of glucose in the blood. A block diagram of a non-invasive device.

Key words: diabetes mellitus, blood glucose, temperature sensor non-invasive measurement.

Заболевание «сахарный диабет» получило статус неинфекционной эпидемии XXI века. В начале 2014 года в России такой диагноз был поставлен 3,96 млн. человек, а в мире – 422 млн, половина из которых в возрасте между 20 и 60 годами. Каждые 5 секунд в мире кто-то заболевает сахарным диабетом, а каждые 7 секунд кто-то умирает от этой болезни. Последние данные указывают на то, что основную тяжесть эпидемии несут на себе люди в странах с низким и средним уровнем дохода. [1]. Данное заболевание требует постоянного контроля уровня глюкозы в крови. В домашних условиях измерения, как правило, производятся с помощью глюкометров.

Существует множество различных видов глюкометров, но все они подразделяются на два больших класса – инвазивные и неинвазивные.

При проведении измерения инвазивным устройством необходимо с помощью ручки-прокалывателя проколоть кончик пальца, выдавить каплю крови и нанести её на тест полоску, предварительно вставленную в глюкометр. Результат выводится на экран через несколько секунд. К достоинствам таких устройств можно отнести их доступность и высокую точность измерений, который может достигать 98%. Главным преимуществом неинвазивных

устройств является то, что для проведения измерения нет необходимости нарушать целостность кожного покрова. Эта особенность позволяет исключить возможность инфицирования крови и не допустить огрубения кожного покрова из-за частых проколов.

Рассматриваемое устройство реализуется на экспериментально полученной зависимости между значениями температуры и величиной гликемии. Полученные результаты были представлены в виде зависимостей температуры (град С) и степени гликемии (ммоль/л) от времени (мин).

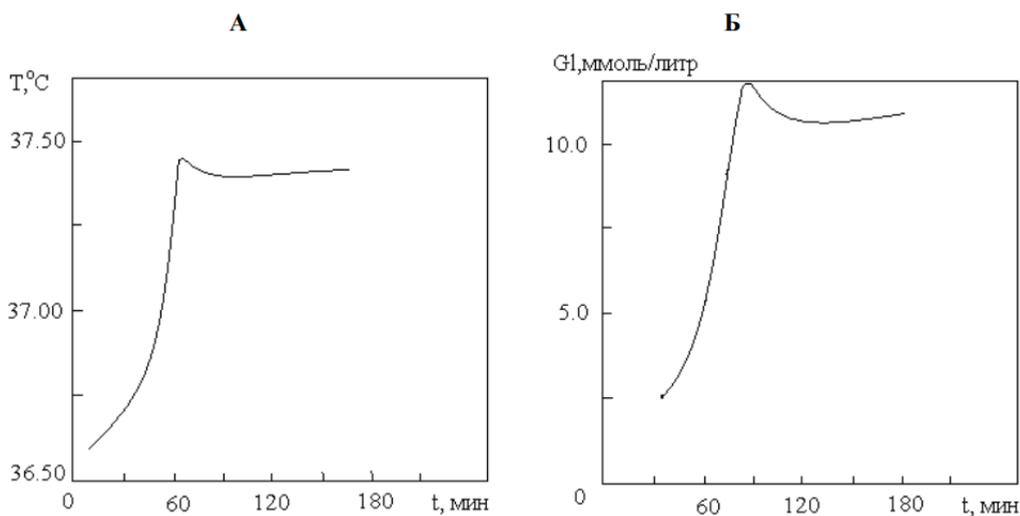


Рис. 1 – Пример динамики температуры (А) над поверхностной веной головы и гликемии (Б) у добровольца.

В результате обработки полученных данных было выявлено, что между температурой и гликемией существует корреляционная зависимость, которую можно выразить формулой 1.

$$Gl(t) = K \cdot [T(t - \tau) - T(0)] \quad (1)$$

где K – коэффициент пропорциональности, $\frac{\text{ммоль/л}}{^\circ\text{C}}$;

τ – время запаздывания гликемии по отношению к температуре, мин;

$T(0)$ – значение температуры, соответствующее $Gl=0$, $^\circ\text{C}$. [2]

График одной из зависимостей, полученных на основе данных добровольца, приведен на рисунке 1.

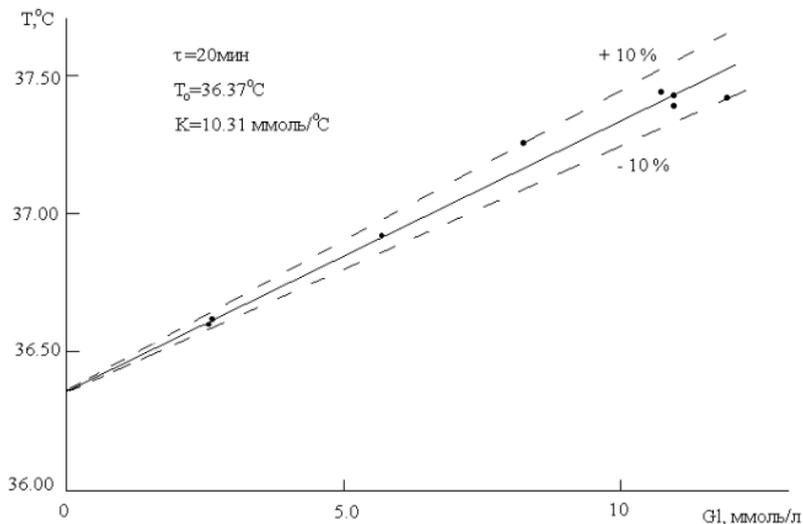


Рис. 2 – Корреляционная связь между температурой и гликемией

Структурная схема устройства, реализующего представленный метод, приведена на рисунке 2.

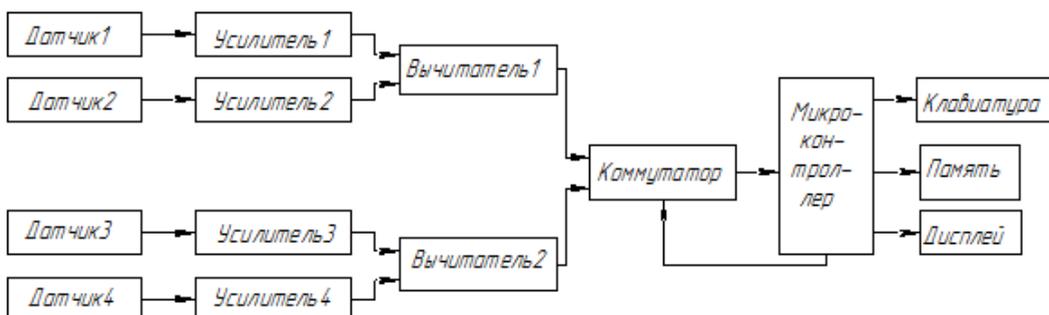


Рис. 3 – Структурная схема неинвазивного глюкометра

Данное устройство позволяет проводить длительный неинвазивный мониторинг изменения концентрации глюкозы в крови. Аналоговая часть устройства состоит из датчиков температуры, блоков усиления, дифференциальных усилителей и коммутатора. Датчиками 1 и 2 производится измерение температуры над поверхностной головной веной, а датчиками 3 и 4 - на участке, удаленном от вен. Полученные сигналы усиливаются блоком усиления (усилители 1-4) и при помощи дифференциальных усилителей (вычитатель 1 и 2) исключается влияние температуры окружающей среды. Далее сигнал с двух каналов попеременно поступает на вход АЦП, входящего в состав микроконтроллера, преобразуется в значение гликемии в соответствии заданной зависимостью и в виде числового значения отображается на дисплее.

Предлагаемая структурная схема неинвазивного глюкометра не имеет ограничений в применении, проста в использовании и позволяет проводить длительный непрерывный мониторинг концентрации сахара в крови.

Библиографический список

1. Веб-сайт Зенслим [Электронный ресурс]. - <http://zenslim.ru/> – (дата обращения: 6.08.2017)
2. Бобылев В.М., Шмелев В.М. Взаимосвязи температуры тела и концентрации глюкозы крови человека: Том 7, 2006 – 100-107 с.

УДК 615.47

ЭЛЕКТРОДЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Р.Ф.Адигамова, Д.Р. Мухаметвалеева, З.Ф.Ихсанова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Существует огромное количество электродов для электростимуляции. Выбор определенного вида электродов зависит от типа проведения электростимуляции.

Ключевые слова: *Электростимуляция, электроды, токопроводящий гель.*

ELECTRODES FOR ELECTROSTIMULATION

R. F. Adigamova, D. R. Muhametvaleeva, Z. F. Ihsanova

Ufa state aviation technical University, Ufa

There are a huge number of electrodes for electrostimulation. The choice of the specific form of the electrodes depends on the type of electrostimulation.

Keywords: *electrical Stimulation, electrodes, conductive gel.*

Электроды, которыми осуществляется воздействие, должны надежно закрепляться на теле пациента. Для лучшего контакта целесообразно применение специального токопроводящего геля. Желательно использовать электроды с небольшой протяженностью, в таком случае эффекта от воздействия будет больше, но если нет возможности сократить провод, то можно увеличить площадь электрода.

Электростимуляцию можно проводить сразу после операции. В этом случае электроды закрепляются на весь период лечения и к ним предъявляются особые требования. Если после операции есть рана, то чаще всего применяются одноразовые электроды. Они очень удобны в эксплуатации. Упаковываются в стерильную упаковку и изготавливаются в виде пластыря.

Для электродов многократного использования, в случае чрескожного воздействия, разработан специальный материал, обладающий малым удельным

сопротивлением, высокой пористостью, эластичностью и малой плотностью. Данный материал представляет собой спрессованный брикет из цилиндрических непрерывных спиралей биологически нейтральных проволок диаметром 0,05...0,15мм. При прессовании спирали распределяются по площади пуансона пресс-формы, размеры которого соответствуют размерам изготавливаемого электрода. В результате полученный материал приобретает форму тонкой пластины требуемой формы и размеров. Так как электроды получаются достаточно легкими, то закреплять их на коже пациента можно полосками лейкопластыря или эластичным бинтом.

По функциональному назначению все электростимулирующие электроды подразделяются на регистрирующие и стимулирующие.

По показаниям к применению электроды делятся на поверхностные(накожные,неинвазивные) и игольчатые(инвазивные).

Широкое применение в электростимуляции нашли вилочковые электроды. Превосходством этих электродов от других заключаются в том, что эти электроды можно применять в труднодоступных местах (таких как складки). К сожалению, проведение процедур болезненно, но результат от воздействия не заставит долго ждать. Электроды бывают для взрослых и для детей. По функциональному строению электроды одинаковые, отличаются лишь размерами. Для детей межэлектродное расстояние составляет 15мм, а для взрослых 25мм.

Так же популярны отводящие электроды с переменным электродным расстоянием. В этом и заключается их особенность. Закрепляются электроды при помощи пластыря. За счет того что можно подобрать расстояние можно непосредственно воздействовать на весь диапазон очага болевого синдрома. Для лучшего контакта электрода с кожей применяются специальный тоководящий гель.

В настоящее время популярными становятся многоцветные электродные пластины. Контактная сторона электродов закрыта прозрачной пленкой. При проведении процедуры необходимо снять эту пленку. Пленка применяется только для защиты от пыли. Наложить электроды согласно рекомендациям, которые приведены в технической документации электростимулятора.

Кнопочные электроды предназначены для многоцветного использования. Долговечность зависит от того, насколько часто будут применять этот электрод и как правильно будут устанавливать на кожу. Размер этих электродов составляет 5х5(см). Электроды следует менять, если они не закрепляются на коже, с закрепляемой стороны прилипла пыль и невозможно очистить эту часть.

Тоководящий гель для аппаратов играет важную роль. Благодаря гелю улучшается контакт кожа-электрод, что способствует лучшему эффекту при проведении электростимуляции мышц. Производится увлажнение и

питание кожи. Гель помогает свести к минимуму покраснения кожи под электродом. Его можно наносить на все части тела, где будет проводиться стимуляции. Гель нельзя наносить лишь на ту часть, где нарушена целостность кожного покрова.

Самыми распространенными отечественным гелем является Эсма и Униагель. Данные виды гелей универсальны. Они не портят поверхность электрода и не вызывают аллергических реакций. Легко смываются водой или можно удалить салфеткой. Наносить следует на тело больного или же на используемый электрод.

Библиографический список

1. Физиотерапия [Электронный ресурс]
URL:http://lifedenas.ru/catalog/apparaty_dlya_domashney_fizioterapii/denas_t/
2. Исследование противоболевого электростимулятора [Электронный ресурс]
URL: <http://docplayer.ru/35046685-Issledovanie-protivobolevogo-elektrostimulyatora-eliman-401.html>
3. Электростимуляция или электростимуляция мышц.
[Электронный ресурс] URL: <https://www.tokranmed.ru/metod/microtok-5.html>

УДК 615.47

ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ МЫШЦ

Р.Ф.Адигамова, З.Ф.Ихсанова, Д.Р. Мухаметвалеева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Электростимуляция мышц — это процедура, в которой используется импульсный ток для того, чтобы восстановить работу тканей, органов и систем, в том числе нервной части мышц, которые утратили свое естественное функционирование после болезней и травм. Приборы электростимуляции считаются особо важными и значимыми в лечении для восстановления работы нервной системы до оптимального состояния, а также если есть заболевания, которые могут привести к ограниченному движению, понижению сил и гипотрофии мышцы.

Ключевые слова: электростимуляция, электрический ток, мышцы

ELECTRICAL STIMULATION OF MUSCLES

R. F. Adigamova, Z. F. Ihsanova, D. R. Muhametvaleeva

Ufa state aviation technical University, Ufa

Electrical Stimulation of the muscles is a procedure that uses pulsed current in order to restore the tissues, organs and systems including the nervous part of the muscle that has lost its natural functions after diseases and injuries. Electrical stimulation devices are considered to be particularly important and significant in the treatment

to restore functioning of the nervous system to an optimal state, and if there are diseases that can lead to restricted movement, decrease of strength and wasting of muscles.

Key words: *electrical Stimulation, electric current, muscle*

Восстановление человеческого организма после тяжелых заболеваний, травм или оперативных вмешательств часто требует длительного периода времени. Ускорить процесс восстановления можно с помощью разнообразных способов физиолечения. К таким способам относятся электрические токи, магнитное поле, лазер, ультразвук, высокие и низкие температуры, ультрафиолетовое облучение и многие другие.

Такой метод лечения и реабилитации, как электростимуляция мышц, может применяться практически при всех состояниях, которые сопровождаются потерей функциональности мышц и нервных проводников. Электростимуляция рекомендована для профилактики трофических процессов в мышцах при параличах, парезах мышечной атрофии и других заболеваниях опорно-двигательного аппарата. Процедуры применяются для снижения избыточного веса и коррекции фигуры. Рекомендована электростимуляция при ухудшениях кровообращения (периферического венозного и артериального), пониженном тоне, а так же для увеличения и укрепления мышечной массы у спортсменов.

Импульсные электрические токи, проходя через мышечную ткань, исполняют роль нервных окончаний, по которым мышца получает сигнал о необходимости сокращения или расслабления. Таким образом, они стимулируют мышечные волокна к работе, действуя взамен пораженных болезнью или травмой нервных стволов. Регулярная двигательная активность, естественная или вызванная электростимуляцией, не дает мышцам атрофироваться, так как восстанавливаются все необходимые процессы питания и выведения продуктов метаболизма, а мышечные волокна получают возможность «тренироваться», что дополнительно нормализует их регенерацию.

Кроме того, регулярная электростимуляция мышц помогает восстановить и «обратную связь» с корой головного мозга. Постепенная нормализация контроля мышечных масс со стороны двигательных центров – это огромное достижение в лечении таких тяжелых заболеваний, как, например, параличи или парезы.

Одновременно со стимуляцией мышц положительный эффект наблюдается и со стороны самой нервной ткани. Искусственные электротокки, проходя по пораженным патологическим процессом нервам, улучшают их структуру и проводимость.

Электростимуляция активно влияет на организм за счет импульсов разной продолжительности – от 0,5 до 300 мс, при силе тока до 5 мА (на лице), до 100 мА (на теле) и частоте 10-150 Гц, которая действуют с перерывами.

Во время процедуры человек не двигается, но это влияние идентично обычной работе мышц во время их активности.

Ток, проходя сквозь ткани, возбуждает клетки и стимулирует активную работу мышц, а в период пауз она расслабляется.

Благодаря такому ритму работы, не возникает раздражающего влияния тока под электродами и эпидермис не повреждается из-за длительной электростимуляции.

Когда электрический ток действует на мышцы или нервы, изменяется их биоактивность и образование спайковых ответов. Импульсы провоцируют сокращение мышц, что их укрепляет и приводит в действие.

Таким образом, электростимуляция мышц является одним из способов физиотерапевтического воздействия, направленного на восстановление функции мышц после повреждения и для поддержания их в тонусе.

Библиографический список

1. Физиотерапия [Электронный ресурс] URL:http://lifedenas.ru/catalog/apparaty_dlya_domashney_fizioterapii/denas_t/
2. Электромиостимуляция или электростимуляция мышц. [Электронный ресурс] URL: <https://www.tokranmed.ru/metod/microtok-5.html>
3. Строение мышц человека [Электронный ресурс] URL:<http://fit-baza.com/stroenie-myshc-cheloveka/>
4. эффективность применения электростимуляции мышц [Электронный ресурс] URL: <http://spinazdorov.ru/treatments/elektrostimulyaciya-myshc.html>

УДК 615.47

АППАРАТ ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Р.Ф. Адигамова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Искусственное кровообращение (перфузия) – методика временного поддержания или полного замещения насосной работы сердца и обменной функции легких на определенные временные отрезки путем применения механического оборудования. Такие меры необходимы во время операций на аорте, разных отделах сердца, при интенсивном кардиологическом лечении пациентов.

Ключевые слова: *Искусственное кровообращение, оксигенатор, насос, коронарный отсос*

THE HEART-LUNG MACHINE

R.F. Adigamova

Ufa state aviation technical University, Ufa

Cardiopulmonary bypass (perfusion) is a technique of temporary maintenance or full replacement of the pumping of the heart and metabolic functions of lungs at certain time intervals by the use of mechanical equipment. Such measures are necessary during operations on the aorta, different parts of the heart, by intensive cardiac treatment.

Key words: cardiopulmonary bypass, oxygenator, pump, suction coronary

Искусственное кровообращение (ИК) – метод временного замещения (поддержки) механическим оборудованием насосной функции сердца, газообменной функции легких на период выполнения отдельных этапов операций на сердце, аорте, а также при проведении интенсивной терапии больным кардиологического профиля.

Аппарат искусственного кровообращения (АИК) представляет сложную многофункциональную систему, состоящую из насосов, оксигенатора, фильтра и трубопроводов.

В АИК функцию сердца выполняют насосы, функцию сосудов выполняют трубопроводы одноразовых магистралей, а регулирование расхода, поддержание требуемого давления, сбор, обработку и визуализацию информации обеспечивают электронные, а в современных аппаратах - микропроцессорные средства.

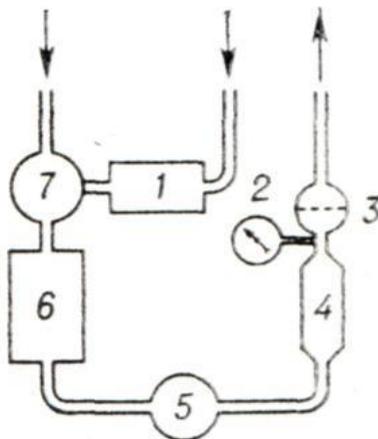


Схема аппарата искусственного кровообращения: 1 — коронарный отсос; 2 — манометр; 3 — фильтр-ловушка; 4 — теплообменник; 5 — артериальный насос; 6 — оксигенатор; 7 — приемный сосуд.

Оксигенатор - газообменное устройство, предназначенное для насыщения крови кислородом и удаления из нее углекислоты. По сути дела оксигенатор это искусственное легкое, которое, являясь биологическим блоком аппарата искусственного кровообращения, превращает венозную кровь в артериальную.

Насос - механическое устройство, предназначенное для перекачивания крови и кровезаменителей. В аппарате искусственного кровообращения артериальный насос выполняет роль искусственного сердца, которое во время основного этапа кардиохирургической операции обеспечивает адекватный возврат крови пациенту для питания его органов и тканей.

На сегодняшний день существует три типа насосов, применяемых в аппаратах искусственного и вспомогательного кровообращения. Это насосы роликовые, центрифужные и желудочковые. Наиболее распространенным видом насосов, применяемых в последние тридцать лет, являются роликовые насосы, которые и составляют основу современных аппаратов искусственного кровообращения.

Дополнительными узлами физиологического блока АИК являются теплообменник и система коронарного отсоса. Первый необходим для поддержания нужной температуры крови, а следовательно, и температуры тела больного в ходе искусственного кровообращения в АИК. Охлаждение или подогревание крови достигается за счет изменения температуры воды, омывающей теплообменник.

Система коронарного отсоса возвращает кровь в циркуляторный контур аппарата. В зависимости от конструкции АИК это осуществляется с помощью либо вакуум-отсоса, либо одного или нескольких роликовых насосов.

К вспомогательным узлам физиологического блока так же относится фильтр-ловушка. Кровь, которая попадает в систему, обеспечивающую искусственное кровообращение, имеет свойство формировать сгустки, газовые пузырьки, поэтому перед тем, как она снова поступит в кровеносный цикл пациента, ее нужно отфильтровать.

Подведения и пропускания крови, кровезамещающих растворов и биологически активных веществ через сосудистую систему органов и тканей организма осуществляется следующим образом. Кровь пациента забирается из венозной системы (обычно из полых вен) в специальный резервуар аппарата ИК, а затем отправляется в оксигенатор. В этом устройстве она обогащается кислородом, теряя углекислый газ. Обработанная кровь перекачивается в артериальный цикл, обычно в нижний отдел аорты. В это время при помощи специального отсоса забирается кровь, которая изливается в плевральную ткань, а затем направляется снова в венозный резервуар. Аппарат искусственного кровоснабжения оборудуется теплообменником, задачей которого становится быстрое согревание или охлаждение крови.

Библиографический список

1. Осипов В.П. Основы искусственного кровообращения.— М.: Медицина, 1996.
2. Осипов В.П. Вспомогательное кровообращение // Справочник по анестезиологии и реаниматологии/Под ред. А.А. Бунятына.— М.,
3. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Власов В.Б. Клиническое применение вспомогательного кровообращения // Клин, мед.— 1971.— № 7.— С. 15—20.
4. Брюхоненко С.С. Аппарат для искусственного кровообращения (теплокровных) // Экспер. биол. и мед. - 1988.— Т. 26.— С. 296-306.

УДК 616-006.04

**ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ИМПЕДАНСОМЕТРИИ ДЛЯ
ДИАГНОСТИКИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ ОПУХОЛЕЙ**

А.С. Орлов

Научный руководитель — Швец С.Н., к.т.н., доцент
Луганский национальный университет им. В. Даля, г. Луганск

Аннотация материала работы: проанализированы возможности импедансометрического метода диагностики злокачественных опухолей, который способен обнаруживать метастазирование или воспалительные процессы по средствам измеренного импеданса.

Ключевые слова: импульсная импедансометрия, биоткань, дифференциальная диагностика, частотная характеристика импеданса.

**IMMEDIATOMETRY APPLICATIONS FOR DIAGNOSTICS OF
MALIGNANT TUMORS**

A.S. Orlov

Scientific director – Shvets S.N., Candidate of Technical Sciences, assistant
professor

Lugansk National University named after V. Dal, city Lugansk

Abstract of the work material: the possibilities impedance metric method for diagnosing malignant tumors are analyzed, it can detect metastasis or inflammatory processes by means of the measured impedance.

Keywords: impulse impedancemetry, biotissue, differential diagnosis, frequency response of impedance.

Импедансные методы обладают многими преимуществами перед другими электрофизиологическими методами, поскольку позволяют проводить измерения с поверхности тела, не нарушая целостности организма. Другое их преимущество в простоте конструкции датчиков и аппаратуры.

Используя импедансные методы можно зарегистрировать параметры дыхания, кровообращения, сократимость мышц, нервную деятельность, шумы сердца, активность слюнных желез, состояние сосудов конечностей в диагностических целях при заболеваниях и повреждениях многих органов. Также существует возможность дифференциальной диагностики злокачественных опухолей желудка, молочной и щитовидной желез с помощью импедансометрии [1].

Трудность полного удаления онкоопухолей различных органов и пораженных биотканей является на сегодня одной из проблем, не позволяющих достоверно исключить при хирургическом вмешательстве последующее метастазирование или воспалительные процессы из-за большой вероятности их неполного удаления [2]. Невозможность визуальной оценки объема и границ онкоопухоли или пораженных биотканей не позволяют хирургу до конца быть уверенным в полном удалении, если конфигурация самой опухоли или внутреннего воспалительного участка имеет сложную картину, как на поверхности органа, так и в его глубине.

Предварительная оценка с помощью, например, ультразвукового сканера объема опухолей и пораженных биотканей и оценка их во время операции также не дает точности координат, особенно, если учитывать динамику функционирования органа, на котором проводится это удаление [1]. Наиболее перспективным в этом направлении является метод импульсной импедансометрии, типовая структурная схема измерительного преобразователя (ИП) которого показана на рисунке 1 [3].

Для определения частотной характеристики электрического импеданса схемы, производится её тестирование однократным единичным ступенчатым импульсом электрического тока заданной амплитуды. Реакция системы преобразуется из временной области в частотную область, и в результате определяется частотная характеристика электрического импеданса в необходимом диапазоне частот.

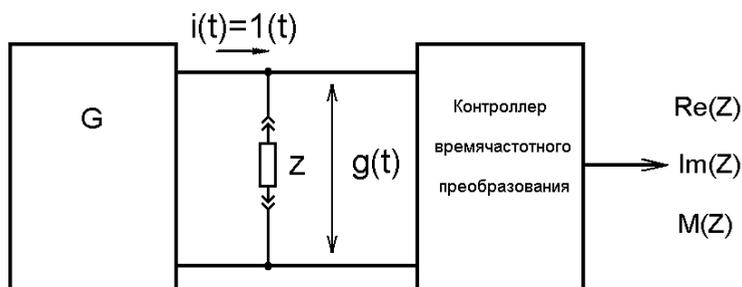


Рис. 1 – Измерительный преобразователь электрического импеданса на основе метода импульсной импедансометрии

Функция преобразования ИП на основе метода импульсной импедансометрии имеет вид:

$$Z(j\omega) = j\omega \cdot F \{g(t)\}$$

Частотная характеристика электрического импеданса исследуемого объекта может быть получена на основе данных о напряжении на исследуемом объекте при воздействии на него тестирующим импульсом тока [3].

Достоинствами данного метода являются: возможность определение параметров импеданса исследуемого объекта в широком диапазоне частот; малое время измерения; процесс воздействия тестирующим током на исследуемый объект осуществляется в течение короткого времени.

Для того, чтобы во время хирургического вмешательства оценивать структуру биотканей, и на базе этого делать заключение о более или менее полном удалении патологий биотканей различных органов, в работе [1] были проведены измерения импедансов как нормальных, так и патологических биотканей, на двух частотах, первая из них выбрана 440 кГц, вторая – 2 кГц [4]. Кроме того, проводилось вычисление коэффициента поляризации ($K_{\text{поляр}}$), согласно формуле:

$$K_{\text{поляр}} = \frac{Z_1}{Z_2}$$

где Z_1 — импеданс на частоте 2 кГц; Z_2 — импеданс на частоте 440 кГц.

Измеренные параметры импедансов и $K_{\text{поляр}}$ для некоторых нормальных биотканей и при исследовании патологических биотканей для желудка представлены в таблице 1 [1].

Таблица 1

Наименование биоткани	Импеданс на частоте f = 440 кГц, Ом	Импеданс на частоте f = 2 кГц, Ом	$K_{\text{поляр}}$	Число обследуемых
Желудок (слизистая)	225 ± 9	462 ± 7	2,05	31
Молочная железа	243 ± 8	492 ± 9	2,02	28
Щитовидная железа	235 ± 7	479 ± 9	2,04	19
Мышца сердца	445 ± 11	960 ± 12	2,16	11
Доброкачественный полип	245 ± 8	553 ± 7	2,26	22
Злокачественный полип	217 ± 9	378 ± 9	1,74	7
Воспаление, начальная стадия опухоли	158 ± 8	240 ± 7	1,52	11

Из таблицы видно, что кроме импеданса биоткани, измеренного на частоте электрохирургического воздействия информативным является вычисление $K_{\text{поляр.}}$, как для нормальных, так и для биотканей с патологией, особенно при их сравнении, что подтверждает возможность определения границы патологических и нормальных биотканей [1].

Таким образом, достоверность удаления онкоопухолей и пораженных биотканей при хирургическом вмешательстве, особенно после распада и изъятия опухоли или при кишечных и внутренних свищах, повышается при импедансной оценке границ «здоровая биоткань — опухоль», а значит, сокращается время послехирургической реабилитации больного.

Библиографический список

1. Д.В. Белик. Импедансная электрохирургия. Новосибирск: Наука, 2000, 237 с.
2. Хачатрян. Новый экспресс-метод ранней диагностики рака желудка при гастроскопии / Хачатрян и др // Сиб. журн. гастроэнтерологии и гепатологии, 1997, Т. 1, № 5. – С. 255.
3. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013, 248 с.
4. Белик Д.В. Принципы построения импедансного электрохирургического аппарата (ЭХА) для достоверного удаления онкоопухолей и пораженных биотканей / Д.В. Белик // Медицинская техника, 2001, № 3. – С. 23-25.

УДК 616-074

ПРОБЛЕМЫ ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРИ ЛАБОРАТОРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Ю.А. Куприянова

Научный руководитель — Швец С.Н., к.т.н., доцент

Луганский национальный университет им. В. Даля, г. Луганск

Аннотация материала работы: проанализированы существующие проблемы современных систем лабораторного обеспечения, которые способны влиять на качество контроля и которые необходимо учитывать при проведении аналитических исследований в медицине.

Ключевые слова: лабораторное обеспечение, аналитическое качество, достоверность исследований, лабораторные информационные системы.

PROBLEMS OF ENSURING QUALITY AT LABORATORY RESEARCH

J.A. Kupriyanova

Scientific director – Shvets S.N., Candidate of Technical Sciences, assistant professor

Lugansk National University named after V. Dal, city Lugansk

Abstract of the work material: The existing problems of modern laboratory support systems are analyzed. They are able to influence the quality of control and which must be taken into account when conducting analytical research in medicine.

Keywords: *laboratory support, analytical quality, reliability of research, Laboratory Information Management System.*

Главным условием клинической безопасности пациента является получение и использование результатов лабораторных исследований, достоверно отражающих количественные или качественные характеристики объекта исследования: биохимического процесса, клеточного элемента, микроорганизма. Успех лабораторного обеспечения зависит не только от непосредственного исполнителя анализа, но и от соблюдения требований системы менеджмента качества всеми участниками преаналитического, аналитического и постаналитического этапов процесса лабораторного исследования [1].

Возникающие трудности при лабораторных исследованиях заключаются, прежде всего, в:

- различии технологий;
- усложнении технологий;
- повышении требований к клинической информативности и оперативности лабораторных исследований;
- возрастании требований к качеству результатов лабораторных исследований в широком смысле [2].

Принято считать, что основные ошибки в деятельности лаборатории лежат в пре- и постаналитических этапах. Эти ошибки достаточно просто идентифицировать, а главное предотвратить строгим выполнением правил. Для выявления ошибок на аналитическом этапе требуется специальный комплекс методов: метрологическая прослеживаемость контрольных материалов и калибраторов; методы обеспечения сопоставимости результатов исследований, полученных в разных лабораториях и внутри одной лаборатории, на разных приборах для одного аналита; статистические методы контроля качества (расчет общей ошибки, расчет неопределенности и т. п.); валидация методов и анализаторов на уровне производителя; верификация методов и анализаторов на уровне лаборатории; методы прогнозирования и планирования качества.

На сегодня основополагающие ведомственные нормативные требования к аналитическому этапу лабораторных исследований изложены в приказах

Минздрава России № 45 и 220, ОСТ 91500.13.0001–2003 «Правила проведения внутрилабораторного контроля качества количественных методов клинических лабораторных исследований с использованием контрольных материалов» [3].

Выделяют четыре основных этапа обеспечения аналитического качества:

- оценка аналитических характеристик аналитической системы;
- планирование качества;
- внутренний контроль и внешняя оценка качества, которые включают оперативный и ретроспективный анализ результатов исследований;
- авторизации результатов до передачи их клиницистам.

Современные модули ЛИС (лабораторные информационные системы) позволяют автоматизировать эти этапы и минимизировать риски ошибок, возникающих при ручном производстве.

В блоке ЛИС по управлению качеством могут быть представлены следующие инструменты:

1. В рамках правильной лабораторной практики считается нормой проводить систематическую верификацию методов исследований. Это необходимо при внедрении нового метода, анализатора или смене реагента, особенно в случае с так называемыми «открытыми системами», когда для одного анализатора разрешено применение реагентов разных производителей

2. Автоматический анализ технологических данных для оценки и планирования качества.

3. Появляются модули ЛИС, позволяющие проводить сравнение полученных данных ВКК с аналогичными лабораториями в режиме онлайн [4].

Сомнения в достоверности лабораторной информации могут иметь разные основания.

Прежде всего, приходится учитывать биологическую природу изучаемых видов аналитов, которые могут отличаться многообразием молекулярных форм, изменчивостью структуры, в том числе в связи с особенностями патологических состояний, при которых они изучаются. При этом даже применение одних и тех же средств анализа может не гарантировать идентичность результатов исследования отличающихся молекулярных форм одного и того же аналита.

Второй группой факторов, способных влиять на достоверность получаемой при исследованиях информации, является неодинаковость характеристик методик и средств анализа, предлагаемых различными изготовителями.

Третьей причиной сомнений в достоверности результатов может служить недооценка матричных эффектов применяемых калибраторов и контрольных материалов, что приводит к их некоммутативности с клиническими пробами и, следовательно, к несопоставимости результатов исследований.

Для предотвращения подобных ошибок должна применяться система мер на разных уровнях регулирования обращения медицинских изделий для лабораторной диагностики. Прежде всего изготовители средств лабораторного анализа должны учитывать требования к функциональным характеристикам инструментов и тест-систем, которые вытекают из глобальной базы данных о пределах биологической вариации наиболее часто исследуемых в клинике компонентов внутренней среды человека и соответствующих им требований к чувствительности и специфичности средств анализа [1].

Библиографический список

1. Меньшиков В.В. Лабораторное обеспечение медицинской помощи в условиях модернизации российского здравоохранения: потребности, проблемы, перспективы / В.В. Меньшиков // Информационные системы и материально-техническая база, 2014, том X.–С. 353-360.
2. Зачем клинической лаборатории нужна стандартизация и как ее применить на практике?: учебно-методическое пособие / В.В. Меньшиков. – М.: «Лабора», 2012. – 71 с.
3. А.В. Эмануэль. Аналитическое качество в лабораторной медицине: проблемы и перспективы (лекция) / А.В. Эмануэль, Г.А. Иванов, Ю.В. Эмануэль // Клиническая лабораторная диагностика, 2014, № 3.– С. 29-36.
4. Г.А. Иванов. Информационное обеспечение современной лаборатории / Г.А. Иванов, А.В. Эмануэль // Лабораторная служба, 2013, № 4. – С. 3-9.

УДК 615

АУДИОМЕТР ДВУХКАНАЛЬНЫЙ ПОРТАТИВНЫЙ

И.М. Атауллина, З.Ф. Ихсанова, И.Х. Шагарова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Ухудшение слуха в наше время является актуальной проблемой. По данным ВОЗ, на сегодняшний день нарушением слуха страдают 6% населения Земли, по оценкам специалистов через 10 лет это число возрастет на 30% и составит 8% общего населения Земли. Отчасти эта проблема связана с тем что, с развитием аудио-акустических систем нагрузка на слух человека существенно увеличилась. Стоит отметить тот факт, что на данный момент оценить состояние слуха возможно лишь в специализированных медицинских центрах. Понижение слуха происходит постепенно, в силу своего психофизиологического строения человек способен заметить снижение слуха только тогда, когда это начинает доставлять ему дискомфорт и функции слухового анализатора существенно понижены.

Ключевые слова: *ухо, слух, звуки, амплитуда, частота, акустика, слуховой анализатор, аудиометр.*

TWO-CHANNEL PORTABLE AUDIOMETER

I.M.Ataullina, Z.F.Ikhsanova, I.H.Shagarova
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Deterioration of hearing in our time is an actual problem. According to the WHO, to date, 6% of the world's population suffers from hearing loss, according to experts' estimates, in 10 years this number will increase by 30% and make up 8% of the total population of the Earth. Partly this problem is due to the fact that, with the development of audio-acoustic systems, the load on the person's hearing has increased significantly. It is worth noting the fact that at the moment assess the condition of hearing is possible only in specialized medical centers. The decrease in hearing occurs gradually, because of its psychophysiological structure, a person is able to detect hearing loss only when it starts to discomfort him and the functions of the auditory analyzer are significantly reduced.

Key words: ear, hearing, sounds, amplitude, frequency, acoustics, auditory analyzer, audiometer.

Аудиометрией называется процедура, посредством которой выполняется изучение остроты слуха. При помощи данной процедуры выполняется также выявление чувствительности слухового аппарата к звуковым колебаниям разнообразного диапазона частот. Для проведения замера слуха, потребуется использовать аудиометр. [1]

Основным недостатком является отсутствие возможности индивидуального исследования, т.е. портативность, возможность личного применения без частых походов в больницу

Тональная пороговая аудиометрия — стандартный общепринятый метод исследования слуховой чувствительности к «чистым» тонам в диапазоне 125-8000 (10 000) Гц при воздушном проведении звука и в диапазоне 250-4000 Гц при костном проведении звука.[2] Для этой цели применяются специальные генераторы звука, шкалы которых отградуированы в дБ. Современные аудиометры снабжены встроенным компьютером, программное обеспечение которого позволяет протоколировать исследование с отображением на дисплее тональной аудиограммы и ее фиксацией в «твердой копии» на специальном бланке при помощи принтера с указанием протокольных данных. Через наушники пациенту посылаются сигналы разной интенсивности и частоты. Услышав подаваемый сигнал, пациент нажимает специальную кнопку, фиксируя показатель.

Структурная схема устройства приведена на рисунке 1

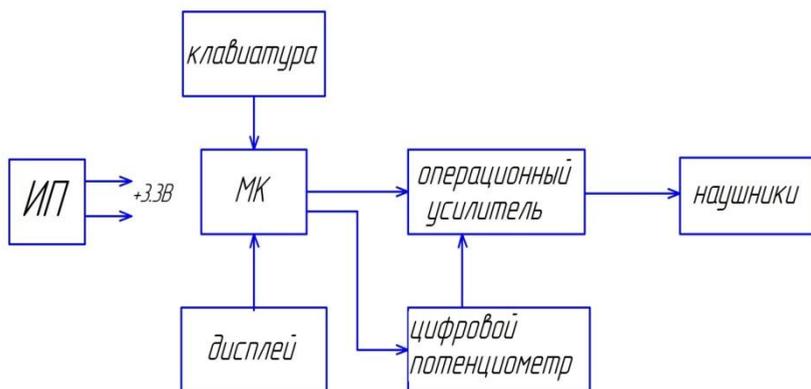


Рисунок 1 – Структурная схема портативного двухканального аудиометра

Вся схема питается от батареи класса «С» напряжение 3.3В. Микроконтроллер со встроенным ЦАП запрограммирован на частоты 125; 250; 500; 1000; 2000; 3000; 4000; 6000; 8000 Гц. В качестве МК выбрана микросхема 32-разрядного однокристалльного микро-ЭВМ с памятью Flash-типа серии 1986BE9х(2) (построенная на базе высокопроизводительного процессорного RISC ядра ARM Cortex-M3), Имеет встроенные подстраиваемые RC генераторы 8 МГц и 40 кГц, 12-разрядный ЦАП. Так же МК внешние кварцевые резонаторы на 2 ÷ 16 МГц и 32 кГц

Благодаря возможности программирования МК, в его память можно занести код, который формировал бы необходимые значения на его выходе. Для вывода сигналов звукового диапазона используется линия РЕ0 (выход ЦАП 18 вывод) Аналоговые сигналы с выхода ЦАП микроконтроллера поступают на операционный усилитель (Следует отметить, что звуковой усилитель ограничивает амплитуду сигнала на уровне около 0.7 В), Коэффициент ОУ регулируется цифровым потенциометром (ЦП), который так же подсоединен к МК. Обратная связь на ОУ позволяет менять коэффициент усиления, тем самым изменять интенсивность(т.е. громкость сигнала). Полученный сигнал поступает на наушники, выбор к какому уху будет предъявлен сигнал осуществляется переключателем. Пациент регистрирует, на какой частоте какой уровень сигнала был им услышан и нажимает кнопку на устройстве. МК регистрирует это значение и переходит на следующую частоту. На дисплее можно наблюдать какой частоты и интенсивности предъявляется звуковой сигнал, так же можно после проведения диагностики посмотреть аудиограмму. С помощью клавиатуры осуществляется выбор режимов работы(авто/ручной), переключение частот, просмотр результатов и их сохранение.

Обычно исследование начинают проводить с частоты в 1000 Гц, при восходящей технике интенсивность звука повышается с шагом не менее 1 дБ до появления слухового восприятия. Каждый из порогов проверяется повторно.

Вывод информации осуществляется при помощи жидко- кристаллического дисплея MT-12864J-2YLG-3V0

Метод аудиометрии обладает максимальной диагностической ценностью и существенно превосходит все другие способы. Он позволяет получить точные данные для дальнейшей расшифровки и оценки основных параметров. Прибор помогает определить даже небольшие отклонения и диагностировать потерю слуха еще на ранних стадиях. Благодаря легкой и удобной конструкции его можно использовать как портативный.[3] Для проверки требуется меньше времени, по сравнению с камертонами. Устройство в короткие сроки проводит оценку и предоставляет результаты. Этот способ не имеет противопоказаний, его можно использовать для всех пациентов.

Библиографический список

1. Мирина Т.В. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем [Электронный ресурс]: учеб. пособие /Т.В. Мирина, Н.В. Мирин.; науч. ред. В.Г.Гусев – 3-е изд., стер. –М.: ФЛИНТА, 2012. – 271с.
2. В.Г. Гусев, Ю.М.Гусев, Электроника и микропроцессорная техника. М.: Высш. шк. 2005. 790с.
3. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. Ч.1/В. Г. Гусев, Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа: УГАТУ, 2001. -227с.

УДК 615

АППАРАТ ДЛЯ НИЗКОЧАСТОТНОЙ МАГНИТОТЕРАПИИ

И.Х. Шагарова, З.Ф. Ихсанова, И.М. Атауллина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Магнитотерапия – это физиотерапевтическая процедура, суть использования которой заключается в воздействии на человеческий организм пульсирующего или переменного магнитного поля низкой частоты. Производится с использованием индукторов электромагнитов или постоянных магнитов, включая эластичные. Аппарат для низкочастотной магнитотерапии относится к медицинской технике, может использоваться для лечения и профилактики. Технический результат состоит в упрощении схемотехнических решений, может использоваться в различных ЛПУ.

Ключевые слова: магнитотерапии, магнитное поле, аппарат для низкочастотной магнитотерапии, низкая частота, индуктор.

APPARATUS FOR LOW-FREQUENCY MAGNETOTHERAPY

I. H. Shagarova, Z. F. Ihsanova, I. M. Ataullina
Ufa state aviation technical University, Ufa

Magnetotherapy is a physical therapy procedure, the use of which is the impact on the human body a pulsating or alternating magnetic field of low frequency. Produced using inductors electromagnets or permanent magnets, including flexible. Apparatus for low-frequency magnetotherapy relates to medical equipment, can be used for treatment and prevention. The technical result consists in the simplification of circuit design, can be used in various hospitals.

Key words: magnetotherapy, magnetic field, the device for low frequency magnetotherapy low frequency inductor.

У магнитотерапии немало преимуществ по сравнению с другими методами лечения: она хорошо переносится пациентами, безболезненна, имеет довольно широкий перечень показаний, не требует особых затрат и применения сложной аппаратуры. Из всех методов физиотерапии этот - самый мягкий и щадящий. Его хорошо переносят те, кому другие процедуры в силу возраста или состояния здоровья противопоказаны - пожилые люди, ослабленные больные. Кроме того, поскольку магнитные поля проникают через любую поверхность и среду, они успешно используются при наличии гипса, мазовых наложений или каких-либо других медицинских приспособлений.

Магнитотерапия успокаивает нервную систему, улучшает сон, уменьшает раздражительность, активизирует работу эндокринных органов: щитовидной железы, надпочечников, яичников. На иммунную систему магнитное поле влияет как иммунокорректор: снижает повышенную активность, пониженную - повышает. В сердечно-сосудистой наблюдается снижение тонуса артериальных сосудов, уменьшение свертываемости крови. В пищеварительной нормализуется желчеобразование, желчевыведение, улучшается микроциркуляция печени, поджелудочной железы, а также моторная функция желудочно-кишечного тракта. В системе органов дыхания снижаются застойные явления, улучшается бронхиальная проходимость и функция внешнего дыхания .

Различные научные исследования показали, что низкочастотное (2 — 8 Гц) электромагнитное поле воздействует на скорость реакции человека на оптический сигнал. Магнитное поле в диапазоне 5 — 10 Гц изменяет время реакции мозга человека на многие другие внешние воздействия. Магнитное поле является частью нашего организма и среды обитания. В воздействии МП на живые объекты условно выделяют физическую, физико-химическую и биологическую стадии.

Для магнитотерапевтического воздействия на организм человека постоянным и переменным магнитным полем индукцией 5-30 мТл, была разработана следующая структурная схема:

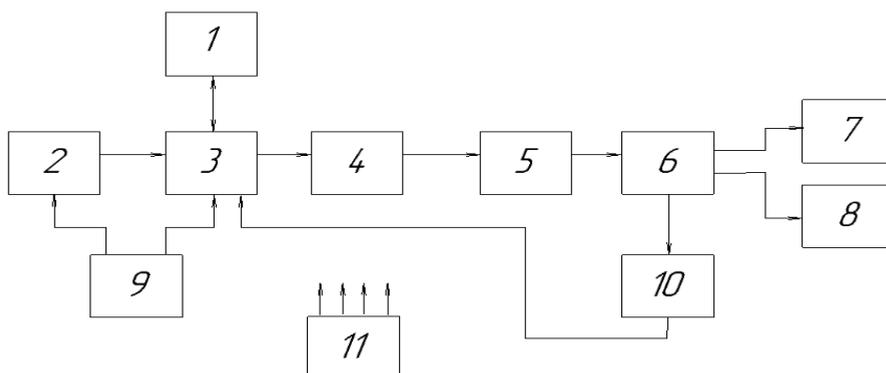


Рисунок 1 – Структурная схема

Структурная схема разрабатываемого устройства состоит из: 1-интерфейсный модуль, 2-шифратор, 3-микроконтроллер, 4-цифро-аналоговый преобразователь, 5- фильтр низких частот, 6-усилитель мощности, 7,8-индукторы, 9- клавиатура, 10- блок измерения тока, 11- блок питания.

Клавиатура 9 состоит из набора переключателей. В соответствии с нужным режимом работы аппарата, один из переключателей замыкается, причем остальные разомкнуты. Сигнал с клавиатуры идёт в микропроцессор 3, в котором закодированы формы сигнала, соответствующие нужной программе лечения. Далее цифровой код с микропроцессора поступает на цифро-аналоговый преобразователь 4, на выходе которого формируется аналоговый сигнал выходных импульсов. Аналоговый сигнал с выхода ФНЧ 5 поступает в усилитель мощности 6, где сначала фильтрует сигнал, а затем усиливает его по мощности. Затем сигнал выводится на индукторы 7 и 8, где он преобразуется в магнитное поле определенной формы, частоты и индукции. Блок измерения тока 10 позволяет следить за величиной переменного тока, подаваемого на индукторы.

Интерфейсный модуль 1 может обеспечить подключение компьютера через разъём, возможность изменения программы, изменения сетевого адреса, защиту от неправильной полярности напряжения питания.

Наличие двух индукторов может увеличить пропускную способность кабинетов ЛПУ (возможность приёма двух пациентов одновременно), или увеличить площадь воздействия магнитным полем на больное место.

Индукторы аппарат для низкочастотной магнитотерапии были взяты из аппарата «Полюс-1» разработанный ВНИИМП и выпускается Московским заводом ЭМА. Основные технические данные: один или два одновременно

работающих индуктора питаются синусоидальным и пульсирующим однополупериодным током частотой 50 Гц; наибольшая магнитная индукция на поверхности индуктора с П-образным сердечником не менее 35 мТ, индуктора с прямым сердечником – 25 мТ, полостного индуктора – 30 мТ, предусмотрен прерывистый режим работы при длительности посылок и пауз разных 2с.

Таким образом, магнитотерапия предусматривает использование в целях лечения и профилактики заболеваний постоянного, низкочастотного или переменного магнитного поля. В отличие от высокочастотного, эти виды полей не обладают выраженным тепловым эффектом. Основным параметром, который характеризует действие магнитного поля, — магнитная индукция (второе название – плотность магнитного потока).

Библиографический список

1. Мирина Т.В. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем [Электронный ресурс]: учеб. пособие /Т.В. Мирина, Н.В. Мишин.; науч. ред. В.Г.Гусев – 3-е изд., стер. –М.: ФЛИНТА, 2012. – 271с.
2. В.Г. Гусев, Ю.М.Гусев, Электроника и микропроцессорная техника. М.: Высш. шк. 2005. 790с.
3. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. Ч.1/В. Г. Гусев, Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа: УГАТУ, 2001. -227с.

УДК 616-71

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА РЕГИСТРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ ВО ВРЕМЯ ТРИНИРОВОЧНОГО ПРОЦЕССА И ПЕРИОДА РЕАБИЛИТАЦИИ

М.В. Казакова, Р.Н. Мушарапов, А.Р. Габдрахманова

Научный руководитель – Смирнова С.В., к.т.н., доцент

Казанский национальный исследовательский технический университет им.

А.Н. Туполева – КАИ, г.Казань

В данной статье освещаются преимущества использования электромиографического исследования в спорте. Представлен обзор работ российских авторов, занимающихся исследованиями в данной области. Описана концепция разрабатываемого устройства.

Ключевые слова: спорт, реабилитация, электромиография, электромиограф.

DEVELOPMENT OF THE DEVICE FOR REGISTRATION OF BIOPOTENTIALS OF MUSCLES DURING THE TRAINING PROCESS AND PERIOD OF REHABILITATION

M.V. Kazakova, R.N. Musharapov, A.R. Gabdrakhmanova

Supervisor – Smirnova S.V., Ph.D., Associate Professor

Kazan National Research Technical University. A.N. Tupolev - KAI, Kazan

This article highlights the problem of using electromyographic research in sports. A review of the work of Russian authors engaged in research in this field is presented. The concept of the device being developed is described.

Key words: *sport, rehabilitation, electromyography, electromyograph.*

В настоящее время занятия спортом становятся все более популярными. Успех спортсменов во многом зависит от совершенствования их морфофункциональных свойств. Однако при неправильных физических нагрузках и недостаточном контроле тренировочного процесса резко возрастает риск получения травм, таких как судороги, контрактуры, растяжения, надрывы и разрывы. Каждая из этих травм имеет различные степени тяжести. Тем не менее можно снизить риск их появления, если контролировать нагрузку, оказываемую на организм во время тренировочного процесса. На основании этого возрастает потребность создания и применения новых способов исследований мышечной системы, а также совершенствования уже известных методов исследования. В данной работе будет рассматриваться метод спортивной электронной миографии (ЭНМГ), который направлен на регистрацию биопотенциалов скелетных мышц у спортсменов в состоянии покоя и при выполнении произвольных двигательных действий. [1]

Целью данной работы, является разработка концепции построения устройства регистрации биопотенциалов мышц и силовых характеристик для диагностики и реабилитации спортсменов.

Основными задачами являются: систематизация информации об использовании средств электромиографического исследования в спорте и разработка концепции устройства.

На современном этапе в нашей стране прослеживается повышение интереса ученых к использованию электромиографии как метода исследования проблем в области физической культуры и спорта. Например, российская компания «Нейротех» проводила эксперименты с использованием беспроводных датчиков для регистрации ЭМГ с участием лучников российской сборной. [3] Задачей исследования было понять, какая мышца действует в большей степени, а какая в меньшей в момент натяжения лука и выполнения выстрела. Ткаченко А.В. провел электромиографическое исследование тренировочного процесса борцов-самбистов, Гурова М.Б. и Капилевич Л.В. провели сравнительную оценку биоэлектрической активности

мышц у тяжелоатлетов и единоборцев разной квалификации, так же проводилось множество других исследований в области легкой атлетики, волейбола, конькобежного спорта, хоккея, бокса. [2] Проведенный литературный анализ показал, что во многих видах спорта проведены исследования различных аспектов использования электромиографии. Это свидетельствует о том, что электромиография является ценным диагностическим инструментом в дифференциальной диагностике нервных и мышечных заболеваний.

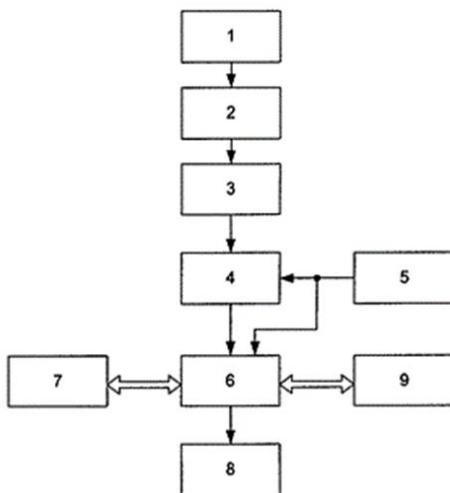


Рис.1. Схема устройства, где: 1 – датчики биопотенциалов; 2 – фильтр; 3 – усилитель; 4 – аналого-цифровой преобразователь (АЦП); 5 – генератор тактовых импульсов (ГТИ); 6 – микроэлектронная вычислительная машина (МЭВМ); 7 – флэш-память; 8 – блок сигнализации; 9 – интерфейс.

В ходе патентно-информативного поиска, было выявлено несколько устройств направленных на регистрацию биопотенциалов. Одним из которых, является «Портативное устройство контроля и регистрации биопотенциалов» (полезная модель №42 944, А61В 5/04, Опубликовано: 27.12.2004 Бюл. № 36). [4]

Технический результат данного устройства направлен на конструктивные особенности и связан с уменьшением габаритов и веса, а также повышения надежности системы в целом.

Со схемой устройства можно ознакомиться на рис. 1. Рассматриваемое устройство содержит последовательно соединенные датчики биопотенциалов 1, фильтр 2, усилитель 3, АЦП 4, МЭВМ 6 и блок сигнализации 8, при этом выход ГТИ 5 соединен со вторыми входами АЦП 4 и МЭВМ 6, второй и третий выходы которой двунаправленными шинами соединены с флэш-памятью 7 и интерфейсом 9. [4]

Взяв за основу данное техническое решение, нами была разработана концепция устройства, которое позволяет регистрировать биопотенциалы

мышц спортсменов во время тренировочного процесса. Предлагаемое устройство имеет два канала измерения: канал регистрации биопотенциалов мышц и канал снятия силовой характеристики рабочей мышцы спортсмена. Наличие двух каналов измерения позволяет проследить зависимость амплитуды электромиограммы от силовой характеристики рабочей мышцы. Благодаря такому техническому решению расширяется область применения данного устройства.

Заключение. Полученные результаты аналитического исследования по данной тематике, позволят проанализировать особенности метода электромиографии и возможности его применения в спортивной инфраструктуре для исследования характеристик мышц, в ходе тренировки или в период реабилитации.

Библиографический список

1. Прянишникова О.А., Городничев Р.М., Городничева Л.Р., Ткаченко А.В. Спортивная электронейромиография // Теория и практика физической культуры. – 2005. - №9.
2. Физиологические методы контроля в спорте / Л.В. Капилевич [и др.] – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2009. – 172 с.
3. Применение электромиографии для анализа техники стрельбы спортсменов высшей квалификации: [Электронный ресурс] / Сахаров В.Л., Забродский С.В. // Научно-медицинская фирма «Нейротех» – 2014; URL: <http://neurotech.ru/article.aspx?article=9> (Дата обращения 16.10.2016).
4. Полезная модель №42 944, А61В 5/04, Опубликовано: 27.12.2004 Бюл. № 36, Портативное устройство контроля и регистрации биопотенциалов: [Электронный ресурс]; URL: http://www1.fips.ru/fips_serv1/fips_servlet?DB=RUPM&DocNumber=42944&TypeFile=html (Дата обращения 05.03.2017).

УДК 615.47

ИСТОЧНИКИ ПИТАНИЯ ДЛЯ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ДАТЧИКА TGS 2620

Р.М. Нафикова, И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова
Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Произведен расчёт источников питания для датчика TGS 2620. Подобран источник опорного напряжения.

Ключевые слова: напряжение, источник, нагреватель, чувствительный элемент.

POWER SOURCES FOR SEMICONDUCTOR SENSOR TGS 2620

R.M. Nafikova, I.N. Loginova, K. R. Shaimardanova

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu.O., Candidate of technical sciences, Assistant Professor

Ufa State Aviation Technical University

An calculated a power supply for the TGS 2620 sensor. The reference voltage source is selected.

Key words: *voltage, source, heater, sensing element.*

Датчик TGS 2620 имеет два входа питания напряжение нагревателя и напряжение измерительной цепи. Нагреватель питается от источника питания, а чувствительный элемент от источника опорного напряжения. Питание на нагревательный и чувствительный элементы подаётся непрерывно. При данном режиме работы энергопотребление нагревательного элемента составляет 210 мВт.

К точности источников питания датчиков не предъявляется серьёзных требований, поскольку нагревательный элемент датчиков обладает инерционностью, которая позволяет сгладить небольшие кратковременные отклонения напряжения от заданного при наличии переходных процессов

Т.к. датчики потребляют небольшой ток, можно применить стабилизаторы напряжения в SMD-исполнении, что позволит уменьшить размеры устройства и снизить тепловые потери энергии.

Датчик TGS 2620 использует для нагревателя напряжение 4,8 В. Промышленностью не выпускаются стабилизаторы напряжения такого номинала, поэтому требуется применить регулируемый источник напряжения. Для данного датчика выберем источник напряжения GLLM317L от GTM Corporation [1].

Схема включения источника напряжения приведена на рисунке 1.

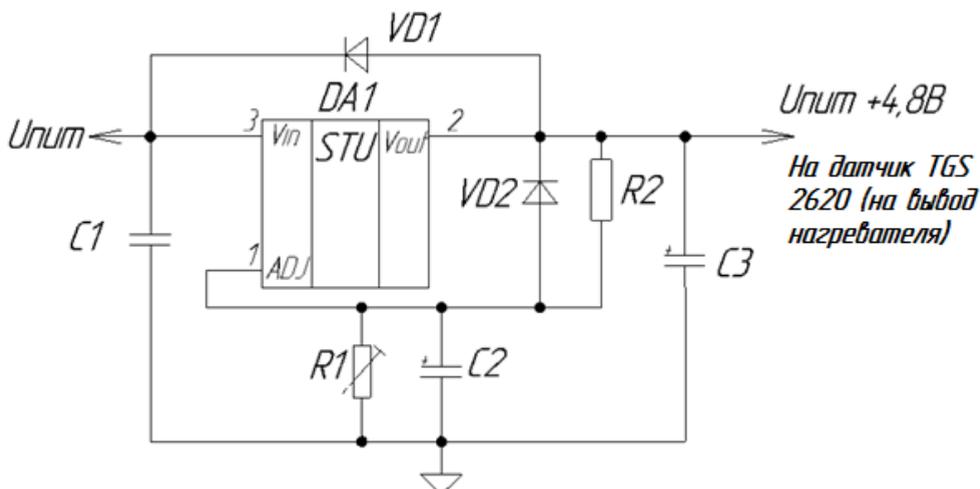


Рисунок 1 – Схема включения регулируемого стабилизатора напряжения GLLM317L

В схеме включения предусмотрены защитные диоды VD_1 и VD_2 .

Уровень напряжения устанавливается подстроечным резистором R_1 . Согласно документации, напряжение на выходе вычисляется по формуле:

$$V_{OUT} = V_{REF} \cdot \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) + I_{ADJ} \cdot R_1, \quad (1)$$

где $V_{REF} = 1,25$ В – внутреннее опорное напряжение стабилизатора,

$I_{ADJ} < 100$ мкА – ток подстройки,

R_1, R_2 – номиналы схемных резисторов.

Микросхема разработана с учётом минимизации подстроечного тока I_{ADJ} , поэтому как правило погрешность из-за его наличия может быть опущена в расчётах.

Максимальное отклонение на выходе стабилизатора составляет:

$$(\Delta V_{OUT})_{MAX} = I_{ADJ} \cdot R_1 = 100 \text{ мкА} \cdot 1 \text{ кОм} = 0,1 \text{ В}, \quad (2)$$

Учитывая (2), а также то, что датчик TGS 2620 допускает отклонения питания нагревательного элемента до $\pm 0,2$ В, можно не учитывать погрешность тока подстройки при вычислениях.

$$V_{OUT} = V_{REF} \cdot \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right), \quad (3)$$

Выразив из (3) величину R_2 , получим:

$$R_1 = \frac{R_2 \cdot (V_{OUT} - V_{REF})}{V_{REF}}, \quad (4)$$

Подставив в (4) $R_2 = 240 \text{ Ом}$ и $V_{REF} = 1,25 \text{ В}$, для $V_{BLYX} = 4,8 \text{ В}$ получаем:

$$R_1 = \frac{240 \text{ кОм} \cdot (4,8 \text{ В} - 1,25 \text{ В})}{1,25 \text{ В}} = 681,6 \text{ кОм}, \quad (5)$$

Номиналы конденсаторов были выбраны из ряда номиналов E24 и соответствуют технической документации $C_1 = 0,1 \text{ мкФ}$, $C_2 = 10 \text{ мкФ}$, $C_3 = 1 \text{ мкФ}$.

Источники опорных напряжений применяются в измерительных цепях датчиков, и обладают существенно лучшими точностными характеристиками по сравнению с рассмотренными выше источниками питания.

В качестве источника опорного напряжения принимается LT1027 от LinearTechnology [2]. Данная микросхема обладает малым температурным дрейфом напряжения (не более 2 м.д./°C), а также предусматривает точную подстройку выходного напряжения внешним резистором.

Схема включения источника опорного напряжения показана на рисунке 2. Номера выводов приведены для SOP-корпуса. $C_{13} = 2,2 \text{ мкФ}$ номинал конденсатора выбран из ряда E24. $R_{14} = 10 \text{ кОм}$, номинал сопротивления взят из ряда номиналов резисторов E192.

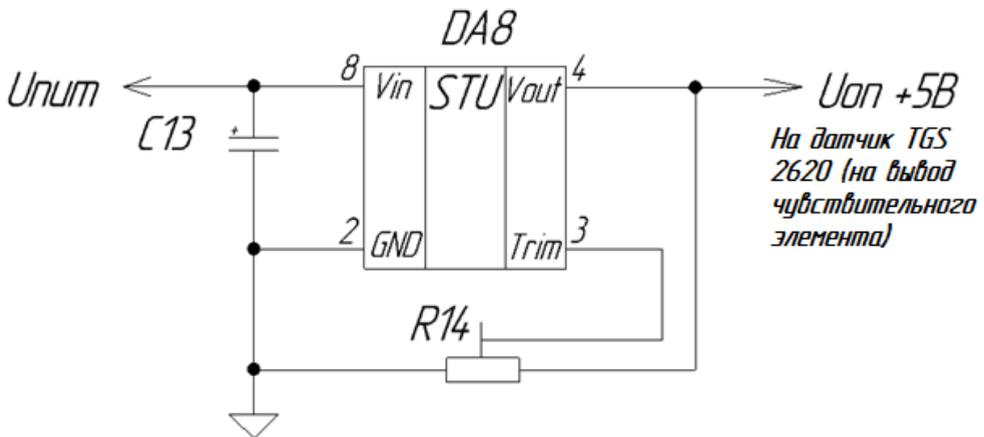


Рисунок 2 – Схема включения источника опорного напряжения LT1027

Библиографический список

1. Datasheet GLLM317L [Электронный ресурс].–Режим доступа: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/630797/ETL/GLLM317L.html>
2. Datasheet LT1027 [Электронный ресурс].–Режим доступа: <http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=LT1027&sField=4>

УДК 616-78

**ВОЗДЕЙСТВИЕ НА БИОЛОГИЧЕСКИЙ ОБЪЕКТ АППАРАТА
МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Р.И. Ишмухаметова, Н.Р. Хисамутдинова

Научный руководитель - Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭИБТ
Уфимский государственный авиационный технический университет,
г. Уфа

В работе описывается принцип работы аппарата магнитно-резонансной томографии, его влияние на организм человека, преимущества и противопоказания.

Ключевые слова: *Аппарат магнитно-резонансной томографии, МРТ, МРТ сканер.*

**EFFECTS ON BIOLOGICAL OBJECT APPARATUS MAGNETIC
RESONANCE IMAGING**

R. I. Ishmukhametova, N.R. Khisamutdinova

Scientific adviser - Sayapova LR, art. lecturer of EIBT
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The paper describes the principle of operation of magnetic resonance imaging and its effect on the human body, advantages and contraindications.

Key words: *Apparatus magnetic resonance imaging, MRI, MRI scanner.*

Сегодня для выявления серьезных заболеваний и точной постановки диагноза невозможно обойтись без помощи современных методов исследования. Одним из достаточно молодых способов максимального сканирования организма, который необходимо делать пациентам, служит магнитно-резонансная томография.

Магнитно-резонансная томография – актуальная современная методика диагностики различных заболеваний, которая позволяет обнаружить их еще на ранней стадии.

Основной принцип, по которому работает аппарат — электромагнитное излучение и взаимодействие атомов водорода и сильного магнитного поля, создаваемого аппаратом (как правило, 0,5-1,5 Тесла). Перпендикулярно ему посылаются электромагнитные импульсы, вызывающие резонанс атомов водорода, содержащихся в тканях организма. Резонанс фиксируется сканером, полученные данные обрабатываются на компьютере, в результате чего получаются качественные трехмерные изображения.

Принцип работы аппарата. Как проходит процедура? Прибор для магнитно-резонансного сканирования напоминает огромную капсулу(рис.1). К ней прикреплен стол, на который укладывают пациента. После подготовки к обследованию (переодевания, фиксации тела, ознакомления с правилами поведения во время сеанса) стол заезжает внутрь камеры.

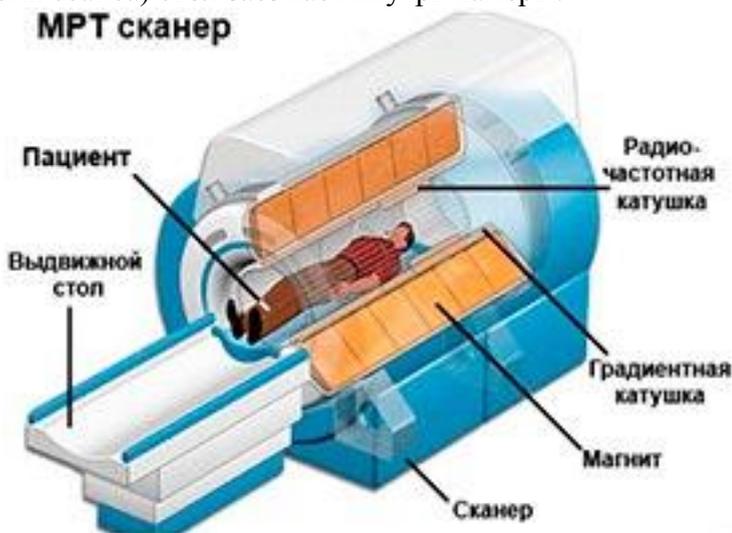


Рис. 1 – Аппарат МРТ

С началом работы прибора в капсуле создается искусственным путем магнитное поле. Радиоактивные волны позволяют врачам делать объективные оценивания любых органов и систем организма. Под действием электромагнитного излучения происходит изменение в водородосодержащих клетках; в этот момент прибору удастся установить пределы энергии, появляющейся при двигательной активности микрочастиц.

Магнитно-резонансная томография имеет массу преимуществ над привычными и устоявшимися методами диагностики. В частности, в отличие от рентгенографии, имеющей негативные последствия для организма и не способной дать развернутую информацию о состоянии больного органа, МРТ может исследовать спинной и головной мозг, каналы позвоночника.

Какое влияние оказывает процедура на здоровье человека? Переориентация и возбуждение водородных атомов – это абсолютно неощутимые явления, они никак не влияют ни на самочувствие, ни на здоровье пациента. Можно заключить, что проводить исследование не вредно.

При бытовом облучении электромагнитными волнами никаких негативных последствий для организма не наступает. Для того чтобы электромагнитное поле нанесло вред здоровью человека, оно должно быть интенсивным или воздействовать достаточно долго. К примеру, опасность развития патологических изменений возникает при ежедневном продолжительном (8-9 часовом) воздействии промышленного (даже не медицинского) источника электромагнитного излучения в течение 2-3 лет подряд, без перерывов. Получить такую дозу облучения, проходя непродолжительные процедуры МРТ, практически невозможно, поэтому нет оснований опасаться за своё здоровье.

Магнитно-резонансная томография не является исключением из правил, которые гласят о побочных эффектах любых медицинских процедур.

Противопоказаниями к прохождению обследования считают:

- Наличие у пациентов в организме любых металлических имплантатов, инородных тел, кардиостимуляторов, слуховых аппаратов и т.д. Магнитное излучение будет притягивать к себе эти предметы, чем может нанести вред больному и отразиться на снимках искаженными данными.
- Аллергическая реакция на контрастное вещество. Перед процедурой пациентам, как правило, назначают алерго-пробу.
- Среди заболеваний, при которых МРТ-сканирование не рекомендуется, отмечают клаустрофобию (в закрытых камерах), сердечно - сосудистые заболевания.
- Также запрещено проводить диагностику пациенту, находящемуся в состоянии алкогольного опьянения.
- Беременные женщины на ранних сроках диагностику не проходят.

К числу преимуществ МРТ перед другими диагностическими процедурами, применяемыми в современной медицине, относятся:

- Минимальный перечень противопоказаний.
- Отсутствие ограничений по частоте проведения сеансов.
- Возможность отслеживать динамику изменения состояния организма.
- Допустимость применения при диагностике заболеваний у детей с рождения.
- Низкая вероятность возникновения побочных эффектов.
- Особенная эффективность при визуализации структур спинного и головного мозга, прочих нервных тканей.

Библиографический список

1. <http://uziprosto.ru/mrt/inye-voprosy/vredno-li-mrt-dlya-zdorovya-cheloveka.html>
2. <https://uzimetod.ru/mrt/o-diagnostike/vredno-li-mrt.html>

ПРИНЦИП РАБОТЫ ЛАЗЕРНОГО АППАРАТА "МУСТАНГ - 2000"

Р.И. Ишмухаметова, Н.Р. Хисамутдинова, А.Р. Султанова
Научный руководитель – Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭиБТ
Уфимский государственный авиационный технический университет,
г. Уфа

В работе описывается аппарат, предназначенный для выполнения различных профилактических и лечебных процедур с применением лазерных и других видов излучения. Представлена структурная схема реализации данного аппарата.

Ключевые слова: *Мустанг, лазерный аппарат, терапевтический аппарат.*

LASER THERAPEUTIC APPARATUS "MUSTANG - 2000"

R.I.Ishmukhametova, N.R.Khisamutdinova, A.R.Syltanova
Scientific adviser - Sayapova LR, art. lecturer of EIBT
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The paper describes an apparatus designed to perform various preventive and therapeutic procedures using laser and other types of radiation. A block diagram of the implementation of this unit.

Key words: *Mustang, laser machine, therapeutic apparatus.*

Этот современный аппарат предназначен для выполнения различных профилактических и лечебных процедур с применением лазерных и других видов излучения.

Аппарат оснащен 2, либо 4 выходами (рис. 1), к которым подключаются лазерные головки необходимые для работы и насадки: оптические, магнитные, акупунктурные, зеркальные и другие. В стандартную комплектацию для физиокабинета включены: защитные очки для персонала, инструкции по эксплуатации, материалы с описанием профилактических и лечебных методик.

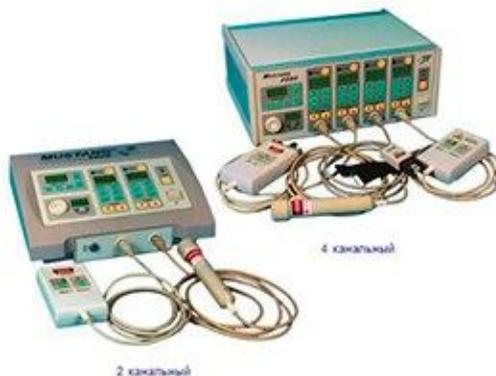


Рис.1 – «Мустанг-2000»

Высокая степень автоматизации аппарата Мустанг 2000 предотвращает неверные действия пользователя, позволяет точно и безошибочно установить необходимые настройки. С помощью дисплеев можно наблюдать за показаниями времени, частоты, мощности излучения, а так же длиной волны.

Показания:

- функциональные расстройства центральной нервной системы: депрессии, неврастения, психастения, стрессовые состояния, бессонница
- заболевания сердечнососудистой системы: ишемическая болезнь сердца, стенокардия II-III ФК
- артериальная гипертония, цереброваскулярные расстройства
- заболевания периферических сосудов
- хронический тромбофлебит, трофические язвы вследствие венозной недостаточности, диабетическая ангиопатия
- заболевания периферических нервов: невриты, невралгии
- заболевания органов желудочно-кишечного тракта
- заболевания уха, горла, носа: гаймориты, риниты, отиты, фарингиты, ларингиты, ангины
- заболевания легких и бронхов: бронхиты, пневмонии, бронхиальная астма, плевриты
- заболевания кожи: трещины, фурункулы, дерматиты, нейродермиты
- заболевания органов мочеполовой системы, почек, острые и хронические пиелонефриты
- гинекологические заболевания: аднекситы, сальпингофориты, крауроз вульвы
- заболевания мочевого пузыря (циститы)
- заболевания предстательной железы (простатиты)
- заболевания уретры и мочекаменная болезнь
- тендиниты, фибромиалгические синдромы, ушибы мягких тканей, периоститы
- заболевания опорно-двигательного аппарата: артрозы, артриты, остеохондроз, миозиты
- вяло гранулирующие раны, замедленно консолидирующие переломы костей

Таблица 1
Технические характеристики «Мустанг 2000»

Режимы излучения	Импульсный, непрерывный, модулированный
Длина волны излучения, мкм	Определяется типом сменного выносного излучателя
Способ установки частоты следования импульсов, Гц	Фиксированный или произвольный
Фиксированные частоты следования импульсов "быстрого выбора", Гц	10, 80, 600, 3000
Диапазон установки частот "произвольного выбора"	0.5 - 3000
Длительность импульсов лазерного излучения, нс	70 - 180
Фиксированные значения времени экспозиции "быстрого выбора", мин	1, 10
Диапазон установки значений времени экспозиции "произвольного выбора"	1 с - 90 мин
Диапазон контролируемой импульсной мощности излучения, Вт	2 - 99
Диапазон контролируемой средней мощности излучения, мВт	1 - 250
Напряжение, В	200...240
Частота, Гц	50...60
Максимальная потребляемая мощность, ВА	28

Библиографический список

1. Москвин С.В., 2003; Москвин С.В., Буйлин В.А., 2006.
2. Гейниц А.В. и др., 2006.

ПРИНЦИП РАБОТЫ АППАРАТА ДЛЯ ВНУТРЕННЕГО ОБЛУЧЕНИЯ КРОВИ «МАТРИКС - ВЛОК»

Р.И. Ишмухаметова, Н.Р. Хисамутдинова

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭИБТ
Уфимский государственный авиационный технический университет,
г. Уфа

В статье описывается аппарат для внутривенного лазерного облучения крови «Матрикс-ВЛОК», принцип его работы, эффект воздействия на биологический объект и технические характеристики.

Ключевые слова: «Матрикс-ВЛОК», внутривенное лазерное облучение, ВЛОК.

THE APPARATUS "MATRIX - VLOK"

R. I. Ishmukhametova, N.R. Khisamutdinova

Scientific adviser - Sayapova LR, art. lecturer of EIBT
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The article describes the device for intravenous laser blood irradiation "Matrix-VLOK", how it works, the effect on the body and specifications.

Key words: "Matrix-VLOK", intravenous laser exposure, VLOK.

«Матрикс-ВЛОК» — аппарат для внутривенного лазерного облучения крови. Комплект «Матрикс-ВЛОК» — это новейшая сертифицированная разработка отечественного научно-исследовательского центра «Матрикс» в области лазерной терапии. В самом названии аппарата заложено его назначение — внутривенное лазерное облучение крови, основанное на фотобиологическом воздействии на все ее элементы (рис. 1).



Рис.1 – Аппарат «Матрикс-ВЛОК»

Любой процесс, протекающий в организме, так или иначе, влияет на состояние крови. Ведь кровь обеспечивает жизнедеятельность каждого органа.

Возможен и обратный процесс: можно влиять через коррекцию состава крови человека на его здоровье и хорошее самочувствие. Современной инновационной медицине доступен один из самых эффективных и простых способов гемокоррекции — внутривенная лазеротерапия.

ВЛОК (внутривенное лазерное облучение крови) — это одна из самых эффективных разновидностей современной физиотерапии, без которой сегодня медики почти не представляют себе лечение обширного списка заболеваний. До недавнего времени эта методика считалась экспериментальной, но высокая лечебная результативность ВЛОК очень быстро была признана медицинским сообществом. Все без исключения аппараты «Матрикс» прошли сертификацию.

Благодаря высокоэффективному воздействию внутрисосудистого лазерного облучения крови на организм человека системы жизнеобеспечения и внутренние органы активизируются в своей работе, в результате чего происходит коррекция нарушений, которые имеются в организме. Используются излучения различных длин волн — от ультрафиолетового (УФ) до инфракрасного (ИК). Для этого в аппарате предусмотрено поочередное подключение излучателей с различными длинами волн. Эта возможность существенно повышает эффективность процедур ВЛОК, расширяет возможности прибора.

Принцип работы «Матрикс-ВЛОК»

В поверхностную локтевую вену заводят одноразовый световод и оставляют там на некоторое время. Клинический эффект наступает уже к концу курса лечения, состоящего из 5 — 10 сеансов, продолжительностью до 20 — 30 мин, и устойчиво сохраняется в течение нескольких месяцев. При необходимости проводятся повторные курсы лечения через 2 — 3 месяца при значительной тяжести заболевания. Уже после первой процедуры в большинстве случаев заметно хотя бы небольшое улучшение.

Аппарат имеет автоматический таймер и цифровую индикацию продолжительности процедуры. Предусмотрена плавная регулировка и цифровой контроль мощности излучения. При проведении процедуры ВЛОК используются стерильные одноразовые световоды КИВЛ-01 с иглой, которые подключаются к специальному разъему излучателя. Безопасность и комфорт аппарата лазерной терапии оказывают эффективное воздействие на самочувствие и здоровье человека — мягко и деликатно. Лечебный эффект может продолжаться от четырех месяцев до полугода.

Эффект воздействия ВЛОК на разные органы и системы:

- Противовоспалительный — быстрое и эффективное снятие всех признаков воспаления (отечность тканей, болевой синдром и т. д.), значительно превышающее по действию все известные фармакологические препараты.
- Антивирусный, антибактериальный — за счет быстрого и стойкого укрепления иммунной системы, повышения чувствительности

микроорганизмов к антибиотикам, увеличение устойчивости тканей к повреждающему воздействию микроорганизмов.

- Повышение чувствительности к лекарственным препаратам, что позволяет снизить их дозировку (антибиотики, гормоны, нитраты, психотропные и т. д.).
- Повышение кислородной емкости крови и улучшение оксигенации органов и тканей.
- Нормализация и стимуляция регенераторных и обменных процессов.
- Стимуляция регенерации, улучшение функциональных свойств эритроцитов.
- Антиаллергический.
- Дезинтоксикационный — при значительной тяжести заболевания.
- Гормоностимулирующий — тонизирующее действие на яичники, щитовидную железу, надпочечники, молочные железы (стимуляция лактации).
- Сердечно-сосудистый — снятие спазма и расширение сосудов мелкого и среднего диаметра. Увеличение сети капилляров в патологическом очаге. Рассасывание микротромбов. Уменьшение вязкости крови. Снижение повышенной свертываемости крови. Стимуляция обмена и повышение уровня кислорода в тканях. Снижение содержания холестерина в крови.
- Антиферментный — снижение секреции желудочно-кишечного тракта, поджелудочной железы.
- Легочный — улучшение функции дыхания. Бронхорасширяющий эффект.

Универсальность и эффективность этого метода лечения способствуют применению ВЛОК как самостоятельно, так и в комплексе с другими методами лечения.

Таблица 1 .
Технические характеристики «Матрикс-ВЛОК»

Режим излучения	Непрерывный.
Тип лазера	Полупроводниковый
Длина волны излучения, нм	от 365 до 808
Мощность излучения на выходе световода КИВЛ-01, мВт	1-30
Режим задания времени экспозиции	Автоматический
Время экспозиции, мин	1...10, шаг 1 мин 10...40, шаг 5 мин
Габаритные размеры, мм	280 x 210 x 105
Масса, кг	1,4

Библиографический список

1. Гейниц А.В., Москвин С.В. Новые технологии внутривенного лазерного облучения крови ВЛОК+УФОК и ВЛОК-405, 2009.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОРОГА БОЛЕВОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ ПОРТАТИВНОГО МИОГРАФА

Д.И. Тимбакова, Н.Р. Хисамутдинова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент
Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет,
г. Уфа

В статье описывается устройство на основе портативного миографа, которое позволяет определить порог болевой чувствительности. Кроме того, данный прибор осуществляет тренировку парализованных и ослабленных мышц.

Ключевые слова: реабилитация парализованных мышц, порог болевой чувствительности, портативный миограф, стимулирующие электрические импульсы.

DEVICE FOR DETERMINING THE THRESHOLD OF PAIN SENSITIVITY BASED ON A PORTABLE MYOGRAPH

D.I. Timbakova

Scientific adviser - Urazbakhtina Y.O., Ph.D., Associate Professor
Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The article describes a device based on a portable myograph that allows to determine the threshold of pain sensitivity. In addition, this device exercises the paralyzed and weakened muscles.

Key words: rehabilitation of paralyzed muscles, threshold of pain sensitivity, portable myograph, stimulating electrical impulses.

В современном мире одной из самых распространенных причин смерти является инсульт. Инсульт – это нарушение кровообращения мозга, которое приводит к параличу и различным другим тяжелым последствиям. По этой причине существует насущная проблема тренировки и реабилитации парализованных мышц при помощи стимулирующих электрических импульсов. Величину стимулирующего воздействия следует дозировать. Определение величины стимула является сложной биотехнической проблемой.

Один из методов решения этой задачи заключается в определении порога болевой чувствительности пораженной мышцы в зависимости от ответной реакции назначения величины стимула. Порог болевой чувствительности можно определить, используя портативный миограф с биологической обратной связью.

На сегодняшний день имеется портативный миограф «Портативный прибор Нейротех МИСТ (пользовательский)» [1] - устройство, которое предназначено для тренировки парализованных и ослабленных мышц с

помощью метода биологической обратной связи (БОС), а также для формирования стимулирующих электрических импульсов методом электростимуляции.

БОС-тренинг отображает дополнительную информацию о состоянии мышечного тонуса, который можно проанализировать с помощью регистрации поверхностной электромиограммы. Данный метод помогает пациенту с помощью аппарата управлять функциями организма, которые не поддаются сознательному контролю. То есть, человек получает результаты о собственной биологической активности мышц в виде миограммы, являющейся эквивалентом мощности мышечных сокращений. Таким образом, пациент может управлять этой активностью и тем самым создавать рефлекторную связь парализованной мышцы с пораженными структурами нервной системы.

В приборе также имеется дополнительная функция – функция электромиостимуляции, которая способствует повышению эффективности от процедур по БОС. Комбинирование этих двух методов наиболее результативно, чем применение их по отдельности.

Электромиостимуляция – это восстановительное лечение нервов и мышц, основанное на передаче тока через электроды от миостимулятора к телу человека. Данный метод позволяет: ускорить регенерацию пораженного нерва, усилить процессы метаболизма, поддерживающие функции мышцы, улучшить кровоток в мышце, препятствовать атрофии и «похуданию» мышцы.

Существует игольчатая, поверхностная и стимуляционная электромиография.

Поверхностная ЭМГ – метод клинической электромиографии, исследующий суммарно биоэлектрическую активность мышц в покое и при различных режимах напряжения [2]. Поверхностную ЭМГ называют также накожной (электроды накладываются на кожу). Это безболезненный и неинвазивный метод, позволяющий определять активность мышц глобально. Главное преимущество поверхностной ЭМГ заключается в том, что возможно исследовать большое количество мышц при одном обследовании и синхронно регистрировать одновременно несколько мышц.

Игольчатая (локальная) ЭМГ – метод изучения, а также регистрации биоэлектрической активности двигательных волокон и двигательных единиц мышцы с помощью игольчатых электродов, которые вводятся при произвольной активации мышц и в состоянии покоя (электроды в виде тончайших иглолок вводятся в определённые мышцы). Данный метод является инвазивным и потому болезненным для пациентов. Однако игольчатая ЭМГ наиболее информативна, чем поверхностная.

Стимуляционная ЭМГ – это аппаратный метод регистрации и изучения биоэлектрической активности мышц и периферических нервов, с помощью которого определяют потенциал двигательной единицы во время сокращения и в состоянии покоя. Данный метод проводится накожными или игольчатыми

электродами в зависимости от задачи исследования, глубины залегания мышцы и необходимости исключить активность наведения с соседних мышц.

Портативный миограф обладает рядом недостатков.

Игольчатая ЭМГ более точная, но в то же время более травматичная для пациента. Результат такого метода диагностики гораздо достовернее, чем тот, который получают при накожном исследовании.

Кроме того, по различным противопоказаниям (иммунодефицит, низкий болевой порог, эпилепсия и другие заболевания с судорожным синдромом) некоторым пациентам невозможно назначить локальную ЭМГ. В этом случае применяется поверхностная ЭМГ. Таким образом, человек теряет возможность получить наиболее точный диагноз.

Также при игольчатом методе высок риск заражения медперсонала гемоконтактными инфекциями (гепатитами В и С, ВИЧ). А накожный метод менее информативен для пациентов с избыточным весом.

Из вышеперечисленного следует, что поверхностная ЭМГ наиболее безопасная и безболезненная. Для этого метода необходимо создать такие электроды, которые не уступали бы по точности игольчатым.

Минимальная интенсивность воздействующего на рецепторный аппарат раздражения, достаточная для возникновения ощущения, называется порогом чувствительности [3]. При исследовании болевой чувствительности прослеживается реакция пациента на болевое раздражение его покровных тканей. Примечательно, что для каждого человека болевой порог индивидуален. Поэтому для того, чтобы оказать пациенту должное лечение, например, при восстановлении парализованных мышц после инсульта, необходимо создать такое устройство на основе портативного миографа, которое позволило бы с высокой точностью определять порог болевой чувствительности.

Библиографический список

1. Портативный прибор Нейротех МИСТ (пользовательский) [Электронный ресурс]. – URL: https://mederia.ru/product/miograf_neyrotekh_mist/
2. Артемова Н.М. Стимуляционная электромиография: учебное пособие для врачей/ Артемова Н.М., Везенова И.В., Соколов А.В.; Ряз. Гос. мед. ун-т им. акад. И.П. Павлова. – Рязань: РИО РязГМУ, 2013. – 80 с.
3. Никифоров А.С. Общая неврология : учебное пособие/ Никифоров А.С., Гусев Е.И. - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2007. - 720 с. : ил.

ОБЗОР ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИХ ДАТЧИКОВ

Р.Р. Хызыров, Н.Р. Хисамутдинова

Научный руководитель - Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭИБТ
Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье приведен обзор волоконно-оптических датчиков. Перечислены их виды, а также их преимущества.

Ключевые слова: *волоконно-оптические датчики, показания биологического объекта.*

REVIEW OF FIBER AND OPTICAL SENSORS

R.R. Khyzyrov, N.R. Khisamutdinova

Scientific adviser - Sayapova L.R., art. lecturer of EIBT
Ufa State Aviation Technical University

The review of fiber-optical sensors is provided in article. Their types and also their advantages are listed.

Key words: *fiber-optical sensors, indications of a biological object.*

Благодаря развитию электроники и оптики были разработаны волоконно-оптические датчики (ВОД), позволяющие измерить большой диапазон физических величин. Данное устройство предназначено для измерения температуры, давления, скорости движения потока крови и т.д., при помощи света, проходящего через оптическое волокно, и чувствительных элементов, установленных на его конце.

Волоконно-оптические датчики состоят из оптического волокна, которая дает ряд преимуществ ВОД перед другими видами датчиков. К таким преимуществам относятся:

- эластичность;
- широкополосность;
- сопротивления к коррозионным эффектам;
- высокая электроизоляция;
- малые потери при передачи информации;
- малая масса;
- отсутствие возможности образования искр и т.д.

Благодаря таким характеристикам ВОД отлично подходят для измерения показаний биологического объекта.

Оптические волокна по своей структуре могут быть одномодовыми (сердечник данного оптоволокна небольшого диаметра, что позволяет уменьшить модовую дисперсию, следовательно увеличивается дальность связи) и многомодовыми (сердечник данного оптоволокна большего диаметра

чем у одномодового, что уменьшает дальность связи, но увеличивает спектр передаваемого излучения).

Оптическое волокно в ВОД может применяться, как в роли проходящего элемента, так и в роли чувствительного элемента. При использовании оптического волокна как проводящего элемента (Рис. 1), возможно измерить температуру. Точность измерений при использовании данного метода может быть $\pm 0,4\%$.

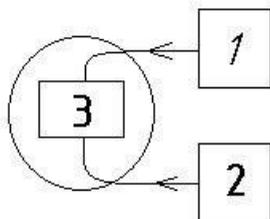


Рис.1 – Схема использования оптического волокна, как проводящий элемент: 1 - Источник света; 2 - Детектор; 3 - Чувствительный элемент.

В этом случае измеряют изменение постоянной люминесценции в многомодовых волокнах.

При использовании оптоволокну как чувствительный элемент, возможно измерить пульс или скорость кровотока, используя интерферометр Майкельсона.

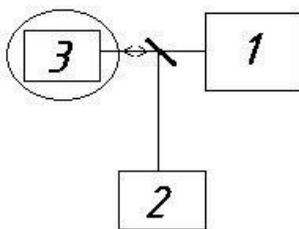


Рис.2 – Схема использования оптического волокна, как чувствительный элемент:

1 – Источник света; 2 – Детектор; 3 – Чувствительный элемент.

В данной схеме включения на конце оптоволокну крепится чувствительный элемент. Свет попадает на детектор посредством отражения от чувствительного элемента и зеркала.

ВОД могут классифицироваться по принципу действия, по локализации измеряемого параметра и принципу кодирования измеряемой информации.

Если классифицировать ВОД по принципу действия, то они делятся:

- распределенные (прямого и обратного рассеивания);
- люминесцентные;
- интерференционные (Фабри-Перо, Майкельсона и т.д.)
- ВОД на внутриволоконных решетках;
- комбинированные.

При классификации по принципу кодируемой информации ВОД подразделяют на:

- амплитудные (в них измеряемый параметр модулирует интенсивность отраженной и проходящей световой волны)

- фазовые (используется высококогерентный источник излучения и производится измерение световой волны, изменяющейся под влиянием внешних параметров);

- туннельные (используется эффект, возникающий при излучении через малый зазор);

- поляризационные (используются данные о поляризации световой волны);

- ВОД со спектральным кодированием (используется источник излучения с широким спектром с возможностью анализа всего спектра).

Рассматривая ВОД с точки зрения локализации измеряемого параметра их делят на:

- распределенные (сенсоры, представляющие результаты в течении продолжительного времени);

- точечные (показывают измерения в данной точке);

- квазираспределенные (сеть точечных элементов, которые снимают показания в отведенной для них точке).

На данный момент волоконно-оптические датчики хорошо себя зарекомендовали в области медицины и биомедицинских исследованиях. Рост публикуемых статей и проведения исследований на тему ВОД, доказывает рост интереса к данной области. ВОД используются при локальной лазерной гипертермии в онкологии, при термопластики биотканей, а также при томографических исследованиях.

Библиографический список

1. Вестник новых медицинских технологий, 2011, Т. XVIII, №3 – с.256.
2. Вестник новых медицинских технологий, 2009, Т. XVI, №2 – С.149.
3. Медицинские датчики [Электронный ресурс]. URL:<http://medbookaide.ru/books/fold1002/book1007/p24.php> (дата обращения 23.10.2017)
4. Оптические волокна. Классификация. [Электронный ресурс]. URL:<https://habrahabr.ru/post/46818/> (дата обращения 25.10.17)

ПРИНЦИП РАБОТЫ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРОВ

М.М. Баранова

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭИБТ

Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье рассматривается устройство и принцип работы электрокардиостимулятора. А также новинки в области разработки приборов, поддерживающих работу сердца.

Ключевые слова: электрокардиостимулятор, брадиаритмия, тахиаритмия, сердечный ритм, мембрана-кардиостимулятор.

PRINCIPLE OF PACEMAKERS OPERATION

M.M. Baranova

Scientific adviser – Sayapova L.R., art. Lecturer of EIBT

Ufa State Aviation Technical University

Annotation. This article deals with the device and the principle of the pacemaker. And also novelties in the field of development of devices that support the work of the heart.

Key words: pacemaker, bradyarrhythmia, tachyarrhythmia, heart rhythm, pacemaker membrane.

Одним из самых главных и самых важных органов человека является сердце. Пока оно бьется и качает кровь по всему организму – человек жив. Именно поэтому очень важно следить за тем, чтобы оно оставалось здоровым.

Одним из способов поддержания работы сердца является установка электрокардиостимулятора. Что же это такое?

Электрокардиостимулятор – аппарат, который, подавая электрические импульсы, способен задать правильный сердечный ритм. Его имплантируют больным с брадиаритмией, тахиаритмией, и другими подобными заболеваниями. В его составляющие входит:

1) Генератор электрических импульсов, имеющий свой собственный аккумулятор;

2) Электроды, по которым проходит электрический импульс.

Генератор помещают под кожу в правую или левую часть грудной клетки.

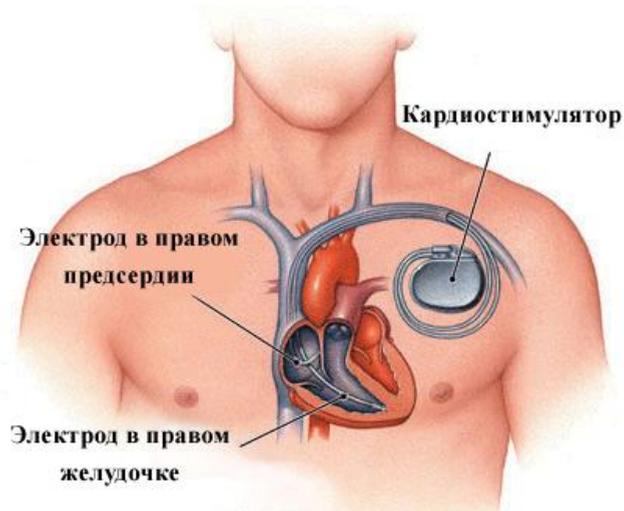


Рис. 1 – Схема расположения двухкамерного кардиостимулятора

Чтобы риск отторжения был минимален, корпус генератора покрывают титаном. Внутри него имеются аккумулятор, снабжающий прибор электрической энергией, и микросхема, трансформирующая эту энергию в импульс. Электроды, соединенные с генератором при помощи коннекторного блока, закрепляются непосредственно в камерах сердца и передают к нему электрические импульсы.

Существует несколько типов кардиостимулятора:

- 1) однокамерный имеет один активный электрод, который подключается к правому или левому желудочку;
- 2) двухкамерный обладает двумя электродами, подключенными к предсердию и правому желудочку;
- 3) трехкамерный имеет, соответственно, три электрода, стимулирующие правое предсердие и оба желудочка.

Операция по имплантации кардиостимулятора не относится к числу сложных и занимает, как правило, около одного – двух часов под местной анестезией. Для начала врач обезболивает грудную клетку, затем через подключичную вену вводит один или несколько электродов, после чего прикрепляет их к нужным камерам. Далее снимаются специальные пробы, чтобы убедиться в правильности работы устройства, и помещают генератор в грудную клетку. Обычно его устанавливают на левую сторону, за исключением левой и тех, кто имеет обширные рубцы на левой части грудной клетки – им имплантируют его на правую. После того, как генератор помещен в нужное место, на разрез накладываются саморассасывающиеся швы. Период

госпитализации составляет 24 часа, если не возникло осложнений, после чего производят выписку.

В первую неделю после операции пациента могут беспокоить болезненные ощущения в месте, где установлен прибор, иногда повышение температуры и появление гематом. Чаще всего, эти симптомы устраняются самостоятельно. По истечении трех месяцев после операции пациент должен пройти контрольное обследование, а впоследствии проводить осмотр у специалиста не менее двух раз в год.

Несмотря на высокую эффективность кардиостимуляторов, цены на них достаточно высоки и варьируются от 10 до 450 тысяч рублей, в зависимости от количества электродов и производителя. Не каждый пациент может позволить себе установку данного устройства. Однако в России часто проводят бесплатную имплантацию кардиостимулятора за счет средств фонда обязательного медицинского страхования, что помогает решить проблему дороговизны для большого количества людей.

Для людей с кардиостимулятором имеются некоторые ограничения не только в повседневной жизни, но и в пользовании электроникой и бытовой техникой. К примеру:

1) Нельзя допускать ударов в грудную клетку или сильного давления на нее, что может привести к поломке устройства или смещению электродов;

2) Нельзя находиться долго вблизи трансформаторных будок, линий высоковольтных передач, электрических щитков, а также металлодетекторов;

3) Необходимо держать определенное минимальное расстояние между кардиостимулятором и такими предметами как: пульт от телевизора, пылесос, мобильный телефон, ноутбук, миксер, швейная машинка, паяльник, шуруповерт, игровые приставки – 20 см, система зажигания автомобиля, микроволновая печь, газонокосилка, бензопила – 31 см, сварочное оборудование – 61 см.

Помимо этого могут возникнуть проблемы с прохождением некоторых медицинских обследований, таких как МРТ (магнитно-резонансная томография), УЗИ с направлением луча непосредственно на прибор, а также физиотерапевтических и косметологических процедуры с использованием электрического, магнитного и других видов излучения.

Срок службы электрокардиостимулятора зависит от многих факторов, но в среднем он составляет 7-10 лет – время, на которое рассчитана работа аккумулятора. По истечении данного срока устройство подлежит замене. Часто электроды остаются в хорошем состоянии, поэтому заменяют только генератор.

Совсем недавно ученые из университетов Вашингтона и Иллинойса изобрели новое устройство, гораздо более эффективное и технологичное, чем привычный для нас кардиостимулятор. Это тонкая эластичная мембрана, созданная на 3D принтере, которую накладывают прямо на сердечную стенку. В нее встроены электроды, благодаря чему мембрана способна отслеживать и корректировать сердечный ритм. Еще одной невероятной функцией этого устройства является то, что оно способно заставить сердце биться даже вне тела человека. Для регулирования частоты сердцебиения используются сигналы, схожие с импульсами нервной системы, благодаря чему мембрана стимулирует сердце по всей поверхности наложения устройства, а не точечно, как в случае с обычными кардиостимуляторами. Это заставляет сердце биться даже при сердечном приступе, сохраняя человеку жизнь. Считается, что на рынке медицинских товаров данное устройство появится лишь спустя 10-15 лет, что, конечно, является большим сроком. Ведь за эти годы эта мембрана-кардиостимулятор могла бы спасти тысячи, а то и миллионы жизней.

На данный момент кардиостимулятор заставляет правильно работать около 2-х миллионов сердец в мире.

Библиографический список

1. С. Барольд, Р. Струбант, А. Синнэве, Кардиостимуляторы. Шаг за шагом, 2011г.
2. С. Коновалов, Книга которая лечит. Сердце и сосуды, 2006г.
3. М. Дебейки, А. Готто, Здоровое сердце. Издание XXI века, 2016г.

УДК 616.71

ЭФФЕКТИВНОСТЬ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА «АЛМАГ-01»

Л.Р. Дильмухаметова, Э.Р. Кадрачева, Е.О. Сальникова

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭиБТ
Уфимский государственный авиационный технический университет

В работе была рассмотрена эффективность воздействия магнитного поля на живой организм биотропными параметрами. Представлена блок-схема устройства воздействия бегущим импульсным магнитным полем на организм человека.

Ключевые слова: распределитель импульсов, дешифратор двоичных импульсов, узел воздействия, безмедикаментозное лечение.

EFFICIENCY OF ALMAG-01 MAGNETOTHERAPY APPARATUS

Dilmukhametova L. R., Kadracheva E.R., Salnikova E. O.

Scientific adviser - Sayapova L.R., art. lecturer of EIBT

Ufa State Aviation Technical University

The effectiveness of the action of a magnetic field on a living organism by biotropic parameters was considered. A block diagram of the device for the action of a traveling impulse magnetic field on a human body is presented.

Key words: *pulse distributor, binary impulse decoder, impact node, drug-free treatment.*

Эффективность воздействия магнитного поля на живой организм можно оценить его биотропными параметрами – физическими характеристиками, определяющими первичные биологические механизмы воздействия. К этим характеристикам относятся интенсивность, градиент, вектор поля, частота и форма импульсов, длительность воздействия. Изменяя значение и число параметров, можно добиться максимальной эффективности воздействия на живой организм.

Известен магнитотерапевтический аппарат, воздействующий вращающимся магнитным полем на организм человека. Эффект вращающегося поля создается путем механического переключения обмоток источника магнитного поля, выполненного в виде сектора электродвигателя. Но габариты этой установки велики, а стоимость высока. В магнитотерапевтическом аппарате АЛМАГ-1 вращающиеся секции соленоида создают движущееся импульсное магнитное поле, формируемое импульсным генератором, подключенным через распределитель импульсов к этим секциям. Но в такой системе нельзя регулировать длительность воздействия импульсов, контролировать рабочий режим и работоспособность отдельных секций соленоида. А это снижает эффективность воздействия магнитного поля на организм. К тому же габариты и масса системы также велики.

На сегодняшний день наилучшей эффективностью воздействия БИМП на организм человека обладает магнитотерапевтический аппарат АЛМАГ-01, созданный известной своими уникальными магнитотерапевтическими установками для лечения больных в стационарных и домашних условиях медико-технической фирмой "Фазомед" (г. Москва) - дочерним предприятием корпорации "Фазотрон- НИИР", отечественного лидера в области производства РЛС для истребителей. Задача формирования БИМП решается в этом аппарате с помощью источника тактовых импульсов и узла воздействия, к которому через ключи присоединен распределитель импульсов (рис.1). Источник

Тактовых импульсов выполнен в виде низковольтного выпрямителя (схема полупериодного выпрямления) и соединенного с ним формирователя тактовых импульсов (RC - цепочка). Узел воздействия представляет собой набор токовых катушек, а распределитель импульсов – дешифраторы двоичных импульсов. Ключи могут быть реализованы на МОП - транзисторах.



Рис. 1 – Блок-схема устройства воздействия бегущим импульсным магнитным полем на организм человека

Сигналы с выхода счетчика импульсов через распределитель импульсов поступают на входы ключей, и напряжение на выходе низковольтного выпрямителя подается на токовые катушки узла воздействия. Число ключей и, соответственно, токовых катушек (до четырех) узла воздействия выбирается из условия обеспечения оптимальной для воздействия на биологический объект частоты переключений. Бегущее импульсное магнитное поле токовых катушек формируется в соответствии с длительностью и временной характеристикой чередования импульсов воздействия. Длительность этих импульсов регулирует формирователь импульсов, а программу их чередования задает распределитель импульсов. Эти параметры задаются так, чтобы обеспечить наиболее благоприятный и эффективный лечебный процесс.

Поочередное включение катушек узла воздействия создает эффект перемещения магнитного поля в пространстве, и контрольно-адаптационные системы организма не успевают реагировать на это непрерывное "перемещение". В результате адаптация организма к воздействию магнитного поля практически исключается.

Общую длительность рабочего режима задает таймер. По истечении заданной длительности воздействия БИМП сигнал с выхода таймера поступает на вход остановки счета распределителя импульсов, тем самым отключая его и токовые катушки узла воздействия. Одновременно сигнал таймера подается на вход индикатора рабочего режима, который и сигнализирует об окончании

процесса лечебного воздействия БИМП. Такая схема создает бегущее импульсное магнитное поле, эффективно влияющее на организм человека.

Основные достоинства нового аппарата:

- 1) высокая эффективность бегущего импульсного магнитного поля, подтвержденная тестами сенсорной индикации;
- 2) синхронизация электромагнитных импульсов с биологически активными частотами;
- 3) малые габариты (электронного блока – 90х70х70 мм, узла воздействия – 15х~90 мм) и масса (0,6 кг);
- 4) удобство размещения в любой точке тела.



Рис.2 – Аппарат магнитотерапии АЛМАГ-01

Аппарат АЛМАГ-01 прошел клинические испытания в ведущих медицинских учреждениях России, где была подтверждена его высокая эффективность в неврологической и гинекологической практике, при лечении заболеваний опорно-двигательной и венозной систем, желудочно-кишечного тракта, легких, а также таких болезней, как сахарный диабет, варикозное расширение вен, трофические язвы. И сегодня аппарат разрешен к применению Министерством здравоохранения РФ. Таким образом, АЛМАГ-01 эффективное средство безмедикаментозного лечения широко распространенных болезней как в клинических, так и в домашних условиях.

Библиографический список

1. Анатомия человека / Под редакцией Козлова В. И., Гурова О. А. – М.: Практическая медицина, 2009. стр. 208-212.
2. Эйди У.Р. Кооперативные механизмы восприимчивости мозговой ткани к внешним и внутренним полям.– М.: Физиология человека, 1975.
3. Магнитотерапия. Максимов А.В., Кирьянова В.В. – М.: Лечебное применение магнитных полей. Клиническая практика. 2008.

ВЛИЯНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИЙ ОБЪЕКТ

Е.О. Дмитриева, Э.Р. Кадрачева

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭИБТ
Уфимский государственный авиационный технический университет

Воздействие рентгеновских лучей на организм определяется уровнем дозы облучения, а также тем, на какой орган будет направлено облучение и при облучении тела человека костные ткани менее прозрачны для рентгеновских лучей.

Ключевые слова: рентген, рентгеновские излучения, рентгеновские лучи:

INFLUENCE OF X-RAY RADIATION ON BIOLOGICAL OBJECT

E.O. Dmitrieva, E.R. Kadracheva

Scientific adviser – Sayapova LR, art. lecturer of EIBT
Ufa State Aviation Technical University

The effect of x-rays on the body is determined by the level of the radiation dose, as well as by which body will be irradiated and the human body's bones are less transparent to X-rays.

Key words: X-ray, X-ray radiation, X-rays:

Рентгеновское излучение представляет собой определенный тип электромагнитного излучения, причем спектр длин волн фотонов расположен в промежутке между ультрафиолетом и гамма-излучением. Стоит сказать, что рентгеновское излучение относится к разряду ионизирующих излучений. Это означает то, что, проходя сквозь биологические ткани, рентген может оказывать определенное, потенциально опасное влияние на организм человека. Рентгеновские лучи обладают большой проникающей способностью, т.е. они способны беспрепятственно проникать сквозь изучаемые органы и ткани. Влияние рентгена на организм проявляется также тем, что рентгеновское излучение ионизирует молекулы веществ, что приводит к нарушению первоначальной структуры молекулярного строения клеток. Тем самым формируются ионы (положительно или отрицательно заряженные частицы), а также молекулы, которая становятся активными. Эти изменения в той или иной мере могут быть причиной развития лучевых ожогов кожи и слизистых, лучевой болезни, а также мутаций, что приводит к формированию опухоли, в том числе и злокачественной.

Рентгеновское излучение представляет собой поток электромагнитных волн с длиной, находящейся в диапазоне между

ультрафиолетовым и гамма-излучением. Каждый вид волн имеет свое специфическое влияние на организм человека.

Для того, чтобы понять, насколько вредно делать рентген, следует знать, что уровнем облучения, после которого может развиваться лучевая болезнь, считаются 150 рентген, полученные за год. При этом дозы, которые мы получаем при рентгеновском исследовании, распределяются следующим образом:

- 0,003 рентген при разовой зубной снимке,
- 0,176 рентген при рентгенографии желудка,
- 0,07 рентген при маммографии,
- от 0,015 до 0,037 рентген при флюорографии.

Таким образом, вредное воздействие на организм применения рентгена для диагностики является настолько слабым, что говорить о его мутагенных свойствах не стоит. Однако в некоторых случаях рентген полностью безопасным не является. Это относится к рентгенографии в области живота женщинам на первых месяцах беременности. В этом случае есть вероятность поражения плода из-за его высокой чувствительности. Поэтому рентген по жизненно важным показателям делают не ранее, чем на 4-5 месяце беременности или в чрезвычайных ситуациях. Эта процедура считается нежелательной и для маленьких детей.

По своей сути рентгеновское излучение является ионизирующим. Оно обладает высокой проникающей способностью. Энергия его представляет опасность для человека. Вредность излучения тем выше, чем больше получаемая доза.

Проходя через ткани тела человека, рентгеновские лучи ионизируют их, изменяя структуру молекул, атомов, простым языком – «заряжая» их. Последствия полученного облучения могут проявиться в виде заболеваний у самого человека (соматические осложнения), или у его потомства (генетические болезни).

Каждый орган и ткань по-разному подвержены влиянию излучения. Поэтому созданы коэффициенты радиационного риска, ознакомиться с которыми можно на картинке. Чем больше значение коэффициента, тем выше восприимчивость ткани к действию радиации, а значит и опасность получения осложнения.



Рис.1 – Коэффициенты радиационного риска для разных органов человека при равномерном облучении (1.00 – организм в целом)

Степень опасности рентгеновского облучения для людей зависит от контингента лиц, подвергающихся облучению. В первую очередь это относится к профессионалам, работающим с рентгеновской аппаратурой. Эта категория охватывает врачей-рентгенологов, стоматологов, а также научно-технических работников и персонал, обслуживающий и использующий рентгеновскую аппаратуру. Следующая категория - это пациенты. Строгих критериев здесь не существует, и безопасный уровень облучения, который получают пациенты во время лечения, определяется лечащими врачами. Врачам не рекомендуется без необходимости подвергать пациентов рентгеновскому обследованию. Особую осторожность следует проявлять при обследовании беременных женщин и детей. В этом случае принимаются специальные меры.

Накопление знаний о воздействии рентгеновского излучения на организм человека привело к разработке национальных и международных стандартов на допустимые дозы облучения.

Существуют методы контроля, включающие три аспекта: 1) наличие адекватного оборудования, 2) контроль за соблюдением правил техники безопасности, 3) правильное использование оборудования.

При рентгеновском обследовании воздействию облучения должен подвергаться только нужный участок, будь то стоматологические обследования или обследование легких. Сразу после выключения рентгеновского аппарата исчезает как первичное, так и вторичное излучение; отсутствует также и какое-либо остаточное излучение.

Кроме рентгеновского излучения, которое целенаправленно используется человеком, имеется и так называемое рассеянное, побочное излучение, возникающее по разным причинам, например, вследствие рассеяния из-за несовершенства свинцового защитного экрана, который это излучение не

поглощает полностью. Кроме того, многие электрические приборы, не предназначенные для получения рентгеновского излучения, тем не менее генерируют его как побочный продукт. К таким приборам относятся электронные микроскопы, высоковольтные выпрямительные лампы (кенотроны), а также кинескопы устаревших цветных телевизоров. Производство современных цветных кинескопов во многих странах находится сейчас под правительственным контролем.

Существует несколько различных вариантов применения рентгенодиагностики:

- Рентгеноскопия (еще называют «сканированием»). Пациент становится на специальную платформу. С одной стороны, находится рентгеновская трубка, с другой – проецирующий экран. Сверху должно быть открыто, так как человек не должен находиться в замкнутом пространстве (исключением служат специализированные рентгенологические кабинеты). Как только пациент занял необходимое положение, рентгенолог задает требуемые параметры аппарату и на мониторе компьютера проецируется изображение ребер и находящихся там органов (дыхательная система, сердечно-сосудистая система); Рентгенография. Больного укладывают на специальную кассету с фотоплёнкой. Излучающий аппарат располагается над областью фото. В итоге выходит фото (негатив) на рентгенографическом материале, с более подробным очертанием внутренних органов, нежели при рентгеноскопии; Снимок лёгких называется флюорографией. Пациент плотно прислоняется грудью к экрану, после задерживает дыхание. Как только он занимает требуемое положение, врач производит снимок лёгких. Таким образом, можно обнаружить туберкулёз, рак лёгких, негативное воздействие никотина и т.д.; Томография. Данный метод необходим для снимков внутренних органов в различных проекциях. Это наиболее подробный вариант из всех типов рентгеновского облучения.

Доза облучения, рентген	Эффект
700 и более	Смертность — 100%
600	Смертность — 90% за 14 суток
350	Смертность — 50% за 30 суток
150	Смертность — 5%; «лучевое похмелье»* — 50%
100	Тошнота, рвота, вялость во всем теле, значительное снижение количества лимфоцитов
50	Временное снижение количества лимфоцитов
25 и менее	Не обнаруживаются клинических симптомов
* Отравление организма продуктами взаимодействия излучения с организмом. Похоже на алкогольное похмелье.	

Рис. 2 – Дозы облучения

Умеренное рентгенологическое облучение не может нанести ощутимого вреда организму человека. Рентгеновское исследование, хоть и обладает потенциально опасными эффектами в отношении организма, но на практике практически безопасно.

Библиографический список

1. Мякишев Г.Я. Буховцев Б. Б. Физика. Учебник для 11 кл. общеобразовательных учреждений.
2. Медицинская рентгенология. Л.Д. Линденбратен, Л.Б. Наумов, Медицина, г. Москва, 1984.
3. Медицинская и биологическая физика. В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов, ГЭОТАР-Медиа, г. Москва, 2008.

УДК 616.71

**ЭЛЕКТРОГРАФИЧЕСКИЙ МОНИТОРИНГ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ
МИОКАРДА**

Э.Р. Кадрачева, Л.Р. Дильмухаметова, Е.О. Сальникова

Научный руководитель – Саяпова Л.Р., ст. преподаватель кафедры ЭиБТ
Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Описывается принцип работы диагностического и профилактического инструмента, приводятся преимущества и недостатки данного устройства.

Ключевые слова: кардиорегистратор, Холтеровский метод, ЭКГ

ELECTROGRAPHIC MONITORING OF MYOCARDION FUNCTIONING

Kadracheva E.R., Dilmukhametova L.R., Salnikova E.O.

Scientific adviser - Sayapova LR, art. lecturer of EIBT

Ufa State Aviation Technical University

Describes the principle of the diagnostic and preventive tool, describes the advantages and disadvantages of this device.

Key words: cardiorespiratory, Holter method, ECG

Кардиорегистратор — прибор, предназначенный для электрографического дистанционного мониторинга функционирования миокарда в течение длительного интервала времени. Применяется в кардиологической практике в качестве диагностического и профилактического инструмента.



Рис.1 – Кардиорегистратор

В процессе ежедневной деятельности человека сердце и сосуды подвергаются нагрузкам, и, если с ними не все благополучно, есть риск возникновения кризисных состояний. Кардиорегистратор помогает своевременно выявлять отклонения от нормы и оказывать необходимую медикаментозную поддержку.

Ключевым достоинством данного устройства является его интеграция в повседневную жизнь. Исследование проходит в привычных условиях, что позволяет нивелировать влияние факторов, искажающих результаты амбулаторных тестов (неуправляемое волнение, беспокойство, тревога перед врачебным осмотром).

Все выпускаемые сегодня модели кардиорегистраторов совместимы с компьютером: полученные данные могут интерпретироваться с использованием специального пакета программ. Стандартное устройство выполняет обработку и анализ двух-трёх отведений кардиосигнала в течение суток с постоянной регистрацией данных в электронной памяти.

Чувствительность прибора довольно высока и позволяет выявлять даже небольшие нарушения сердечного ритма и смещения ST сегмента. Аналитический блок поддерживает хронологическое исследование изменений ритма и проводимости, морфологии и классификации комплексов QRS, расчет дисперсии QT интервала. После автоматической обработки данных специалист получает достоверные сведения в удобной для восприятия и дальнейшей коррекции графической и табличной форме. Результаты работы устройства в виде диагностического заключения отображаются на экране и выводятся на печать.

Распространенность кардиопатологий и неравномерное распределение крупных лечебных центров по территории страны повышает актуальность дистанционных методов обследования пациентов и удаленного консультирования. В телемедицинском ракурсе кардиорегистраторы могут быть полезны в качестве инструмента мониторинга состояния пациентов, не

имеющих возможности обратиться в профильный центр за диагностической и консультационной поддержкой.

Холтеровское мониторирование сердца (суточное мониторирование ЭКГ) – метод непрерывной записи электрокардиограммы (ЭКГ) в течение суток или более длительного времени с помощью носимых кардиорегистраторов (мониторов).

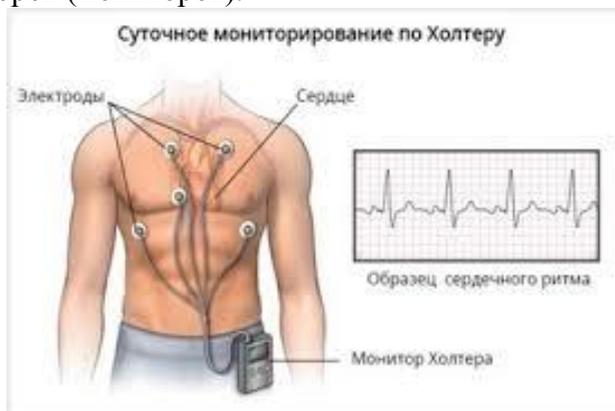


Рис.2 – Суточное мониторирование по Холтеру.

Суть исследования заключается в постоянной записи ЭКГ на карту памяти, находящуюся в устройстве. После обработки этой записи на компьютере врач функциональной диагностики дает заключение о ритме, его нарушениях, ишемических изменениях, наличии пауз.

Метод получил свое название по фамилии ученого, впервые применившего длительную запись ЭКГ в 1952 году.

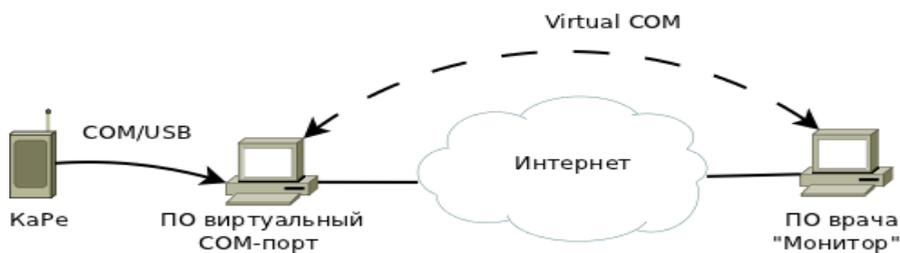


Рис. 3 – Канал передачи информации от кардиорегистратора

Перед проведением суточного мониторирования ЭКГ пациента должен осмотреть терапевт или кардиолог. Это необходимо для правильного оформления направления на исследование, уточнения деталей обследования (например, отмена лекарств), формулировки диагноза.

Суточное мониторирование ЭКГ выявляет:

- вид ритма сердца и частоту сердечных сокращений;
- нарушения ритма (наджелудочковые и желудочковые экстрасистолы, пароксизмальные нарушения ритма, паузы);
- ишемические изменения ЭКГ, вызванные ИБС;

- в некоторых моделях – вариабельность ритма сердца.
- Суточное мониторирование ЭКГ применяется в следующих ситуациях:
- ✓ диагностика аритмий при жалобах на частое или медленное сердцебиение, перебои в работе сердца, неритмичный пульс, эпизоды головокружения, сильной слабости или потери сознания, ощущение остановки сердца;
 - ✓ диагностика ишемии (кислородного голодания) миокарда при жалобах на давящие, сжимающие, жгучие боли за грудиной, особенно при нагрузке, перед назначением нагрузочных проб, жалобы на ощущение «кома в горле», изжогу, эпизоды болей в нижней челюсти или локтях;
 - ✓ контроль работы установленного электрокардиостимулятора;
 - ✓ наблюдение за состоянием пациента в динамике, в том числе контроль эффективности лечения.

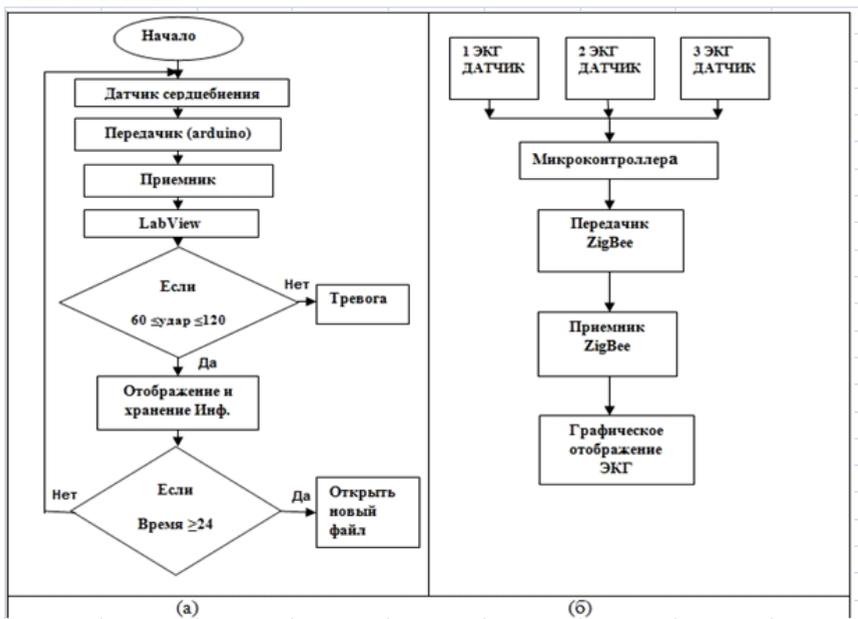


Рис. 4 – Блок-схема кардиографа
Библиографический список

1. Б. И. Шулутко, С. В. Макаренко «Ишемическая болезнь сердца»
2. М.Я. Студенкин «Сердечная недостаточность»
3. Интернет-ресурсы. Врач-кардиолог <https://doctor-cardiologist.ru/>
4. Дата обращения. 21.06.2017.
5. Интернет-ресурс. Спец-техно-ресурс <http://www.td-str.ru/tbl.aspx?categ=99>
6. Дата обращения. 19.06.2017
7. Интернет-ресурс. Миокард. <http://www.myocard.ru/mi3.html>. Дата обращения 20.06.2017.

АЦИДОГАСТРОМЕТР

З.Ф. Ихсанова, Р.Ф. Адигамова, Д.Р. Мухаметвалеева

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Болезни ЖКТ (желудочно-кишечного тракта) принадлежат к наиболее распространенным заболеваниям человека. Они встречаются во всех возрастных группах, как у мужчин, так и у женщин.

Ключевые слова: *желудочно-кишечный тракт, рН-метрия, пищевод, гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь, кислотность.*

ATSIDOGASTROMETR

Z.F. Ikhsanova, R.F. Adigamova, D.R. Muhametvaleeva

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Diseases of the digestive tract (gastrointestinal tract) belong to the most common human diseases. They occur in all age groups, both in men and in women.

Keywords: *gastrointestinal tract, pH-metry, esophagus, gastroesophageal reflux disease, acidity.*

Медицинский прибор для исследования кислотопродуцирующей и кислотонейтрализующей функций желудочно-кишечного тракта называется ацидогастрометром. Основные компоненты прибора: регистрирующий блок (техническое наименование преобразователь вторичный) и один или несколько рН-зондов (техническое наименование преобразователь первичный). рН-зонд вводится в полый орган, в котором производится измерение кислотности.

Ацидогастрометры предназначены для исследования кислотности в пищеводе, желудке и двенадцатиперстной кишке. Медицинская процедура, выполняемая в этих органах с помощью ацидогастрометров, называется внутрижелудочной рН-метрией.

В современной медицинской практике применяются следующие типы ацидогастрометров:

- 1) стационарные и носимые;
- 2) компьютерные и не компьютерные;
- 3) одноместные и многоместные (многоместные только стационарные);
- 4) выполняющие один тип исследования (рН-метрию) или несколько (рН и ЭКГ, рН и электрогастроэнтерографию, рН и импедансометрию).

Одним из самых распространенных заболеваний желудочно-кишечного тракта является гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь (ГЭРБ), связанная с забросом содержимого желудка в пищевод - гастроэзофагеальным рефлюксом (ГЭР).

В настоящее время стандартом диагностики ГЭРБ является зондовая суточная рН-метрия пищевода (рис. 1а) [1], [2], основанная на том, что содержимое желудка обычно кислое, поэтому у ГЭР $\text{pH} < 4$, а в пищеводе в норме кислотность близка к нулевой $\text{pH} \sim 6,5$. Падение pH в пищеводе до 4 и ниже считается рефлюксом.

В России основным прибором для суточной рН-метрии ЖКТ является «Ацидогастромонитор суточный носимый АГМ-24 МП» ("Гастроскан-24") [2].

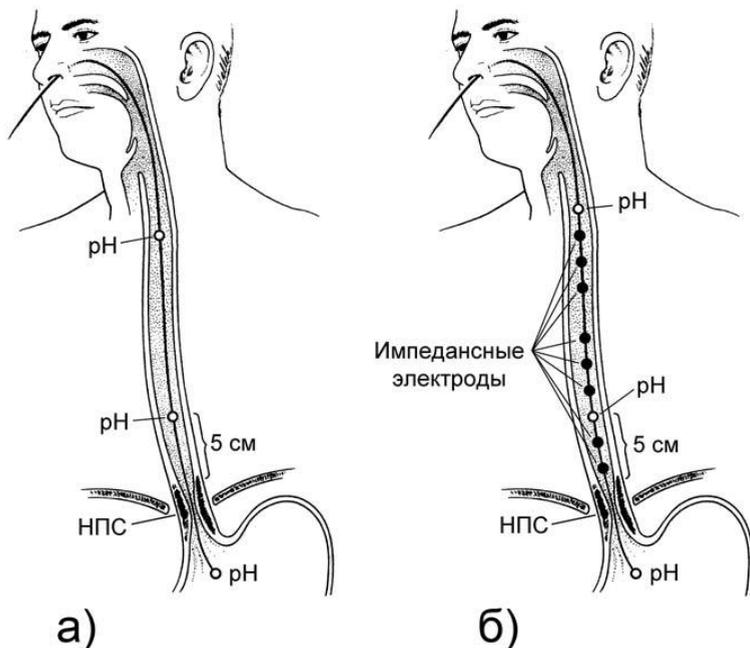


Рис. 1 – Схемы расположения датчиков в пищеводе (НПС - нижний пищеводный сфинктер): а) суточная рН-метрия; б) суточная импеданс-рН-метрия

Прибор для импеданс-рН-мониторинга пищевода (рис. 2) состоит из трех основных элементов:

1) ZpH-зонд, состоящий из пластиковой трубки толщиной примерно 2 мм, на которой с интервалом 20 мм расположены 8 цилиндрических импедансных электродов (диаметр 2 мм, высота 4 мм) и 3 сурьмяных электрода рН. Электрические провода от электродов (11 микропроводов) проходят внутри трубки к электрическому разъему для присоединения к регистрирующему блоку. Зонд вводится трансназально в пищевод и желудок. На отдельном проводе расположен кожный хлорсеребряный электрод сравнения, необходимый для измерения рН. Выпускаются несколько типов ZpH-зондов с различным расположением импедансных и рН-электродов в зависимости от конкретной медицинской методики;

2) носимый микропроцессорный регистрирующий блок с автономным питанием, который задает циклограмму измерений, измеряет импеданс и рН,

ДЕФИБРИЛЛЯТОР ПРИ ОСТАНОВКЕ СЕРДЦА

З.Ф. Ихсанова, И.Х. Шагарова, И.М. Атауллина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Внезапная остановка сердца - самая частая причина гибели людей. Если говорить о заболеваниях сердечно - сосудистой системы в целом, то смертность от внезапной остановки сердца составляет приблизительно 50%. Фибрилляция желудочков - наиболее часто встречающийся вид остановки сердца, представляет собой асинхронную нерегулярную деятельность многочисленных участков миокарда желудочков. Появление фибрилляции всегда вызывает прекращение тока крови даже в крупных артериях. Основным способом прекращения фибрилляции желудочков и восстановление работы сердца является применение специального прибора - электрического дефибриллятора.

Ключевые слова: *сердце, остановка сердца, фибрилляция, миокарда желудочков, дефибриллятор.*

DEFIBRILLATOR AT STOPPING THE HEART

Z.F. Ikhsanova, I.H. Shagarova, I.M. Ataulina

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Sudden cardiac arrest is the most common cause of death. If we talk about diseases of the cardiovascular system as a whole, the death rate from sudden cardiac arrest is approximately 50%. Ventricular fibrillation - the most common type of cardiac arrest, is the asynchronous irregular activity of multiple ventricular myocardium. The appearance of fibrillation always causes the flow of blood to stop even in large arteries. The main way to stop ventricular fibrillation and restore the heart is the use of a special device - an electric defibrillator.

Key words: heart, cardiac arrest, fibrillation, ventricular myocardium, defibrillator.

Наружные кардиологические дефибрилляторы успешно используют в течение многих лет в специализированных и неспециализированных медицинских стационарах, «скорой помощи», кабинетах функциональной диагностики поликлиник и кардиологических диспансерах.

Основным недостатком существующих на сегодняшний день приборов являются ограниченность формы дефибриллирующего импульса, отсутствие синхронизации разряда с R- зубцом, питание от сети переменного тока, отсутствие корректировки уровня набираемой энергии в зависимости от сопротивления грудной клетка пациента.

Электрическая дефибрилляция (электрическая деполяризация сердца) осуществляется с помощью одиночного импульса тока достаточной силы и

продолжительности, генерируемого в специальном аппарате - дефибрилляторе. Данный способ является одним из важнейших элементов реанимации, целью которой является устранение разрозненных, хаотичных сокращений отдельных мышечных пучков (фибрилл), восстановление эффективной сократительной деятельности желудочков сердца и выведение больного из состояния клинической смерти. Одиночный электрический импульс оказывает на миокард не угнетающее, а возбуждающее действие.

Для прекращения фибрилляции желудочков разработана следующая структурная схема дефибриллятора [1,2,3]:

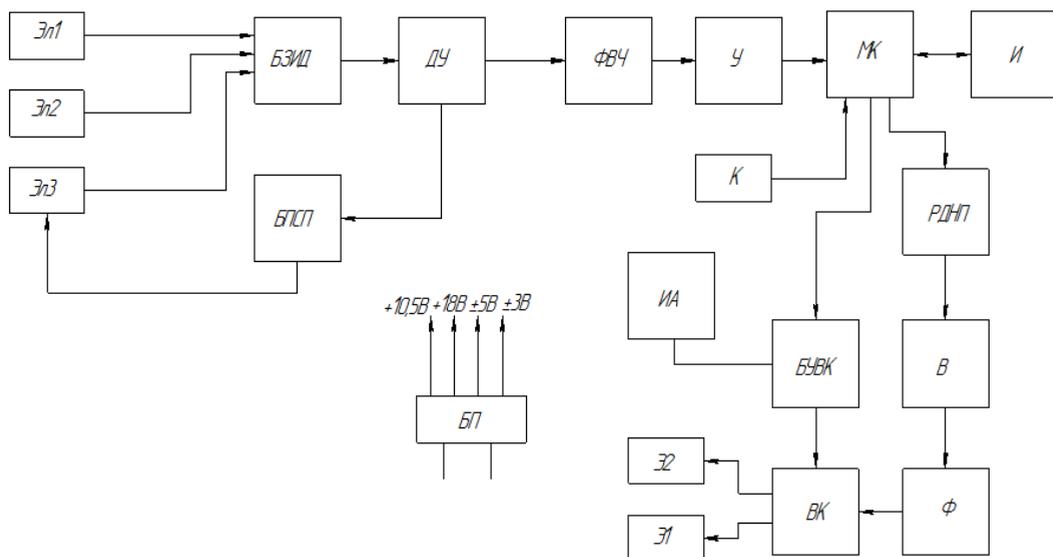


Рис.1 – Структурная схема портативного дефибриллятора:

Эл1 - электрод 1 ЭКГ, Эл2 - электрод 2 ЭКГ, Эл3 - электрод 3 ЭКГ, БЗИД - блок защиты от импульса дефибрилляции, БПСП - блок подавления синфазной помехи, Э1 - электрод 1 дефибрилляции, Э2 - электрод 2 дефибрилляции, ДУ - дифференциальный усилитель, ФВЧ- фильтр высоких частот, У- выходной усилитель, ИА – индикатор аварии, БУВК – блок управления высоковольтным ключом, ВК – высоковольтный ключ, МК – микроконтроллер, РДПН – регулируемый двухтактный преобразователь напряжения, В – выпрямитель, Ф – фильтр, И – интерфейс, К- клавиатура, БП- блок питания

В разрабатываемом устройстве микроконтроллер работает по принципу широтно-импульсной модуляции; он управляет переключением транзисторов регулируемого преобразователя. К вторичной обмотке трансформатора регулируемого преобразователя подключен выпрямитель с емкостным фильтром. Такая схема позволяет получить сигнал любой формы. Высоковольтный ключ, управляемый микропроцессором, служит для передачи энергии дефибрилляции пациенту. Схема управления имеет в своем составе

индикатор аварии, загорающийся в случае неисправности. Токовый импульс прикладывают к пациенту с помощью пары электродов, располагаемых на груди пациента.

Сигнальная цепочка может быть значительно упрощена при использовании микроконтроллера, который позволяет заменить АЦП и вычислительный блок одной интегральной микросхемой. Для схемы аналогового входа применяется традиционное для подобных систем решение инструментальный усилитель и операционный усилитель обратной связи, выход которого подключен к правой ноге пациента.

В разрабатываемом устройстве биопотенциалы, снимаемые с поверхности тела человека с помощью трех отведений, поступают на цепь усилителей. Блок защиты от импульса дефибрилляции устанавливается на входе усилителя. Он служит для ограничения входных потенциалов до уровня 5 В. В дифференциальном усилителе происходит согласование с источником сигнала. Блок подавления синфазной помехи подает на правую ногу пациента напряжение, компенсирующее синфазную составляющую сигнала. После этого сигнал поступает на фильтр высоких частот и на выходной усилитель. Далее поступает на микроконтроллер и обрабатывается на АЦП. Затем для обеспечения возможности внутрисхемной загрузки МК из персонального компьютера необходимо подключить к UART МК микросхему согласования уровней интерфейса RS-232. В качестве согласующей микросхемы можно использовать устройства ADM202, MAX232.

Таким образом, наиболее эффективным средством устранения любой фибрилляции является электрическая дефибрилляция. Данный способ является одним из важнейших элементов реанимации, целью которой является устранение разрозненных, хаотичных сокращений отдельных мышечных пучков (фибрилл), восстановление эффективной сократительной деятельности желудочков сердца и выведение больного из состояния клинической смерти.

Дефибрилляция требует поставки достаточного количества электрической энергии, что бы восстановить ритм в критической массе миокарда, аннулировать ритм фибрилляции и позволить вернуться самостоятельной электрической активности в форме нормального, согласованного ритма. Оптимальная энергия для дефибрилляции, эта энергия, которая обеспечивает дефибрилляцию, при минимальном повреждении миокарда.

Библиографический список

1. Мирина Т.В. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем [Электронный ресурс]: учеб. пособие /Т.В. Мирина, Н.В. Мирин.; науч. ред. В.Г.Гусев – 3-е изд., стер. –М.: ФЛИНТА, 2012. – 271с.
2. В.Г. Гусев, Ю.М.Гусев, Электроника и микропроцессорная техника. М.: Высш. шк. 2005. 790с.

3. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. Ч.1/В. Г. Гусев, Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. –Уфа: УГАТУ, 2001. -227с.

УДК 615.47

ТЕРМОКАТАЛИТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК

Р.М. Нафикова, А.Б. Блинова, А. В. Терентьева

Уфимский государственный авиационный технический университет

Описывается принцип работы термокаталитического датчика газа, приведена конструкция датчика.

Ключевые слова: термокаталитический датчик, температура, материал.

THERMOCATALYTIC SENSOR

R.M. Nafikova, A.B. Blinova, A.V. Terentieva

Ufa State Aviation Technical University

Abstract: the description a principle of a thermocatalytic gas sensor, is given the sensor construct.

Key words: thermal sensor, temperature, material.

Если конструктивно рассматривать термокаталитический сенсор, то он представляет собой пару чувствительных элементов - шариков, изготовленных из тонкой платиновой проволоки, смотанной в катушку, на которую нанесена керамическая подложка, например, из оксида алюминия. Различают активный и пассивный шарики или, как их еще называют, пеллисторы (pellistor) или сигисторы (siegistor). На поверхность активного пеллистора поверх керамической подложки кроме того наносится кроющая наружная оболочка из палладиевого или родиевого катализатора, распыленного на подложку из окиси тория.

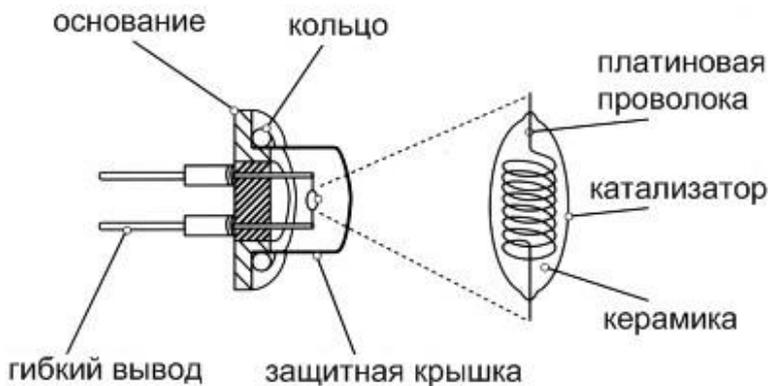


Рисунок 1 – Конструкция термокаталитического датчика газа

Платиновые катушки пеллисторов в процессе работы нагревается протекающим через них током примерно до 450 °С. Через газопроницаемую мембрану (пламегаситель, синтометаллический диск) датчика горючий газ в смеси с воздухом попадает внутрь сенсора и омывает поверхность пеллисторов сенсора. Каталитическое покрытие активного пеллистора окисляется и температура активного пеллистора повышается. Это повышение температуры можно измерить благодаря изменению (увеличению) сопротивления платиновой спирали внутри активного пеллистора.

В диапазоне концентраций горючего газа от 0 до 100% нижнего предела взрываемости (НПВ) соотношение этих сопротивлений будет пропорционально концентрации газа и его можно отобразить на измерительном инструменте или индикаторе.

Температура пассивного пеллистора, при неизменных условиях окружающей среды, зависит только от величины протекающего через него тока, а температура активного пеллистора определяется величиной этого же, протекающего через него тока, плюс процессами окисления катализатора, интенсивность которых пропорциональна концентрации горючих газов в воздухе.

Чтобы показания термокаталитического сенсора не зависели от изменения окружающих условий (температуры, влажности) в лучших каталитических датчиках используются термически согласованные шарики. В этом случае датчик имеет фактически два активных пеллистора, один из которых выполняет функции пассивного пеллистора. Пассивное функционирование достигается или за счет покрытия шарика тонким слоем стекла, или за счет деактивированного катализатора, или за счет размещения «пассивного» пеллистора в практически герметичной полости, имеющей всеодноотверстие очень малых размеров для сообщения с окружающей средой. Таким образом «пассивный» пеллистор действует лишь как компенсатор любых внешних изменений температуры и влажности. Данная технология применяется, например, в термокаталитических сенсорах DragerSensor PR M DD, где аббревиатура DD расшифровывается как double detector - двойной (активный) детектор.

Учитывая то, что принцип действия термокаталитического датчика основан на сжигании содержащихся в воздухе горючих газов, то для обеспечения безопасной эксплуатации термокаталитический сенсор должен иметь прочный металлический корпус, а перед пеллисторами необходимо установить пламегаситель. Это позволяет смеси газа и воздуха проникать в корпус датчика к чувствительному элементу, но предотвращает распространение пламени из сенсора в окружающую среду.



Рисунок 2 – Металлическая сетка датчика газа TGS 2620

Пламегаситель несколько увеличивает время реакции датчика, однако в большинстве случаев показания появляется уже через несколько секунд после обнаружения газа. Поскольку рост показаний сенсора в значительной степени замедляется по мере приближения измеренной концентрации горючего газа к ее фактическому значению, то время отклика сенсора часто определяется как время, необходимое для достижения 90% от его конечного показания и поэтому известно как значение T_{90} . Значение T_{90} для каталитических датчиков составляет обычно 10 - 30 секунд, то есть они обладают достаточно малым временем отклика. В США и некоторых других странах при указании характеристик сенсоров часто указывается время T_{60} , а не T_{90} . Этот факт следует учитывать при сравнении рабочих характеристик различных датчиков.

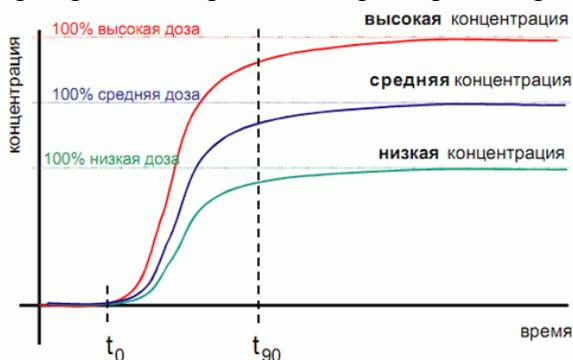


Рисунок 3 – Кривые отклика датчика при различных концентрациях газа

Главные недостатки термокаталитических сенсоров:

- ограниченный срок службы;
- уменьшение чувствительности с течением времени;
- ряд газов и паров могут отравлять сенсор.

Данна работа производилась с целью подбора сенсора, а так же четкого понимания работы датчика для неизвазивной диагностики *helicobacter pylori*. *Helicobacter pylori* - это бактерия которая может выжить в агрессивной среде желудка. Наличие аммиака в выдыхаемом пациенте воздухе, свидетельствует о наличии *Helicobacter pylori* в желудке.

Датчики с покрытыми катализаторами чувствительными элементами производятся во всем мире большим количеством различных производителей, но характеристики и надежность этих датчиков широко варьируют от

производителя к производителю. Выбираются датчики фирмы с мировым именем Figaro, синонимом слова – безопасность.

Библиографический список

1. Термокаталитические датчики газоанализаторов. Конструкция и принцип работы [Электронный ресурс].–Режим доступа: http://gasdetection.ru/publ/tekhnologii/termokataliticheskie_datchiki_gazoanalizatorov_konstrukcija_i_princip_raboty/2-1-0-5

УДК 612-224

ДАТЧИК КИСЛОРОДА В МЕТАБОЛИЧЕСКОМ КОСВЕННОМ КАЛОРИМЕТРЕ

М.А. Сергеева, А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г. Уфа

В данной статье рассматривается понятие метаболизм и способ его измерения. Описываются возможные датчики кислорода, проводится сравнительная характеристика существующих датчиков кислорода, а также производится выбор наилучшего датчика для метаболического калориметра.

Ключевые слова: метаболизм, не прямая калориметрия, датчик кислорода, метабологграф.

THE OXYGEN SENSOR IN THE METABOLIC INDIRECT CALORIMETER

M. A. Sergeeva, A. F. Latypov, Y.L. Lemdysov

Scientific supervisor - T. V. Mirina, Ph. D. associate Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

This article discusses the concept of metabolism and the method of measurement. Describe the possible oxygen sensors, comparative characteristics of oxygen sensors, as well as the selection of the best sensor for metabolic calorimeter.

Key words: metabolism, not direct calorimetry, oxygen sensor, mutablegraph.

Метаболический косвенный калориметр – это портативное устройство, предназначенное для измерения параметров метаболизма (дыхательного коэффициента, калорического эквивалента кислорода, скорости основного обмена веществ) человека косвенным методом с использованием анализа дыхательных газов [1].

Метод заключается в измерении потребления кислорода при спокойном дыхании человека, а также объема вентиляции легких. На основании полученных результатов, применив заданный алгоритм, метабологграф позволяет получить результат об энергетических затратах покоя в ккал в сутки

Самой главной частью метаболического калориметра является датчик кислорода. От правильного выбора датчика кислорода зависит точность результатов, получаемых с помощью метабологафа.

Существуют различные технологии, которые используются в мониторинге концентрации кислорода дыхательных газов: метод хроматографии; сенсоры оптического типа; термомагнитные датчики; термокондуктометрические датчики; электрохимические: твердоэлектродные, полярографические, гальванические.

Метод хроматографии предоставляет наибольшую точность при измерении газового состава. Но данный способ достаточно громоздкий и дорогостоящий.

Датчики оптического типа являются самыми быстродействующими сенсорами. Принцип действия оптических сенсоров основан на поглощении соответствующей длины волны излучения определенным газом. Недостатком данных датчиков является сложная и сильная зависимость работы от изменения параметров окружающей среды. Для того, чтоб нейтрализовать дестабилизирующее влияние внешних факторов, в конструкцию датчика вводится усложняющие структуры. Тем самым возрастает стоимость оптических датчиков, что является ещё одним недостатком.

Работа термомагнитных датчиков основана на изменении магнитных свойств молекул некоторых газов в зависимости от температуры. Такие датчики обладают важным преимуществом, а именно длительным ресурсом работы и отсутствием необходимости в калибровке. Недостатками термомагнитных датчиков являются низкую селективность, по сравнению с электрохимическими сенсорами, большая масса датчика, а также высокое энергопотребление, которое связано с необходимостью повышения температуры газовой смеси

Зависимость теплопроводности газа от его концентрации в газовой смеси является основой для работы датчиков, использующих термокондуктометрический метод. Отсутствие какой-либо избирательности считается главным недостатком данных сенсоров.

Твердоэлектродные датчики измеряют содержание кислорода при комнатных температурах. Но для работы данных датчиков требуются высокие энергетические затраты, а также усложнение конструкции самого датчика. Это связано с необходимостью нагрева газа до высоких температур. Использование твердоэлектрических датчиков требует строгое соблюдение правил пожаробезопасности, если происходит измерение значительных концентраций кислорода при высоких температурах

Наилучшей селективностью обладают электрохимические датчики кислорода с жидким электролитом. Они подразделяются на полярографические и гальванические.

Полярографические датчики обладают малыми габаритными размерами, но требуют частой замены электролита в процессе эксплуатации, а также нуждаются в точном поддержании напряжения потенциостатом.

Гальванические датчики кислорода обладают высокой селективностью, не нуждаются во внешнем источнике питания. Выходной сигнал датчика кислорода гальванического типа прямо пропорционален парциальному давлению кислорода, поэтому для обработки такого сигнала не требуются сложные преобразователи. Достоинством электрохимических сенсоров кислорода гальванического типа являются также малые габариты и независимость выходного сигнала от положения в пространстве [2].

Перечисленные достоинства электрохимических сенсоров делает их незаменимыми в портативных газоанализаторах. [3]

Необходимо рассмотреть и сравнить характеристики существующих электрохимических датчиков кислорода гальванического типа.

Таблица 1. Сравнение характеристик датчиков кислорода.

	MAX-250A	MAX-250ESF	OOM102	OOM201	ДК-28	KE-25	KE-50
Внешний вид							
Диапазон измерения O ₂	0-100%	0-100%	0-100%	0-100%	0-100%	0-100%	0-100%
Время срабатывания, с	Менее 15	Менее 5	Менее 12	Менее 12	7-15	14±2	60±5
Срок службы	1 500 000 ч	500 000 ч	1 000 000 ч	500 000 ч	500 000ч	5 лет	10 лет
Выходное напряжение/ток	11±2,5 мВ	12±2 мВ	9-14мВ	14-20мВ	3-15 мВ	10-15,5 мВ	47-65 мВ
Рабоч. Темп.	5-40 °С	5-50 °С	0-50 °С	0-50 °С	-20...+50 °С	+5...+40° С	+5...+40 °С
Цена, руб.	8964,41	8964,41	11 250	13 000	11 400	3 370	6 150
Габар. разм., мм	58*23	28*41	28*41*14	29*28*22	29*22*28	28*47*23	

На основании таких показателей как, большой срок службы, удобные форма и уровень выходного сигнала, а также малые габаритные размеры,

наилучшим выбором датчика кислорода будет аналоговый датчик кислорода KE-50 фирмы Figaro.

Чувствительным элементом кислородного датчика является гальваническая ячейка. Конструкция кислородного сенсора включает в себя гальваническую батарею с анодом из свинца, кислородным катодом из золотой пленки и слабым раствором кислоты, служащим электролитом. На золотой электрод нанесена непористая тефлоновая мембрана. Молекулы кислорода проникают через мембрану и на поверхности катода вступают в электрохимическую реакцию с раствором электролита. Между катодом и анодом включен термистор, служащий для температурной компенсации, и резистор, с которого снимается напряжение, характеризующее ток, протекающий через электролит в результате электрохимической реакции. Снимаемое напряжение однозначно характеризует концентрацию кислорода и является выходным параметром датчика. [3]

Библиографический список

1. Обмен энергии [Электронный ресурс]-URL: <http://www.km.ru/zdorove/encyclopedia/obmen-energii> (дата обращения 19.10.7)
2. ЗАО «ИНСОВТ» [Электронный ресурс] –URL: <http://gassensors.narod.ru/dk.htm> (дата обращения 01.10.17)
3. Интернет-магазин ПЛАТАН [Электронный ресурс] –URL: <http://www.platan.ru/> (дата обращения 01.10.17)

УДК 621.3

ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ БИОМЕДИЦИНСКИХ ПАРАМЕТРОВ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

Г.М. Ниязгулова

Научный руководитель – Е.С. Морозова - старший преподаватель
Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В данной статье рассмотрены измерительные преобразователи, которые применяются в устройствах для измерения и контроля параметров дыхания. Изложено их краткое описание. Проведен сравнительный анализ датчиков.

Ключевые слова: датчики первичного преобразования, параметры внешнего дыхания, измерение, устройство.

MEASURING CONVERTERS OF BIOMEDICAL PARAMETERS OF EXTERNAL BREATH

G.M. Niyazgulova

The research supervisor – E.S. Morozova is the senior teacher
Ufa state aviation technical university, Ufa

In this article measuring converters which are used in devices to measurement and control of parameters of breath are considered. Their short description is stated. The comparative analysis of sensors is carried out.

Keywords: *sensors of primary transformation, parameters of external breath, measurement, device.*

В последнее годы в медицине появляются многочисленные устройства для измерения и контроля физиологических показателей человека, что в первую очередь дает возможность в совершенствовании методик медицинской диагностики. Существует множество способов для измерения параметров дыхания с хорошей аппаратурной реализацией [1].

Актуальным вопросом остается конструкция первичных преобразователей для рассматриваемой аппаратуры, которые также именуются датчиками.

В практике медицинского контроля над состоянием человека чаще всего используют косвенные методы измерения параметров дыхания, такие как: тензометрические, электрографические, методы высокочастотной спирометрии и т.д.[2]

При объективной оценке системы дыхания нас будет интересовать такой количественный показатель как частота дыхания. Частота дыхания – один из важнейших параметров, характеризующих функциональную активность системы дыхания. Каждый акт дыхания проявляется движением грудной и образованием противоположно направленных потоков воздуха на вдохе и выдохе, имеющую разную температуру.

В таблице 1 приведены разновидности датчиков частоты дыхания, регистрирующие движение грудной клетки.

Схемное представление контактного датчика частоты дыхания представлено на рис 1.

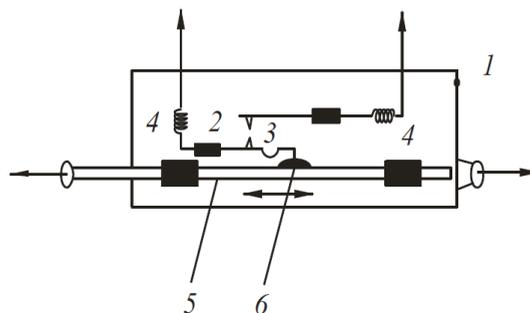


Рис. 1 – Контактный датчик частоты дыхания

Таблица 1

Название датчика	Внешний вид	Достоинства	Недостатки
Контактный датчик частоты дыхания		Контактные датчики могут работать как на постоянном, так и на переменном токе.	Сложность осуществления непрерывного контроля и ограниченный срок службы контактной системы.
Резистивный датчик частоты дыхания		Широкий диапазон измерения Простота в исполнении	Фиксируют любое изменение окружности грудной клетки, как связанное с дыханием, так и просто вследствие движения тела пациента.
Пневматический датчик частоты дыхания		Простота реализации Высокая чувствительность	Фиксируют любое изменение окружности грудной клетки, как связанное с дыханием, так и просто вследствие движения тела пациента.

На основании 1 укреплены две контактные пластины 2 и 3, образующие нормально разомкнутый контакт. В направляющих втулках 4 движется шток 5. Шток и основание датчика имеют кольца для крепления ремня, опоясывающего грудную клетку. При вдохе шток 5 движется влево и своим выступом 6 передвигает нижнюю контактную пластину 2. Цепь замыкается, фиксируя тем самым момент вдоха.

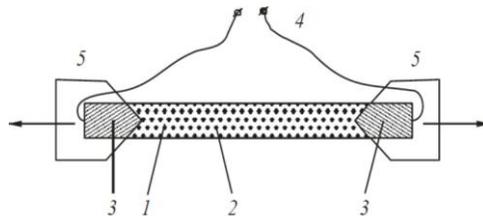


Рис. 2 – Резистивный датчик частоты

Резистивный датчик частоты дыхания (рис. 2) представляет собой резиновую эластичную трубку 1, наполненную угольным порошком 2. С торцов трубки вставлены электроды 3 для создания хорошего контакта между отводящими проводниками 4 и угольным порошком 2. К концам трубки с помощью проволочных скоб 5 крепится опоясывающий грудную клетку ремень. При вдохе резиновая трубка растягивается, её поперечное сечение уменьшается, что приводит к увеличению сопротивления столба угольного порошка, заключенного в трубке.

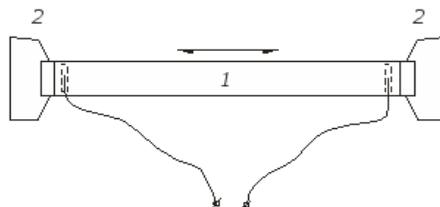


Рис. 3 – Резистивный датчик частоты с токопроводящей резиной

В резистивном датчике (рис. 3) в качестве чувствительного элемента используется специальная токопроводящая резина 1. Kontakтами служат электроды 2. Растяжение резины при вдохе ведёт к увеличению сопротивления, которое, преобразуется в импульсы тока.

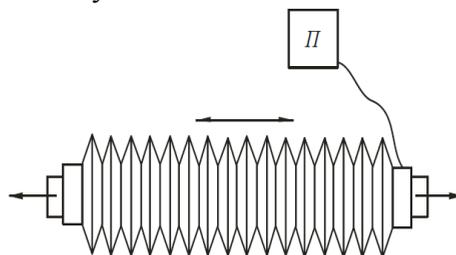


Рис. 4 – Пневматический датчик частоты дыхания

Пневматический датчик частоты дыхания (рис.4) представляет гофрированную резиновую трубку, герметично закрытую с торцов. При растяжении объем трубки увеличивается, и давление воздуха внутри неё падает. Изменение давления улавливается с помощью какого-либо преобразователя П, преобразующего давление в электрический сигнал, например, с помощью угольного датчика давления[1].

Таким образом, датчики частоты дыхания, относятся к типу пассивных биоуправляемых датчиков, принцип работы которых основан на фиксации

движений грудной клетки. Такие датчики чаще применяются при исследовании больного в условиях покоя и необходимого комфорта.

Библиографический список

1. Федотов А.А., Акулов С.А.. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. Москва .Учебное пособие 2013.250 с.
2. Рожков, Н.Ф., Калачов, А.И. Устройство для измерения параметров дыхания // Электроника и спорт , 1986.
3. Вебстер Дж. Г., Камышко И.В., Калашник Д.А. Медицинские приборы. Разработка и применение. Москва. Медицинская книга.2004.720 с.
4. Старшов А.М., Смирнов И.В.. Спирография для профессионалов. Москва.2003. 76с.

УДК 618-07-085

ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ В АКУШЕРСТВЕ И ПЕРИНАТОЛОГИИ

М.А. Андреев, Л.М. Соломатина, А.А. Супряга, И.В. Саломатин
Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, Рязань

Ультразвуковое исследование является одним из основных методов диагностики в акушерстве и перинатологии. Данные УЗИ позволяют оценить наличие беременности, контролировать рост и развитие плода, диагностировать аномалии развития плода, осуществлять инвазивные исследования. Однако данное исследование является вспомогательным и не может давать стопроцентных результатов.

Ключевые слова: *ультразвуковое исследование (УЗИ), установление беременности, многоплодная беременность, фетометрия, аномалии развития плода, состояние плода, плацентография.*

APPLICATION OF ULTRASOUND DIAGNOSTICS IN OBSTETRICS AND PERINATOLOGY

M.A. Andreev, LM Solomatina, A.A. Supryaga, I.V. Salomatin
Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlova, Ryazan

Ultrasound is one of the main diagnostic methods in obstetrics and perinatology. The ultrasound data allows to estimate the presence of pregnancy, to control the growth and development of the fetus, to diagnose fetal development anomalies, to carry out invasive studies. However, this study is ancillary and can not give 100% results.

Key words: *medical ultrasound, pregnancy detection, multiple pregnancy, fetometry, fetal development abnormalities, fetal condition, placentography.*

Ультразвуковое исследование (УЗИ) с применением ультразвуковых диагностических приборов в клинической практике в значительной мере способствует успехам современной перинатологии. В настоящее время УЗИ является наиболее информативным, доступным и в то же время безопасным методом исследования, позволяющим проводить динамическое наблюдение за состоянием плода с ранних этапов его развития.

Современные ультразвуковые диагностические приборы выполнены из нескольких элементов, основным из которых является ультразвуковой датчик, состоящий из нескольких тысяч мелких пьезокристаллических преобразователей, работающих в одинаковом режиме, который применяется в качестве детектора или трансдюсера.

В акушерстве наибольшее распространение получили два основных метода: трансабдоминальное и трансвагинальное сканирование. Ультразвуковой скрининг беременных в нашей стране проводится в сроки 10–14, 19–22 и 30–34 недели.

Основными задачами УЗИ диагностики в акушерстве являются:

- Установление факта беременности, наблюдение за её течением.

Применение современной аппаратуры позволяет установить беременность уже в 3-4 недели считая от первого дня последней менструации. В этот период диагностика беременности основана на выявлении анэхогенного образования плодного яйца диаметром около 0,5 см. окруженного гиперэхогенным кольцом ворсинчатого хориона толщиной 0,1-0,15 см. В 5-5,5 недель в большинстве случаев удается получить изображение эмбриона.

На 8 неделе плодное яйцо занимает почти половину объема матки. В этот же период chorion frondosum, ранее равномерно покрывавший всю периферию плодного яйца, утолщается на сравнительно небольшом участке, давая начало будущей плаценте. В то же время остальная часть хориона теряет свои ворсинки, атрофируется и превращается в chorion leave.

В 9 недель начинает выявляться голова эмбриона как отдельное анатомическое образование. В этот же период впервые появляются движения плода, а в 10 недель начинают визуализироваться его конечности.

- Определение многоплодной беременности.

Эхографические параметры многоплодной беременности отличаются от таковых при одноплодной только количеством плодов и особенностями их развития, зависящими от зиготности. Зиготность многоплодной беременности в подавляющем большинстве случаев совпадает с количеством хорионов. Исключение составляет монозиготное многоплодие, которое всегда бывает результатом дробления эмбриобласта.

При дроблении в первые 3 суток всегда развивается монозиготная дихориальная диамниотическая двойня. На эхограммах, полученных на 6-7 неделе беременности, характерный признак полного дробления эмбриона -

присутствие в одном плодном яйце двух эмбрионов, расположенными в значительном удалении друг от друга.

Дробление эмбриона на 4-9-е сутки ведет к формированию монозиготной монохориальной диамниотической двойни. УЗИ на 7-8-й неделе беременности позволяет установить наличие двух одинаковых или неравномерно развивающихся эмбрионов, разделенных тонкой перегородкой и одним формирующимся хорионом.

Разделение эмбриона в сроки 10-12 суток сопровождается формированием монозиготной монохориальной моноамниотической двойни. УЗИ на 6-7-й неделе беременности показывает присутствие в полости матки двух эмбрионов, расположенных в общем плодном месте.

Дробление эмбриона, начавшееся на 13-15-е сутки после оплодотворения, всегда приводит к формированию неразделившихся близнецов. В этих случаях формируется монозиготная монохориальная моноамниотическая неразделившаяся двойня. На эхограммах, полученных после 7-й недели беременности, в полости матки определяется неразделившийся эмбрион с одним или двумя сердцами и одним хорионом.

- Эмбриометрия и фетометрия.

При изучении роста и развития плода во II и III триместрах беременности проводят фетометрию. Обязательный объем фетометрии включает измерение бипариетального размера и окружности головки, диаметров или окружности живота, а также длины бедренной кости. Дополнительно могут измеряться: размеры мозжечка, размеры стопы, диаметр или окружность груди и т.д. На основании указанных параметров возможно определение предполагаемой массы плода.

- Диагностика аномалий развития плода.

С помощью трансвагинальной эхографии в I триместре беременности диагностируют грубые внутриутробные пороки развития — анэнцефалию, грыжу спинного мозга, скелетные аномалии, мегацистис и др. В 11–14 недель крайне важно выявление эхомаркёров хромосомной патологии — воротникового отёка, гипоплазии/отсутствия носовой кости, неиммунной водянки плода, несоответствия КТР эмбриона сроку беременности.

Спектр эхомаркёров хромосомной патологии плода, выявляемых во II триместре беременности, включает в себя изменения со стороны различных органов и систем: вентрикуломегалия, кисты сосудистых сплетений боковых желудочков, аномальные формы черепа и мозжечка («клубника», «лимон», «банан»), гиперэхогенный кишечник, пиелоктазия, единственная артерия пуповины, симметричная форма задержки развития плода.

- Оценка функционального состояния плода.

В настоящее время для оценки внутриутробного состояния плода используется так называемый биофизический профиль плода, включающий в себя данные нестрессового теста (при КТГ) и показатели, определяемые при

ультразвуковом сканировании: дыхательные движения плода, двигательная активность, тонус плода, объём ОВ, степень зрелости плаценты. Каждый параметр оценивают в баллах от 0 (патология) до 2 (норма). Баллы суммируют и получают показатель состояния плода.

Сумма баллов 8–12 свидетельствует о нормальном состоянии плода. Оценка биофизического профиля плода 6–7 баллов указывает на сомнительное состояние плода. Сумма баллов 4–5 и менее — показатель выраженной гипоксии плода и высокого риска развития перинатальных осложнений.

- **Плацентография.**

Локализация плаценты в различные сроки беременности изменяется из-за «миграции» от нижнего сегмента к дну матки. При обнаружении предлежания плаценты до 20 недели беременности УЗИ необходимо повторять каждые 4 недели. Окончательное заключение о расположении плаценты следует делать в конце беременности.

Важный показатель состояния плаценты — её толщина. Для толщины плаценты характерна типичная кривая роста по мере развития беременности. К 36–37 неделе рост плаценты прекращается. В дальнейшем при физиологическом течении беременности её толщина уменьшается или остаётся на том же уровне, составляя 3,3–3,6 см.

Изменения структуры плаценты могут быть в виде кист, которые визуализируются как эхонегативные образования различной формы и величины.

- **Осуществление контроля при проведении инвазивных исследований.**

К инвазивным вмешательствам, приводящимся под контролем УЗИ, относятся: амниоцентез, хорионбиопсия, кордоцентез. До начала любой из процедур выполняют УЗИ для определения количества плодов, их жизнеспособности, уточнения срока беременности, локализации плаценты, объёма ОВ, наличия анатомических особенностей, влияющих на проведение процедуры. Под ультразвуковым контролем выбирают место пункции, контролируют расположение иглы во время проведения процедуры, состояния плода после процедуры.

Стоит отметить, что по данным УЗИ-кабинета РОКПЦ за 2015-2016 год из 100 (100%) женщин, пришедших на консультацию с диагнозом «синдром задержки развития плода» (СЗРП), у 66 (66%) диагноз был снят при первом посещении. Они все родили здоровых детей, массой более 3000 грамм. 34 женщины (34%) были госпитализированы в отделение патологии беременности РОКПЦ заблаговременно до родов. Из них 9 (9%) родили здоровых детей, а у 25 (25%) родился ребенок с подтвержденным диагнозом СЗРП 1-2 степени.

Выявление синдрома Дауна проводится на 1 скрининговом УЗИ, но примерно 10% женщин, которым было проведено 3 скрининговых исследования, рожали в срок детей с синдромом Дауна. Таким образом в 10%

наблюдений диагноз не был поставлен по результатам УЗИ. По данным зарубежных авторов, в Англии этот показатель достигает 16-18%

Таким образом ультразвуковое исследование является основным методом и «золотым стандартом» скрининга и первичной диагностики в акушерстве и перинатологии. Но несмотря на все свои преимущества, достоверность результатов УЗИ зависит от опыта и знаний врача-диагноста, его навыков владения ультразвуковым датчиком, т.е. УЗИ – является достаточно субъективным, или «оператор-зависимым» метод. Так же не следует забывать о проблемах, которые могут встречаться со стороны беременной женщины (выраженное ожирение, грубые рубцовые изменения передней брюшной стенки, маловодие и т.д.). Исходя из этого, следует помнить, что никто не может гарантировать стопроцентной достоверности результатов УЗИ, и что ультразвуковая диагностика – это всего лишь один из многочисленных видов обследований, которые могут проводиться во время беременности.

Библиографический список

1. Акушерство: национальное руководство / под ред. Э.К. Айламазяна, В.И. Кулакова, В.Е. Радзинского, Г.М. Савельевой. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 1200 с.
2. Лучевая диагностика и терапия в акушерстве и гинекологии: национальное руководство / гл. ред. тома Л.В. Адамян, В.Н. Демидов, А.И. Гус, И.С. Обельчак. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. –656 с.

УДК 615.825.65

МЕХАНОТЕРАПИЯ И АППАРАТ ДЛЯ ЕЕ ПРОВЕДЕНИЯ

А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, А.Ф. Латыпов

Научный руководитель – Уразбахтина Ю. О., к.т.н., доцент

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет, г. Уфа

Описываются виды механотерапии. Приводится пример реализации структурной схемы.

Ключевые слова: механотерапия, аппараты активного действия.

MECHANOTHERAPY AND DEVICE FOR ITS IMPLEMENTATION

A. V. Terentyeva, A.B. Blinova, A.F. Latypov

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu. O., Candidate of technical sciences, Assistant Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Describes the types of mechanotherapy. It is given an example of structural diagram realization.

Key words: mechanotherapy, active devices.

Механотерапия применяется для улучшения подвижности суставов и мышц при реабилитации больного после перенесенного заболевания. Она включает в себя специфические лечебные, профилактические и восстановительные упражнения с применением различных средств: тренажеров, аппаратов.

Главные задачи и цель механотерапии — постепенное адаптивное обучение правильным движениям после травм, дистрофии или атрофии — от примитивных до сложных с целью полного или лучшего восстановления функциональности тела.

Помимо увеличения работоспособности у пациента так же улучшается кровообращение и лимфообращение в пораженной конечности, укрепляются ослабленные мышцы и повышается их тонус, улучшается функционирование нервно-мышечного аппарата конечности, увеличивается амплитуда движений конечности. [1]

Механотерапию чаще всего назначают при ограничении движений в суставах, для восстановления после длительного бездействия, для восстановления после эндопротезирования, ДЦП, различных заболеваниях суставов, при установке имплантата на кость, травмах позвоночника, ревматизме, парезе, инсульте, а также болезни Паркинсона.

В механотерапии применяются аппараты пассивного или активного действия. Аппараты пассивного действия, с помощью которых осуществляются сгибание и разгибание конечностей, могут быть накроватными или стационарными. Такой аппарат может применяться для реабилитации лежачих больных, когда применение других видов механотерапии еще противопоказано.

Аппараты активного действия увеличивают нагрузку при выполнении упражнений пациентом. К таким устройствам относятся:

1. **Блочные аппараты** представляют собой блок с тросом, на одной стороне которого фиксируют конечность пациента, а на другой груз необходимого веса. Применяют для реабилитации после переломов во избежание появления контрактур суставов. Также использование аппаратов будет актуально для укрепления групп мышц верхних и нижних конечностей.

2. **Маятниковые аппараты** применяются уже после развития контрактур для восстановления подвижности суставов. Действие аппарата основывается на силе инерции, которая возникает в результате активных движений пациента, приводящего в движение маятник.

3. **Изокинетические аппараты** используют для тренировки, направленной на большие группы мышц. Пациент прикладывает силу к рычагу, который оказывает сопротивление действию.

4. **Тренажеры** применяют для укрепления и восстановления организма в целом.

Рассматриваемый аппарат относится к активным тренажерам и помогает при ходьбе пользователю с нарушением опорно-двигательных функций, не имеющему возможности к самостоятельному передвижению, с ограниченной подвижностью или полной неподвижностью нижних конечностей при нормальном функционировании верхних конечностей и верхней части корпуса.

Аппарат обеспечивает возможность самостоятельного передвижения человека по ровной и неровной горизонтальной и наклонной опорной поверхности, а также по лестничным маршам и переход через препятствия. [2]

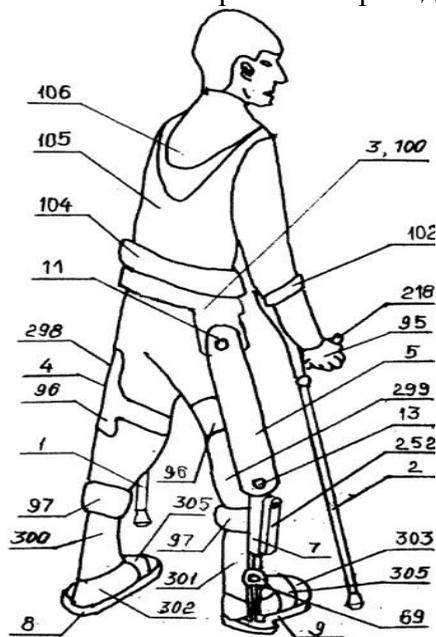


Рис. 1 – Общий вид аппарата помощи при ходьбе, прикрепленного к пользователю

Аппарат помощи при ходьбе содержит левую 1 и правую 2 ручные опоры, экзоскелет нижних конечностей, содержащий тазовое звено 3, левую и правую ножные опоры, каждая из которых в свою очередь содержит бедренное звено 5, голенное звено 7 и нижнее звено в виде стопы 8, 9, тазобедренные 11, коленные 13 и голеностопные 69 шарнирные соединения, предназначенные для соединения между собой соответствующих смежных звеньев аппарата. При этом тазобедренные 11 и коленные 13 шарнирные соединения обеспечивают возможность вращения соответствующих звеньев в сагиттальной плоскости, а каждое из голеностопных 69 шарнирных соединений выполнено с возможностью вращения стопы вокруг трех осей координат.

Аппарат снабжен, датчиками угла поворота каждого из шарнирных соединений, датчиком угла наклона торса и двумя датчиками силы реакции стопы для каждой ножной опоры в вертикальном и в продольном направлениях.

Ручные опоры 1, 2 и экзоскелет нижних конечностей закреплены на соответствующих частях тела пользователя при помощи элементов крепления 96, 97, 100, 102, 305, установленных на каждом из звеньев, а именно: 96 - на бедренных звеньях 4, 5; 97 - на голенных звеньях 7; 305 - на стопах 8, 9; 100 - на тазовом звене 3; 102 - на ручных опорах 1, 2.

Покрытия элементов крепления 96, 97, 100, 102, 305 в местах их контакта с телом пользователя выполнены из упругого материала, оказывающего комплексное - фиксирующее, микромассажное и компрессионное воздействие на организм пользователя.

Каждое из тазобедренных 11 и коленных 13 шарнирных соединений выполнено с возможностью вращения соответствующих звеньев при помощи соответствующих им электродвигателей, управляющие входы которых соединены с блоком управления аппаратом.

Элементы 104, 105, 106 подушки безопасности выполнены в виде «жилета» 105, расположенного на торсе пользователя и связанного с ним «воротника-капюшона» 106, и «пояса-юбки-колокола» 104, расположенного на тазовом звене 3 вокруг туловища пользователя.

Таким образом, предлагаемое устройство позволяет получить аппарат помощи при ходьбе пользователю с нарушением опорно-двигательных функций, обеспечивающий повышение безопасности пользователя, расширение функциональных возможностей и улучшение эргономических характеристик аппарата.

При решении заняться механотерапией нужно знать и показания, и противопоказания к воздействию. Прибегать к такой методике запрещается при: различных видоизменениях суставов; протекании воспалительных процессов в организме; повышенной температуре тела; остеопорозе; тромбозе, варикозе; камнях в желчном и мочевом пузырях; гемофилии; опухолях; патологиях сердечно-сосудистой системы; спастической форме ДЦП. [3]

Библиографический список

1. OsteoCure.ru [Электронный ресурс] - <http://osteocure.ru> – дата обращения 21.10.2017
2. Березий Е.С., Кузмичев А.В. Приспособления, облегчающие хождение больных // Патент РФ №2620500 опубл. 16.08.2011
3. Ortocure [Электронный ресурс] - <https://ortocure.ru> – дата обращения 21.10.2017

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ УСТРОЙСТВ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ФОТОТЕРАПИИ

А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Р.М. Нафикова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю. О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Описываются виды фототерапии. Проводится сравнительный анализ аппаратов для фототерапии.

Ключевые слова: фототерапия, УФ-излучение.

PHOTOTHERAPY DEVICES COMPARATIVE ANALYSIS.

A. V. Terentyeva, A. B. Blinova, R. M. Nafikova

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu. O., Candidate of technical sciences, Assistant Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

Annotation: It is described types of phototherapy. Phototherapy device is compared.

Keywords: phototherapy, UV-radiation.

Применение фототерапии в косметологии позволяет эффективно воздействовать на поверхность кожи, мягко и точно запускать обменные процессы, восстанавливающие жизненные функции кожи и заметно улучшающие ее внешний вид. Использование фототерапии позволяет разгладить мелкие морщины, повысить тургор и эластичность кожи, уменьшить отечность.

Средства для осуществления сеансов фототерапии позволяют значительно улучшать функциональное состояние организма и даже излечивать широкий спектр различных заболеваний и нарушений обмена веществ. [1]

В зависимости от длины волны светового излучения различаются виды фототерапии.

При длинноволновой фототерапии используется ультрафиолетовое излучение (UVA-1) с длиной волны 360-370 нм, и чаще всего проводится высокими дозами. [2] Лечение начинают с дозы, составляющей в среднем 5-10 Дж/см². Процедуры могут проводиться с одинаковой дозой облучения или же с увеличением дозы на 5-10 Дж/см². Максимальная доза зависит от фототипа кожи и колеблется от 100 до 130 Дж/см². Фототерапия UVA-1 применяется при нейродермите, угревой болезни, акне.

При средневолновой фототерапии используется ультрафиолетовое излучение (UVB) с длиной волны 280-320 нм, и чаще всего проводится высокими дозами. Наиболее эффективное воздействие оказывает УФ-

излучение с длинами волн 296-313 нм. Фототерапия UVB применяется при псориазе.

Селективная фототерапия (УФ АВ-терапия) – облучение UVB-излучением в комбинации с UVA-1 - излучением. Проводится по двум методам – с определением минимальной фототоксичной дозы или без. Во втором случае лечение начинают с самой минимальной дозы – обычно с UVB в 0,05-0,1 Дж/см². При отсутствии покраснения на следующем сеансе дозу увеличивают в 2 раза. В среднем на курс лечения приходится 20-30 сеансов. Селективная фототерапия применяется при псориазе, нейродермите, красном плоском лишае, почесухе и других дерматологических заболеваниях.

Аппарат фототерапии Дюна-Т предназначен для оказания лечебного воздействия в красном и инфракрасном диапазонах длин волн.

Излучение от светодиодов прибора активизирует кровообращение и процессы обмена веществ, обеспечивает улучшение физического состояния и устранение симптомов широкого спектра заболеваний самых различных органов и систем.

Положительное действие инфракрасного излучения аппарата основано на эффекте теплового воздействия, которое интенсивно прогревает ткани и органы, стимулируя тем самым расширение кровеносных сосудов и активизацию процессов обмена веществ, что ускоряет излечение.

Таблица 1. Технические характеристики Дюна-Т

Эффективная излучающая площадь	не менее 10 см ²
Частота модуляции ультразвука	50 - 60 Гц
Длина волны (красный диапазон)	632,7 нм
Электромагнитное излучение в инфракрасном диапазоне длин волн	840 нм
Суммарная плотность мощности излучения	не более 2,0 мВт/см ²
Электропитание	220 В ± 10%
Потребляемая мощность	6 Вт
Масса аппарата	не более 250 г

Аппарат цветомагнитотерапии Геска Полицвет Маг осуществляет воздействие на организм монохроматическим светом в диапазоне длин волн 400 – 1000 нм. Максимально допустимое время воздействия за один сеанс не более 10–15 минут.

Монохроматическое излучение с различными длинами волн, взаимодействуя с тонкими структурами организма человека, воздействует на патологический очаг или организм в целом, и таким образом лечит не симптомы, а причину заболевания.

Данный прибор является надежным, портативным и безопасным, что позволяет использовать его как в медицинских учреждениях, так и в домашних условиях.

Таблица 2. Технические характеристики аппарата «Геска-ПЦ-маг»

Эффективная излучающая площадь	не менее 5 см ²
Частота модуляции ультразвука	50 - 60 Гц
Излучение в диапазоне длин волн	430-880 нм
Плотность мощности излучения	0,2-5,0 мВт/см ²
Электропитание	220 В ± 10%
Потребляемая мощность	8 Вт
Масса аппарата	не более 350 г

Ретон Форте – аппарат для проведения комплексной терапии. Предназначен для лечения заболеваний с помощью воздействия ультразвуком, импульсным магнитным полем и светом в инфракрасном диапазоне. Может находиться в рабочем режиме не более 20 минут, перед следующим включением необходим перерыв 10 минут.

Имеется 3 независимых режима работы:

1) Магнитотерапия - применение в лечебных целях постоянного, низкочастотного переменного или импульсного магнитных полей.

2) Инфракрасное излучение - воздействие на организм инфракрасным излучением ускоряет ферментативные процессы, регенерацию, стимулирует образование в тканях биологически активных веществ, которые определяют скорость кровотока.

3) Ультразвук - упругие колебания ультразвукового диапазона создают высокий градиент звукового давления и вызывают значительные сдвиговые напряжения в разных биологических тканях.

Таблица 3. Характеристики Ретон Форте.

Эффективная излучающая площадь	4,4±0,3 см ²
Частота модуляции ультразвука	100 Гц
Частота следования импульсов магнитного поля	50±5 Гц
Электромагнитное излучение в инфракрасном диапазоне длин волн	840-960 нм
Суммарная плотность мощности излучения	не более 10 мВт/см ²
Электропитание	220 В, 50 Гц
Потребляемая мощность	15 Вт
Масса аппарата	0,4 кг

При выборе аппарата стоит ориентироваться на необходимые для лечения характеристики. Из рассмотренных аппаратов для фото- и магнитотерапии наиболее широкими возможностями обладает аппарат

цветомагнитотерапии Геска-Полицвет-Маг, так как способен излучать электромагнитные волны в диапазоне 430-880 нм. Если же один сеанс фототерапии должен проходить не менее 15 минут, а имеющийся диапазон длин волн достаточен, стоит отдать предпочтение аппарату Ретон Форте.

Библиографический список

1. Esma – [Электронный ресурс]. - <http://www.esma.ru> - (дата обращения: 15.10.2017).
2. Zdravoe – [Электронный ресурс]. - <https://zdravoe.com/>- (дата обращения: 16.10.2017).

УДК 617.7-073.178

УСТРОЙСТВА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ

А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Э.С. Шарипова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю. О., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Рассматриваются устройства для измерения внутриглазного давления. Выявляются достоинства и недостатки устройств.

Ключевые слова: *тонометр, внутриглазное давление, измерение давления через веко.*

INTRAOCULAR PRESSURE TONOMETRY DEVICE

A. V. Terentyeva, A. B. Blinova, E. S. Sharipova

Scientific adviser - Urazbakhtina Yu. O., Candidate of technical sciences, Assistant Professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

It is dealt with intraocular pressure tonometry device. Advantages and disadvantages of devices is revealed.

Keywords: *tonometer, intraocular pressure, pressure measurement through the eyelid.*

В последние годы общество особо активно использует различные гаджеты в повседневной жизни, и это не может не отразиться на здоровье. Наиболее сильно страдает орган зрения, так как на него приходится большая часть нагрузки. Утомляемость глаз сильно возрастает при отклонении внутриглазного давления от нормы. Для своевременного обнаружения отклонений давление необходимо регулярно измерять, что осуществляют следующие приборы.

Цифровой контактный тонометр PASCAL. Прибор монтируется на щелевой лампе и измеряет как значение внутриглазного давления, так и его пульсацию за время измерения путем касания роговицы в течение нескольких секунд. [1]

Таблица 1. Достоинства и недостатки тонометра PASCAL.

Достоинства:	Недостатки:
- Возможно корректное измерение внутриглазного давления у пациентов после рефракционных операций - Стерильные колпачки препятствуют загрязнению и проникновению инфекции	- необходимы расходные материалы

Pascal тонометр отличается от аппланационных тонометров, результаты измерений которых зависят от толщины роговицы и других ее характеристик и часто могут быть неточными. Он обеспечивает точное измерение истинного внутриглазного давления и получаемые результаты не зависят от индивидуальных особенностей роговицы.

Тонометр Шиотца состоит из трубки, основание которой представляет собой вогнутую пластинку, кривизна ее соответствует кривизне роговицы. Через трубку свободно проходит плунжер, верхний конец которого сообщается со стрелкой, передвигающейся по шкале прибора (рис. 1).

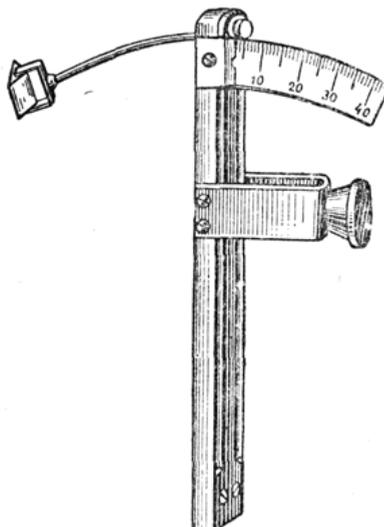


Рис. 1 – Тонометр Шиотца.

На плунжер надевают грузы различного веса (5,5, 7,5, 10 и 15 г). При тонометрии прибор устанавливают в вертикальном положении на роговице: плунжер, опускаясь, производит вдавление роговой оболочки. Передвижение

плунжера посредством специального рычага передается стрелке, отклонения которой отмечают на шкале. Опускание плунжера на 0,05 мм вызывает передвижение стрелки на 1 мм по шкале. [2]

Таблица 2. Достоинства и недостатки тонометра Шиотца.

Достоинства:	Недостатки:
<ul style="list-style-type: none"> - простота использования - портативность. - дешевизна 	<ul style="list-style-type: none"> - трудность стандартизации этих приборов - невысокая точность показаний

Устройство для измерения внутриглазного давления через веко работает следующим образом. Удерживая включенное устройство за защитный кожух в вертикальном положении, устанавливают опору на участок верхнего века в области его хряща симметрично центра глазного яблока. Затем защитный кожух вместе с корпусом в небольших пределах плавно опускается вниз относительно опоры. [3]

Генератор вырабатывает напряжение определенной частоты, которое изменяется при прохождении штока поверх неподвижной катушки. При определенной частоте указанного генератора блоком управления подается сигнал управления, в результате чего шток электромагнитным полем измерительной обмотки перемещается вверх и устанавливается в исходное положение. Датчик положения используется для установления штока в исходное состояние. После чего шток падает в направлении века и отскакивает от него, изменяя индуктивность измерительной катушки.

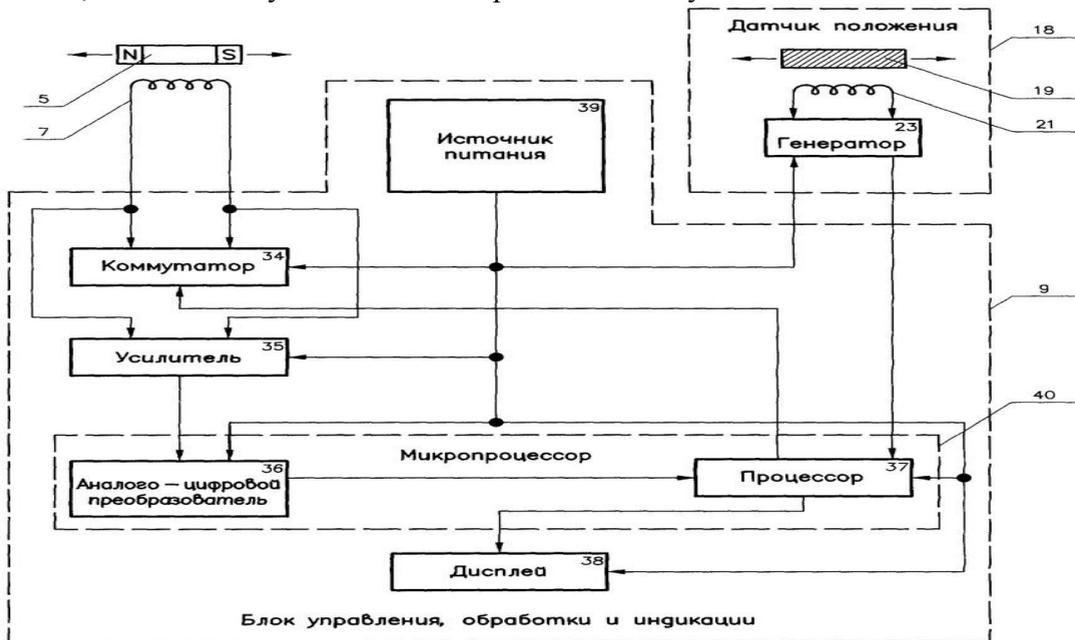


Рис. 2 – Функциональная схема устройства для измерения ВГД через веко

Далее сигнал с измерительной обмотки усиливается в усилителе и преобразуется в цифровые значения обработки и анализа функции скорости движения штока и в виде результата измерения давления выводится на дисплей.

Таблица 3. Достоинства и недостатки устройства для измерения ВГД через веко.

Достоинства:	Недостатки:
<ul style="list-style-type: none"> - возможно определение ВГД без контакта с роговицей; - не требует применения анестезии - исследование занимает мало времени - портативность. 	<ul style="list-style-type: none"> - результаты измерений сильно зависят от правильности положения прибора при измерении.

Существенным недостатком тонометра Шиотца является несопоставимость результатов с результатами полученными на других тонометрах. А преимуществом устройства для измерения ВГД через веко перед тонометром PASCAL заключается в том, что проведение измерения не затрагивает роговицу глаза, которая является очень чувствительной у многих пациентов.

Библиографический список

1. Московская офтальмология– [Электронный ресурс]. - <http://mosglaz.ru/> - (дата обращения: 9.12.2016).
2. Офтальмология– [Электронный ресурс]. - www.ophtalmology-med.ru- (дата обращения: 9.12.2016).
3. Пилецкий Г.К. Устройство для измерения внутриглазного давления через веко// Патент №2308217. Заявл. 12.05.2006; опубл. 20.10.2007

УДК: 615.47:616-072.7

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ

А.И. Скоробогатова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

В статье представлены существующие методы мониторинга артериального давления, разработана структурная схема устройства, предназначенного для автономной регистрации сигналов давления человека осциллометрическим методом, алгоритмы для определения параметров артериального давления, основанные на алгоритме максимальной амплитуды и нейронных сетях.

Ключевые слова: артериальное давление, артериальная гипертензия, осциллометрический метод, алгоритм максимальной амплитуды, нейронные сети.

DEVICE DEVELOPMENT INTENDED FOR DETERMINATION OF ARTERIAL BLOOD PRESSURE MESUARMENT BY USING NEURAL NETWORKS

A. I. Skorobogatova

St. Petersburg Electrotechnical University "LETI", St.Petersburg

The article describes existing methods of blood pressure monitoring, the structural diagram of device intended for autonomous recording of human pressure signals by oscillometric method, algorithm for determination of blood pressure values uses the maximum amplitude algorithm and an algorithm based on the neural networks.

Key words: *arterial pressure, arterial hypertension, oscillometric method, maximum amplitude algorithm, neural networks.*

Значение артериального давления (АД) является количественным показателем, используемым для оценки здоровья человека. При возникновении отклонений АД от нормы могут развиваться различные патологии, такие как инсульт, ишемическая болезнь сердца, инфаркт миокарда [1]. Одним из самых распространенных заболеваний сердечно-сосудистой системы является артериальная гипертензия (АГ), которая выражается в постоянно повышенном уровне АД. Для диагностики АГ и оценки эффективности лечения необходим постоянный контроль уровня АД.

На данный момент все большую популярность приобретает домашний мониторинг АД, так как он позволяет вести контроль за состоянием пациента в привычных ему условиях [2]. Данный метод мониторинга имеет ряд недостатков, таких как отсутствие возможности контроля полученных данных, ведение дневника на бумажном носителе и отсутствие возможности сохранения данных в электронном виде.

Для получения достоверных результатов необходимо тщательно выбирать методику измерения и правильно интерпретировать полученные результаты. Наиболее точным неинвазивным методом измерения параметров АД считается аускультативный метод Короткова. Однако данный метод имеет ряд существенных недостатков, что затрудняет его применение в ДМАД. Альтернативным методом определения параметров АД является осциллометрический метод, основанный на регистрации колебаний давления в манжете, возникающих вследствие колебания сосудистой стенки при турбулентном движении крови в пережатой артерии.

Для диагностики и оценки эффективности лечения АГ необходимо не только измерять АД, но и документировать значения и факторы, влияющие на них. Электронный дневник пациента содержит значения АД вместе с кривыми осцилляций и уровня давления, комментарии пациента о наличии факторов, влияющих на результат измерения, и данные о приеме лекарств, назначенных врачом. Исходя из этого можно поставить цель данной работы: разработать

устройство для измерения АД на основе модифицированного осциллометрического метода с применением нейронных сетей.

На рис. 1 представлена схема разработанного устройства. Работу макета прибора можно кратко описать следующим образом: на руку пациента накладывается манжета, прибор включается, воздух начинает нагнетаться с помощью компрессора, запущенного с микроконтроллера. Данные с датчика, регистрирующего давление в манжете в виде электрического сигнала, поступают на фильтр нижних частот (ФНЧ), где выделяется постоянная составляющая сигнала (уровень давления в манжете). Сигнал, не содержащий постоянной составляющей, поступает на фильтр верхних частот (ФВЧ), усиливается буферным усилителем (БУ), после чего повторно фильтруется ФНЧ. Полученные сигналы поступают два канала АЦП микроконтроллера. Полученные сигналы давления по Bluetooth-интерфейсу передаются на смартфон или ПК, где происходит обработка, строятся тренды и отображается сигнал в удобном для пациента виде.

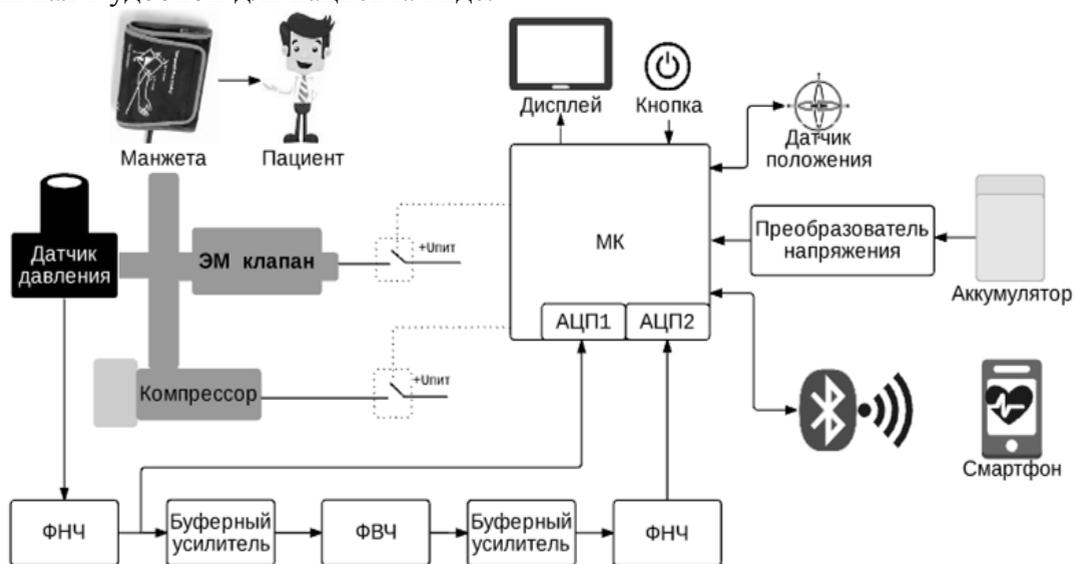


Рис. 1 – Структурная схема разработанного устройства

После получения сигналов давления происходит цифровая обработка и определение параметров АД (САД и ДАД). Предварительная обработка состоит из цифровой фильтрации БИХ-фильтром верхних частот (ФВЧ) и КИХ-фильтром нижних частот (ФНЧ). Величина частоты среза и пропускания фильтров выбирается эмпирически и превышает ожидаемую частоту информативной части сигнала пульсаций.

На этом этапе предварительной обработки заканчиваются и определяются параметры давления. После проведения предварительной обработки сигнала реализуется алгоритм максимальной амплитуды (АМА). АМА можно описать в виде следующей последовательности этапов:

определение локальных максимумов кривой пульсаций давления в манжете с помощью дифференцирования исходного сигнала, построение огибающей функции, определение глобального максимума огибающей кривой, соответствующего уровню среднего давления в манжете, определение значения пороговых коэффициентов САД (КСАД) и ДАД (КДАД), построение пороговых значений и определения точек пересечения огибающей с пороговыми значениями САД и ДАД, определения САД и ДАД по кривой уровня давления.

Известно, что с помощью АМА значение среднего АД может быть получено достаточно точно [3]. Однако, так как данный алгоритм чувствителен к изменениям пульсаций АД, артериальных коэффициентов и форме огибающей функции, то значения САД и ДАД могут быть определены с достаточной точностью только при форме огибающей функции, близкой к нормальной, что при различных патологиях выполняется нечасто. Альтернативным методом определения параметров АД являются нейронные сети (НС), так как вследствие отсутствия строгой математической модели.

Для создания нейронной сети были собраны данные с 10 пациентов в размере 100 измерений с каждого человека. Для каждого из полученных сигналов в программной среде MATLAB была проведена предварительная обработка сигнала, описанная ранее. Массив тренировочных данных выбирался произвольно из экспериментально полученных данных и составил 70% от всех измерений. Остальные 30% использовались для оценки эффективности сети. Самую лучшую предсказательную способность (значения САД и ДАД) показала трехслойная нейронная сеть обратного распространения с сигмоидной функцией активации для каждого слоя. Подстройка весов для данной НС осуществляется методом градиентного спуска. Обучение сети происходит с помощью обучающей функции смещений. Ошибки минимизируются с помощью оценки среднеквадратичного отклонения (СКО или MSE). За ошибку принимается величина, отражающая разницу между ожидаемым результатом и полученным ответом (среднеквадратическая ошибка) [4].

В результате значения СКО для АМА составили ± 2 и ± 4 мм рт. ст. для САД и ДАД соответственно, для НС – ± 4 и ± 5 мм рт. ст. Исходя из анализа полученных результатов видно, что значения СКО сопоставимы по точности. При этом НС, в отличие от АМА способны определять параметры АД даже в случае искаженных исходных сигналов осцилляций давления, что часто встречается у пациентов с нарушениями ССС.

Библиографический список

1. Гриштейн Ю.А., Шабалин В.В. Определение м дмагностика резистивной гипертензии: в поиске согласованных решений// Артериальная гипертензия. – 2014. – Т 20. – №6 – С. 546-552.

2. Юлдашев З.М., Анисимов А.А. Система удаленного интеллектуального мониторинга состояния здоровья людей// Медицинская техника. – 2017. – №1. – С. 45-48
3. Alyona Skorobogatova, Anastasiya Sutyagina, Aleksei Anisimov. Improving the Design of Arterial Blood Pressure Monitor // Proceedings of the 20-th FRUCT conference, Saint-Petersburg, Russia, 3-7 April 2017, pp. 406-412.
4. А. И. Скоробогатова, А. А. Анисимов «Применение нейронных сетей для измерения артериального давления». Материалы IV международной научно-технической конференции студентов, аспирантов, молодых ученых и специалистов «Энергосбережение и эффективность в технических системах», 10–12 июля 2017 г.

УДК 615.47:616-072.7

ОЦЕНКА СОСТАВА КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ ДВУХЧАСТОТНОЙ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ

М.Н. Соловьев

СПб ГЭТУ («ЛЭТИ»), г. Санкт-Петербург

Определение состава конечностей имеет высокую диагностическую ценность. Предлагаемый метод проводит оценку основных объемно-массовых характеристик двумя способами, что позволяет оптимизировать процедуру обследования. Результаты оценки состава конечностей используются для корректировки коэффициентов интегрального метода.

Ключевые слова: *Двухчастотная биоимпедансометрия, анализатор состава тела*

ESTIMATION OF LIMB COMPOSITION BY DUAL FREQUENCY BIA

M.N. Solovev

SPb SETU («LETI»), Saint-Petersburg

Estimation of limb composition has high diagnostic value. The proposed method provides evaluation of volume and mass parameters by two ways to optimize observation procedure. The results of limb composition analysis are used for correction of integral method coefficients.

Key words: *BIA, body composition analysis*

Анализ состава конечностей человека имеет высокую диагностическую ценность в случаях больных с нарушением работы сердечно-сосудистой системы, так как позволяет выявить каждой конечности степень ее отечности, определить соотношение жидкости и жировой массы, сравнить ее состав с другой конечностью.

С точки зрения физической модели предлагаемого метода верхние и нижние конечности представляют собой набор последовательных проводников формы усеченного конуса и единичной длины (зависит от параметров модели и количества антропометрических измерений), через которые пропускается зондирующий ток и измеряются импедансы всего сегмента на двух частотах. Считается, что на низкой частоте (30 кГц) протекает только по внеклеточной жидкости, а на высокой частоте (100кГц) – параллельно по внеклеточной и внутриклеточной жидкостям.

Важную роль при расчете параметров состава конечностей играют методы оценки объемно-массовых характеристик так как в условиях диагностического кабинета центра здоровья бывает невозможно провести оценку объема и массы конечностей.

Для начала определимся с основными группами параметров строения конечностей человека, которые мы будем исследовать: длины конечностей и окружности их показательных сегментов; объемы конечностей; массы конечностей.

Длины конечностей и окружности их показательных для метода сегментов могут быть получены двумя способами. Первый – это результаты, полученные эмпирическим измерением. Этот способ позволяет нам получить максимально достоверные величины антропометрических показателей почти для любого сегмента в рамках инструментальной погрешности средств измерения, однако он обладает очевидным недостатком – чем больше показателей учитывается в математической модели, тем сложнее становится процедура обследования как для пациента, так и для исследователя.

Другим способом является восстановление значений этой группы показателей путем математической интерполяции и использования статистических коэффициентов пропорциональности. Данный способ может давать дополнительную статистическую погрешность при оценке длины и формы туловища и конечностей, а позже и при вычислении их объемов. Однако, он может с успехом применяться для отдельных групп обследуемых.

Поэтому предлагается использовать в математической модели максимально возможное количество антропометрических измерений, при необходимости замещая их значениями, полученными вторым способом – способом восстановления данных.

Восстановление длины и формы конечностей происходит по пути выполнения следующих шагов: измерение базовых величин (рост, окружности запястья, груди, талии, бедер и бедра); расчет формы всей конечности с помощью математической интерполяции; выделение значимых для математической модели подсегментов и определение их длины и формы; оценка объема всей конечности целиком и ее значимых подсегментов в отдельности; оценка массы конечности. Получив объемно-массовые характеристики каждой из конечностей и ее значимых подсегментов, не

составляет труда рассчитать жидкостные показатели и показатели состава каждого из сегментов.

Полученные результаты также используются в разрабатываемой методике для корректировки коэффициентов математической модели интегральной методики, выбранной условно-эталонной для «нормальных» групп обследуемых.

Библиографический список

1. Юлдашев З.М., Соловьев М.Н. Усовершенствованная методика исследования состава тела человека с помощью двухчастотной биоимпедансометрии // Биомедицинская Радиоэлектроника – 2016 – №8 – с.69-73
2. Соловьев М.Н., Юлдашев З.М., Волков Н.Ю., Илларионов В.В. Метод и система для анализа состава тела // Биотехносфера – 2015 – №4 – с.28-31

УДК: 615.47:616-072.7

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ОСЦИЛЛОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

А.Д. Сулягина, Е.К. Ляхова, А. В. Шляхотка

Санкт-Петербургский государственный университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

В работе рассматривается способ повышения точности измерения артериального давления путём введения в стандартную структуру осциллометрического тонометра дополнительных блоков регистрации. Выделены основные недостатки стандартного тонометра для домашнего использования. Приведено описание структурной схемы и специализированных микросхем аналоговых интерфейсов, используемых для регистрации сигналов электрокардиограммы, пульсовой волны и частоты дыхательных движений.

Ключевые слова: артериальное давление, осциллометрический метод, метод Короткова, пульсовая волна, частота дыхательных движений

INCREASING THE ACCURACY OF OSCILLOMETRIC BLOOD PRESSURE MEASUREMENT

A. D. Sutygina, E.K. Lyakhova

Saint-Petersburg electrotechnical university “LETI”, Saint-Petersburg

The paper considers a method for increasing the accuracy of measuring blood pressure by introducing additional registration units into the standard structure of an oscillometric blood pressure monitor. The main disadvantages of a standard blood pressure monitor for home use are identified. The description of the block diagram and Analog Front Ends used for recording ECG signals, pulse wave and respiratory rate is given.

Keywords: blood pressure, oscillometric method, Korotkoff sounds, pulse wave, respiratory rate

Артериальная гипертензия (АГ) является одним из наиболее распространенных заболеваний сердечно-сосудистой системы. Кроме того, АГ зачастую протекает бессимптомно, что затрудняет её раннее выявление, а, следовательно, и прогнозирование возможных осложнений [1]. Одним из способов снижения риска возникновения угрожающих жизни состояний является своевременная диагностика [2]. Последние исследования по проблеме лечения АГ показывают увеличение прогностической ценности домашнего измерения АД и его роли для диагностики и лечения гипертензии по сравнению с суточным мониторингом артериального давления, которое проводится в лечебных учреждениях под контролем врачей [3]. Доступные на сегодняшний день тонометры для домашнего использования, основанные на осциллометрическом методе измерения [4], обладают целым рядом недостатков, ограничивающих их применение для целей домашней диагностики, среди которых можно выделить следующие:

1. Правильность наложения манжеты и положение человека во время проведения измерения могут существенно влиять на точность получаемых результатов. При этом специальные датчики положения, позволяющие снизить связанные с этим искажения, включены только в профессиональные системы.

2. Большинство представленных на рынке осциллометрических тонометров производит измерение АД в фазе декомпрессии, когда верхний порог давления в манжете выбирается исходя из максимально возможного САД пользователя (и обычно превышает его на 30-40 мм. рт. ст.). Это не только вызывает ощущение дискомфорта, но и как следствие приводит к значительно завышенным показателям АД (подобно «синдрому белого халата»).

3. Алгоритм измерения АД в стандартных тонометрах не способен оценить показатели САД и ДАД при нелинейной зависимости между АД и сигналом пульсаций давления в манжете, показывая стабильный результат измерений только при постоянном уровне АД.

4. Такие нарушения в работе сердца как аритмия (а особенно мерцательная аритмия), экстрасистолия, тахикардия и брадикардия приводят к выраженной беспорядочности регистрируемых осцилляций давления и искажению их формы.

Для решения данных проблем предлагается ввести в стандартную структуру осциллометрического тонометра дополнительные каналы регистрации данных и расширить количество реализуемых функций, позволяющих повысить точность измерения артериального давления (рис. 1, а):

1) Датчик положения для отслеживания правильного положения пользователя во время проведения процедуры измерения;

2) Канал регистрации сигнала ЭКГ с одного отведения (с рук пациента) для детектирования нарушений сердечного ритма;

3) Наличие дополнительного измерительного канала, работающего на основе метода Короткова, который дублирует осциллометрический канал, что позволяет проводить измерения даже при наличии нарушений в работе сердечно-сосудистой системы;

4) Канал записи сигнала реопневмограммы для определения частоты дыхательных движений, для записи данного сигнала могут быть использованы электроды для регистрации сигнала электрокардиограммы (ЭКГ);

5) Канал записи пульсовой волны (ПВ) с оптического датчика, работающего на отражение, позволит оценить правильность регистрируемых пульсаций давления в компрессионной манжете;

6) Все синхронно записываемые сигналы сохраняются в памяти устройства для последующей обработки и анализа, а также для проверки результатов измерения при получении недостоверных значений;

Для реализации каналов регистрации сигналов ЭКГ, ПВ и ЧДД, с учетом необходимости обеспечения минимального энергопотребления устройства, приемлемых метрологических характеристик и стоимости, рекомендуется применение специализированных микросхем аналоговых интерфейсов (Analog Front End, AFE) медицинского назначения. Для регистрации ЭКГ с пальцев пользователя используется блок из двух электродов, расположенных на корпусе тонометра, сигнал с которых поступает на три параллельных канала обработки.

Первый из них – канал анализа вариабельности сердечного ритма на базе микросхемы AD8232, представляющей собой аналоговое решение со встроенным инструментальным усилителем и конфигурируемым полосовым фильтром, задающим узкую амплитудно-частотную характеристику канала (8-24 Гц), соответствующей частотному диапазону R-зубцов, что облегчает их выделение при дальнейшей цифровой обработке. Два других канала организованы на базе микросхемы ADS1292R, представляющей собой интегрированное решение с входным блоком программируемых усилителей (PGA-матрица), блоком предварительной фильтрации высокочастотных помех и сигма-дельта АЦП высокого разрешения (до 24 бит). Низкое энергопотребление (0,75 мВт на канал), возможность перевода микросхемы в спящий режим (потребление не превышает 20 мкВт), возможность настройки частоты дискретизации (включая режим энергосбережения с пониженной частотой дискретизации в 250 Гц) и режима работы для каждого из каналов в отдельности позволяют реализовать интеллектуальные алгоритмы управления каналом регистрации ЭКГ, меняя различные конфигурации в режиме реального времени. Встроенный в микросхему ADS1292R реографический канал, обеспечивающий измерение дыхательного импеданса с разрешением до 20 мОм, позволяет вести мониторинг ЧДД. Реопневмограмма, получаемая при регистрации сигнала с пальцев пользователя, содержит большое количество

шумов на фоне низкой амплитуды полезного сигнала, тем не менее, после соответствующей цифровой фильтрации, позволяет оценить основные показатели дыхания (рис. 1, б).

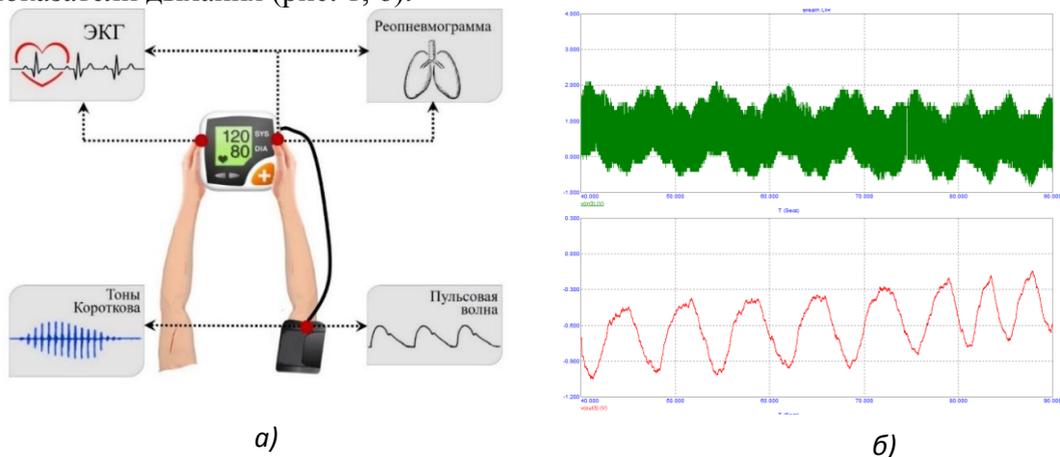


Рис. 1 – Структурная схема осциллометрического тонометра с расширенными возможностями (а), Сигнал дыхания, записанный с рук обследуемого. Сверху – исходный сигнал, внизу – после низкочастотной фильтрации (б)

Для регистрации сигнала ПВ применяется интегрированная микросхема МАХ30100, включающая в себя измерительный модуль (состоящий из двоянного светодиода и фотодиода с широким спектральным диапазоном), схему обработки сигнала, драйвер двухканального светодиода, полосовой перестраиваемый фильтр и сигма-дельта АЦП. Интегрированный драйвер светодиодов с программируемым значением рабочего тока позволяет проводить гибкую настройку режимов работы светодиодов и частоты дискретизации сигнала ПВ для обеспечения наиболее эффективного энергопотребления. При этом собственное потребление микросхемы (при работающем внутреннем генераторе) не превышает 1,2 мА в активном режиме. Таким образом, использование вышеописанных микросхем позволит производить качественную регистрацию сигналов при низком энергопотреблении и расширить количество реализуемых тонометром функций, что повысит точность измерения АД, а, следовательно, и диагностическую ценность домашнего мониторинга.

Библиографический список

1. Глобальное резюме по гипертонии. Безмолвный убийца, глобальный кризис общественного здравоохранения //Всемирная организация здравоохранения. – 2013. – WHO/DCO/WHD/2013.2.
2. З.М. Юлдашев, А.А. Анисимов. Система удаленного интеллектуального мониторинга состояния здоровья людей. Медицинская техника, 2017. – №1. – С. 45-48

3. Козловский В. И., Симанович А. В. Метод длительного самостоятельного контроля артериального давления. Фокус на повышение эффективности лечения // Вестник Витебского государственного медицинского университета. – 2016. – Т. 15. – №. 1.

4. Alyona Skorobogatova, Anastasiya Sutyagina, Aleksei Anisimov. Improving the Design of Arterial Blood Pressure Monitor // Proceedings of the 20-th FRUCT conference, Saint-Petersburg, Russia, 3-7 April 2017, pp. 406-412.

УДК 615.471

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ОТКЛОНЕНИЙ В РАЗВИТИИ ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА С НАРУШЕНИЕМ СЛУХА НА ОСНОВЕ ГРУППИРОВКИ ФАКТОРОВ РИСКА

А.В. Ульянова, Г.А. Машевский

Санкт-Петербургский Государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург

В работе рассмотрена информационная система для выявления отклонений в развитии детей раннего возраста с нарушением слуха, построенная на основе математических моделей для диагностики уровня риска возникновения данных отклонений. Представлены примеры моделей использовавшихся для диагностики и проведен сопоставительный анализ их эффективности. На базе полученных моделей была построена информационная система для выявления отклонений в развитии детей раннего возраста с нарушением слуха. Рассмотрены возможности данной системы и приведены примеры её экранных форм.

Ключевые слова: Информационная система, методы статистической обработки данных, метод группового учёта аргументов, шкалы психомоторного развития, выявление отклонений в развитии детей раннего возраста с нарушением слуха.

INFORMATION SYSTEM FOR DETECTING DEVIATIONS IN THE DEVELOPMENT OF CHILDREN OF EARLY AGE WITH VIOLATION OF HEARING BASED ON THE GROUP OF RISK FACTORS

AV Ulyanova, GA Mashevsky

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

The article considers an information system for detecting abnormalities in the development of young children with hearing impairment, based on mathematical models for diagnosing the level of risk of these deviations. Examples of models used for diagnostics are presented and a comparative analysis of their effectiveness is made. Based on the obtained models, an information system was constructed to detect abnormalities in the development of young children with hearing impairment.

The possibilities of this system are considered and examples of its screen forms are given.

Keywords: *Information system, methods of statistical data processing, the method of group accounting of arguments, the scale of psychomotor development, the detection of abnormalities in the development of young children with hearing impairment.*

В современной медицине весьма актуальны вопросы диагностики и последующей реабилитации детей с нарушениями развития. Для детей с задержками развития разрабатываются целые комплексы мер по реабилитации, залогом эффективности которых является установление достоверной причины возникновения отклонений. При этом, недостаточно знать характер индивидуального влияния того или иного фактора риска, необходимо также учесть и совокупное воздействие всех факторов на психомоторное развитие ребёнка.

Существует большое количество разнообразных методик для установления уровня развития ребенка. Например, Денверский Скрининг тест развития (DDST), шкала интеллектуального развития по Гриффитс (GMDS), шкала моторного развития Альберта (AIMS). С их помощью можно установить наличие или отсутствие отклонений в развитии, но подобные методики не лишены ряда недостатков и кроме того, они не позволяют судить о возможных причинах возникновения отклонений.

Для выявления факторов, влияющих на развитие ребенка, был проанализирован массив, собранный в условиях Городского сурдологического центра для детей со слухо-речевой патологией. Для этого, было амбулаторно проведено исследование психомоторного развития детей раннего возраста, от рождения до 3х лет с различными нарушениями слуха. В результате в массив вошли оценки по трем шкалам, описывающим психомоторное развитие ребенка: шкала интеллектуального развития по Гриффитс, Денверский скрининговый тест развития (DDST) и шкала моторного развития Альберта (AIMS). В массив также вошли факторы, связанные с внутриутробным периодом развития, периодом во время родов, временем после рождения и данные о наличии или отсутствии некоторых патологий, которые могли повлиять на развитие ребенка.

Для выявления факторов, влияющих на развитие ребенка, массив был подвергнут корреляционному анализу. Значительное количество в массиве категориальных переменных потребовало использования ранговых методов статистической обработки данных, в частности - коэффициента корреляции Спирмена, для расчета значений которого использовалась программа Statistica 7.1

Помимо установления самого факта влияния того или иного фактора необходимо также установить и степень его влияния на развитие ребенка. Для этого необходимо провести ранжирование факторов в зависимости от

значимости их влияния на развитие ребёнка. Были построены математические модели на основе метода группового учета аргументов (МГУА), позволившие оценить степень влияния отобранных ранее факторов. Для построения моделей использовалась программа GMDH Shell DS 3. Для каждого показателя шкал из массива строилась функция (полином) описывающая зависимость между оценочной шкалой и коррелирующими с ней факторами. Для примера можно привести полином, описывающий зависимость между показателями шкалы для оценки речевых навыков по шкале интеллектуального развития по Гриффитс:

$$GMDS_{speech} = 0,541 + AD \times (-0,079) + Deaf_p \times (-0,072) + CMV \times (-0,213), \quad (1).$$

где CMV – ЦМВ во время беременности у матери, AD – Степень тугоухости справа и Deaf_p – факт наличия у ребенка глухонемых родителей

Для своевременной и точной оценки нарушений в развитии ребенка необходимо создание информационной системы, позволяющей решать задачи добавления и обработки данных, а также хранения постоянно растущего объема медицинской информации [1].

Для данной системы была создана база данных, позволяющая хранить данные, как о пациенте, так и о медицинских исследованиях. В качестве среды проектирования была выбрана реляционная система управления базами данных Microsoft Office Access.

В качестве модели представления базы данных пациентов была выбрана модель «Сущность-Связь» (ER-модель).

На рисунке 1 представлена инфологическая модель базы данных, на которой отображены все используемые сущности базы данных, отношения между ними и атрибуты. Поскольку назначением системы является исследование отклонений в развитии детей младшего возраста, то очевидно в качестве сущностей использовать «Ребёнок» (Spisok) и «Факторов» (narsluha), влияющих на развитие детей. Поскольку задачей разрабатываемой системы является установление наличия или отсутствия отклонений в развитии, опирающееся на предложенные математические модели в состав ER-модели необходимо включить сущность «Результаты обследования» (DDST и GMDS). Связи между сущностями представлены на рисунке 1.

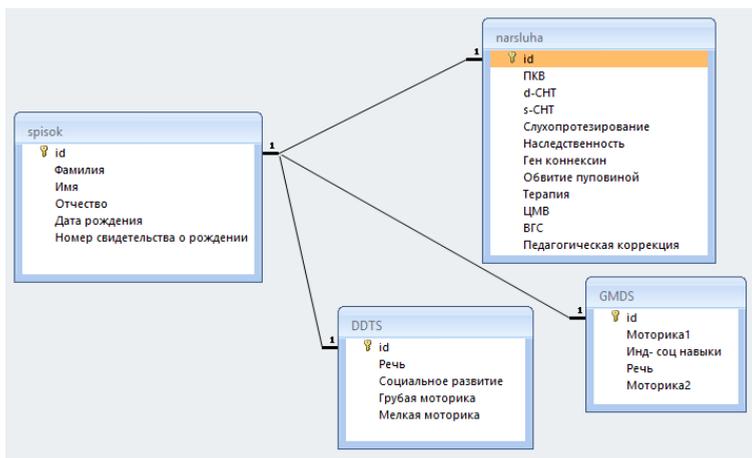


Рисунок 1 – ER-модель базы данных информационной системы для выявления отклонений в развитии детей раннего возраста с нарушением слуха на основе группировки факторов риска

Для взаимодействия с пользователем специализированных медицинских информационных систем необходим объектно-ориентированный интерфейс между внешними приложениями и объектами управления. В качестве среды разработки программной реализации информационной системы для выявления отклонений в развитии детей раннего возраста было использован объектно-ориентированный язык программирования Delphi.

Разработанная информационная система позволяет осуществлять добавление и поиск информации о конкретном ребенке в базе данных, добавление и поиск значений факторов, влияющих на его развитие, а также провести анализ на основании данных по факторам. Анализ осуществляется на основе функций, построенных с помощью метода группового учета аргументов. Т.о. информационная система, позволяет сделать заключение о возможных отклонениях от нормы в развитии ребенка.

Библиографический список

1. Богданов С. И., Рогачев А. Ф., Титова В. А. Создание и ведение реляционных баз данных в СУБД Ms Office Access (учебно-методическое пособие) // Международный журнал экспериментального образования. 2014. №3-2. [Электронный ресурс]. URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/sozdanie-i-vedenie-relyatsionnyh-baz-dannyh-v-subd-ms-office-access-uchebno-metodicheskoe-posobie> (дата обращения: 04.05.2017)
2. Левченко И.Ю., Забрамная С.Д. Психолого-педагогическая диагностика: Учеб. пособие для студ. высш. пед. учеб. заведений. М.: Издательский центр Академия, 2003. – 320 с.

3. Таузер Й., Бурян П. [Taušer J., Buryan P.] Exchange rate predictions in international financial management by enhanced gmdh algorithm // Prague economic papers. vol. 20, № 3, 2011.– 398 с.

УДК: 615.47:616-072.7

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА МЕТОДОМ ИМПЕДАНСНОЙ КАРДИОГРАФИИ

А.В. Шляхотка, Е.К. Ляхова, А.Д. Сутягина

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург

В данной работе были проанализированы существующие методы определения сердечного выброса, проведено сравнение формул для расчета сердечного выброса по результатам импедансной кардиографии, разработан макет импедансного кардиографа. Этот прибор позволяет проводить неинвазивное, непрерывное измерение сердечного выброса. Макет разработан на основе импедансной преобразовательной системы AD5933. Передача данных на ПК осуществляется с помощью Bluetooth-модуля.

Ключевые слова: импедансная кардиография, сердечный выброс, неинвазивные измерения.

DESIGN OF A DEVICE FOR DETERMINING STROKE VOLUME BY THE IMPEDANCE CARDIOGRAPHY METHOD

A. V. Shlyakhotka, E.K. Lyakhova, A. D. Sutygina

Saint Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg

In this study we analyzed the existing methods of determining of stroke volume, equations for impedance cardiography and developed a device for the evaluation of cardiac output and stroke volume. The impedance cardiography has several advantages compared with other methods as it is non-invasive, suitable for continuous measurement, simple to perform and provides accurate results. The difference between the values obtained using the direct Fick (standart parameter for evaluation) and ICG methods does not vary in any systematic way. The developed device is portable, communicate with PC via Bluetooth. The device is based on the AD5933 which is integrated impedance meter, tetrapolar electrode configuration is used. ECG signal register simultaneously.

Keywords: impedance cardiography, stroke volume, non-invasive measurement.

Сердечно-сосудистые заболевания – наиболее частая причина смерти в мире [1]. По статистическим данным, с 2009 по 2012 годы около 5,7 млн американцев старше 20 лет имели сердечную недостаточность [2]. Причиной сердечной недостаточности может быть изменение гемодинамических

параметров сердечно-сосудистой системы: периферическая вазоконстрикция, уменьшение сердечного выброса, предсердная гипертензия. [3]. Значения этих параметров, в частности сердечного выброса, важны в палатах интенсивной терапии для наблюдения за пациентами с сердечной недостаточностью или шоком, что позволяет подобрать правильную терапию.

Большинство методов, которые в настоящее время доступны для измерения сердечного выброса, такие как метод разведения красителя, термодилуция и метод Фика – инвазивны. Неинвазивными методами для определения сердечного выброса являются импедансная кардиография, доплеровская эхокардиография и определение количества выдыхаемого углекислого газа. Импедансная кардиография – метод, подходящий для непрерывного мониторинга, как для палат интенсивной терапии, так и для амбулаторного наблюдения, является доступным и в то же время достаточно эффективным. Но некоторые исследователи считают метод импедансной кардиографии спорным по отношению к его точности и надежности (Bloch and Russi 1997; Critchley 1998; Fuller 1992; Jensen et al. 1995; Pennock 1997). В работе [4] было проведено экспериментальное сравнение значений сердечного выброса, измеренных методом Фика (считается эталоном) и реографом Physio Flow PF-03. Полученные результаты хорошо согласуются между собой, что говорит о точности метода импедансной кардиографии. Сравнение с данными, полученными методом термодилуции [5], также подтверждает надежность импедансной кардиографии.

В основе импедансной кардиографии лежит закон Ома. Через токовые электроды человеку сообщается переменный ток частотой от 2 кГц до 100 кГц, с помощью чувствительных электродов с поверхности тела человека снимается разность потенциалов. Импеданс тела человека рассчитывается как отношение напряжения к току [6]. За счет малой амплитуды и высокой частоты тока этот метод безопасен для пациента. Так как кровь – электролит и хорошо проводит электричество, то изменения импеданса связаны с сокращениями сердца и выбросом крови из желудочков. Также на кривой ИКГ отображаются дыхательные движения, так как изменения объема воздуха в грудной клетке также влияют на ИКГ [7].

На рисунке 1 представлена структурная схема разработанного устройства для определения сердечного выброса методом импедансной кардиографии, где БО – биологический объект (человек), V-I преобразователь – преобразователь напряжения в ток, АЦП – аналого-цифровой преобразователь, ДПФ – блок, осуществляющий быстрое преобразование Фурье, МК – микроконтроллер, ПК – персональный компьютер.

В разработанном устройстве генератор тока – микросхема AD5933. С нее сигнал через ленточные электроды подается на человека. Одна пара электродов (токовый и чувствительный) располагаются около шеи, вторая пара – в основании грудной клетки. Разность потенциалов малой амплитуды

поступает на инструментальный усилитель. Далее сигнал преобразуется из напряжения в ток и поступает на AD5933, которая имеет встроенный аналого-цифровой преобразователь и схему для быстрого преобразования Фурье, рассчитывающую действительную и мнимую часть импеданса. Эти данные с помощью I²C передаются на микроконтроллер. Через UART результаты измерения передаются на Bluetooth модуль и далее на ПК или смартфон.



Рис. 1 – Структурная схема разработанного устройства

Таким образом, разработанное устройство для измерения сердечного выброса может быть использовано в системах диагностики центральной гемодинамики как в качестве независимого источника диагностических данных, так и для уточнения исходных параметров состояния организма в системах косвенной оценки артериального давления на основе показателей времени распространения пульсовой волны.

Библиографический список

1. Nick Townsend, Lauren Wilson, Prachi Bhatnagar, Kremlin Wickramasinghe Cardiovascular disease in Europe: epidemiological update 2016/ Nick Townsend, Lauren Wilson, Prachi Bhatnagar, Kremlin Wickramasinghe //European Heart Journal. – 2016. - pp. 3232–3245.
2. Heart Disease and Stroke Statistics—2016 Update A Report From the American Heart Association, 2016.
3. Clyde Yancy, William T. Abraham Noninvasive Hemodynamic Monitoring in Heart Failure: Utilization of Impedance Cardiography / Clyde Yancy, William T. Abraham // Impedance cardiography in HF. – 2003. - pp. 241-250.
4. Anne Charloux, Evelyne Lonsdorfer-Wolf A new impedance cardiograph device for the non-invasive evaluation of cardiac output at rest and during exercise: comparison with the “direct” Fick method / Anne Charloux, Evelyne Lonsdorfer-Wolf // European Journal of Applied Physiology. – 2000. – pp. 313-320.
5. D. P. Bernstein, H.J.M. Lemmens Stroke volume equation for impedance cardiography / D. P. Bernstein, H.J.M. Lemmens // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2005. – pp. 443-450.
6. K. Polzer, F. Schuhfried, H. Heeger Rheography / K. Polzer, F. Schuhfried, H. Heeger // British Heart Journal. – 1958.
7. John M. Ernst, Daniel A. Litvack, David L. Lozano, John T. Cacioppo, Gary G. Berntson Impedance pneumography: Noise as signal in impedance cardiography / John M. Ernst, Daniel A. Litvack, David L. Lozano, John T. Cacioppo, Gary G. Berntson // Psychophysiology. – 1999. – pp. 333–338.

ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА АВТОДИННОГО СИГНАЛА В СРЕДЕ LABVIEW

К.Р. Ловягин, С.Г. Гуржин

Научный руководитель – Гуржин С.Г., к.т.н., доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Автодинный эффект заключается в изменении мощности излучения лазера при наличии оптической обратной связи. Данное явление может быть использовано для измерения таких параметров внешнего отражателя, как скорость его перемещения и расстояние до него. В настоящей статье рассматривается методика предварительной обработки получаемого при подобных измерениях автодинного сигнала.

Ключевые слова: лазер, автодинный эффект, предварительная обработка сигнала, виртуальный прибор.

PREPROCESSING OF SELF-MIXING SIGNAL IN LABVIEW SYSTEM

K.R. Lovyagin, S.G. Gurzhin

Scientific adviser – Gurzhin S.G., Ph. D., Associate Professor
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

Self-mixing effect consists in changes of laser radiation power in presence of optical feedback. The phenomenon may be exploited for measuring of such external reflector parameters as velocity of its displacement and distance to it. The article deals with the preprocessing technique of self-mixing signal obtained at such measurements.

Keywords: laser, self-mixing effect, signal preprocessing, virtual instrument.

Получаемый на практике автодинный сигнал подвержен влиянию различных шумов и помех. Это обстоятельство может значительно сказаться на качестве восстановленного закона перемещения отражателя, особенно в случае использования техник обработки с чувствительностью менее длины волны лазера (например, метода развёртывания фазы). В связи с этим необходимо проводить предварительную обработку автодинного сигнала, которая включает в себя два этапа – фильтрация и нормализация.

Фильтрация позволяет ослабить влияние на сигнал аддитивного белого шума и единичных импульсных возмущений, вызванных увеличением уровня оптической обратной связи. В [1] используется комбинация медианного фильтра и фильтра скользящего среднего. В ходе экспериментов над зарегистрированными автодинными сигналами было установлено, что для фильтрации можно применять ФНЧ Баттерворта 2-го порядка.

Нормализация автодинного сигнала необходима при использовании для дальнейшей обработки метода развёртывания фазы. Цель нормализации –

$$I(n) = I(n) - \bar{I}; \quad (1)$$

$$I(n) = I(n) / \max |I(n)|; \quad (2)$$

$$I(n) = \frac{I(n) - 0,5 \cdot (A + B)}{A - B}, \quad (3)$$

где $I(n)$ – автодинный сигнал, \bar{I} – среднее значение автодинного сигнала, A, B – соответственно максимальное и минимальное значения автодинного сигнала после выполнения второго шага.

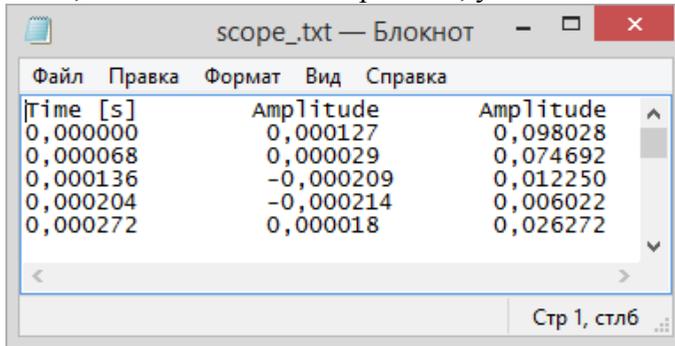
На рисунке 1 показана блок-диаграмма виртуального прибора (LabVIEW® VI) для выполнения предварительной обработки автодинного сигнала. Программа получает автодинный сигнал из текстового файла, который в данном случае был сгенерирован при помощи программы *Soundcard Scope V1.46* (сигнал регистрировался при помощи звуковой карты персонального компьютера).

Формат файла данных следующий:

1) столбец Time [s] (индекс 0) – моменты взятия отсчётов в долях секунды от начала регистрации;

2) столбец Amplitude (индекс 1) – мгновенные значения сигнала в левом аудиоканале, взятые в моменты времени, указанные в столбце Time [s];

3) столбец Amplitude (индекс 2) – мгновенные значения сигнала в правом аудиоканале, взятые в моменты времени, указанные в столбце Time [s].



Time [s]	Amplitude	Amplitude
0,000000	0,000127	0,098028
0,000068	0,000029	0,074692
0,000136	-0,000209	0,012250
0,000204	-0,000214	0,006022
0,000272	0,000018	0,026272

Рис. 2 – Формат файла данных

Далее программа осуществляет фильтрацию сигнала при помощи выбранного фильтра – медианного фильтра с указанной шириной окна (МФ) или фильтра нижних частот Баттерворта указанного порядка (ФНЧ). После фильтрации сигнал нормализуется по амплитуде согласно выражениям (1)–(3). Заключительный этап – вычисление производной сигнала (возведение производной в 3-ю степень – весовая функция).

Библиографический список

1. Yuanlong F. Improvement of measurement performance for self-mixing interferometry based displacement sensing system // Master of Engineering by Research thesis. Australia, Wollongong: School of Electrical, Computer and Telecommunications Engineering, University of Wollongong. 2011. 142 p.

УДК 616-71; 621.693.2

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ПОРТАТИВНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРА

А.В. Толчѐнкин, С.Г. Гуржин

Научный руководитель – Гуржин С.Г., к.т.н., доцент

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье рассматривается ряд проблем по применению и использованию пульсоксиметрии. Изложены традиционные методы и средства мониторинга уровня насыщения гемоглобина артериальной крови и свойственные им погрешности. Предложены принципы построения портативных пульсоксиметров, отличающихся повышенной точностью и помехоустойчивостью.

Ключевые слова: пульсоксиметрия, неинвазивность, фотометрия.

PRINCIPLES OF CONSTRUCTING A PORTABLE PULSE OXIMETER

A.V. Tolchenkin, S.G. Gurzhin

The article deals with a number of problems in the use and use of pulse oximetry. The traditional methods and means for monitoring the hemoglobin saturation level of arterial blood and their inherent inaccuracies are described. The principles of constructing portable pulse oximeters, which are distinguished by increased accuracy and noise immunity, are proposed.

Key words: pulse oximetry, noninvasiveness, photometry.

Одним из основных показателей нормально функционирующего организма является насыщенность артериальной крови кислородом. Этот параметр отражается на числе эритроцитов, а определить его помогает пульсоксиметрия.

Вдыхаемый воздух попадает в легкие, где имеется разветвленная сеть капилляров, поглощающих кислород, столь необходимый для обеспечения многочисленных биохимических процессов. Для доставки этого элемента к тканям природой предусмотрены переносчики – эритроциты.

Пульсоксиметрия является в настоящее время доступным, надежным, безболезненным и безопасным методом мониторинга ряда заболеваний и все шире используется в медицине [1].

Данный метод применяется в анестезиологии, палатах реанимации и операционных блоках; в пульманологических отделениях, терапии и кардиологии; в родильных домах и работе бригад скорой медицинской помощи.

Кроме того, пульсоксиметрия выходит за рамки медицины и успешно используется в спортивных, игровых, профессиональных сферах и т.д. [2].

Контроль насыщения крови кислородом осуществляется с помощью пульсоксиметров, разнообразных по своему принципу действия и функциональным возможностям. В качестве первичных преобразователей обычно используются фотометрические датчики. Основой метода пульсоксиметрии является измерение поглощения света определенной длины волны гемоглобином крови, который служит своего рода фильтром, причем «цвет» и «толщина» этого естественного фильтра могут меняться. Поскольку традиционно измерения производятся путем просвечивания тканей, то метод получил название «трансмиссионная пульсоксиметрия» [3].

Неинвазивная трансмиссионная пульсоксиметрия имеет ряд недостатков, среди которых:

- нестабильность работы в условиях внешнего света и вариаций его интенсивности;

- изменения положения датчика относительно места съема информации и расстояния между излучателем и приемником сфокусированного светового потока;

- влияние различных артефактов и наводок на измерительные цепи;

- необходимость точного позиционирования датчиков в процессе мониторинга;

- низкая чувствительность датчика, не позволяющая зарегистрировать слабый пульсовой сигнал при уменьшении объема циркулирующей крови (гиповолемия у пациента) и др.

Возникающие при этом погрешности резко снижают диагностическую ценность полученной информации и могут привести к ошибочным заключениям [4].

На точность измерений влияют также светодиоды, которые не являются источниками монохроматического света, а излучают хотя и узкий, но конечный спектр световых частот, в котором имеется одна составляющая, преобладающая по интенсивности. Она-то в основном и формирует световой поток, участвующий в измерении. Каждому экземпляру светодиода присуща собственная уникальная характеристика излучения.

Указанные проблемы предлагается решить реализацией ряда мер, которые позволят существенно уменьшить влияние мешающих факторов и погрешностей на результаты измерений и сделать их более достоверными.

1. Для надежного и точного позиционирования датчика на продолжительное время необходимо использовать метод анализа светового

потока, отраженного от тканей кровеносных сосудов и компонентов крови или метод отраженной пульсоксиметрии.

2. Установку и крепление датчика следует выполнять в местах, в меньшей степени подверженных различным артефактам, например на руке в области запястья или на ноге в области плюсны.

3. Обязательным требованием является выбор и использование интегрированного, интеллектуального датчика с встроенными светодиодами, фотодетекторами, элементами оптической системы, микроконтроллером, элементами связи с внешними устройствами и датчиком температуры для коррекции температурной погрешности.

4. Аппаратные и программные средства должны обеспечивать функции автоматического усиления и масштабирования пульсового сигнала.

5. Необходимо предусмотреть алгоритмы оперативной цифровой обработки информации для повышения отношения сигнал/шум и вычисления диагностических показателей.

Библиографический список

1. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие. – М.: Высшая школа, 2004. 156 с.
2. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. 248 с.
3. Шурыгин И.А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия. – СПб.: «Невский Диалект»; – М.: «БИНОМ», 2000. 301 с.
4. Каков С.П., Мулер В.П. Пульсоксиметрия. // Вестник новых медицинских технологий. 2006. Т. XIII, №1. С. 171-172.

УДК 612.2

ИССЛЕДОВАНИЕ БРОНХИАЛЬНОЙ ПРОВОДИМОСТИ АККУСТИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

Р.С. Квасов, В.В. Клименко

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данной статье затрагиваются проблемы связанные с нарушением функций дыхательной системы. А так же предлагается метод, который позволит быстро и качественно определить параметры, по которым можно судить о состоянии дыхательной системы.

Ключевые слова: *дыхательная система, бронхиальная проходимость, обследуемый, параметры.*

RESEARCH OF BRONCHIALAL CONDUCTIVITY BY ACCACTICAL METHOD

R.S. Kvasov, V.V. Klimenko

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This article deals with problems associated with impaired functions of the respiratory system. And we also offer a method that will quickly and qualitatively determine the parameters by which you can judge the state of the respiratory system.

Key words: *respiratory system, bronchial permeability, surveyed, parameters.*

Дыхание является одной из важнейших физиологических функций живых организмов[1]. Поэтому важно предупредить и вовремя предотвратить различные нарушения в деятельности дыхательной системы.

Ниже будет описан метод, благодаря которому можно быстро, качественно и в домашних условиях определить параметры бронхиальной проходимости, исходя из которых можно судить о состоянии дыхательной системы.

Суть метода заключается в следующем: обследуемый устанавливает акустический датчик (микрофон) справа на область гортани, внутрь от переднего края грудиноключичнососцевидной мышцы, удерживает его на протяжении всего маневра. На крылья носа накладывает зажим (можно зажать пальцами). Далее обследуемый должен сделать форсированный выдох. Сигнал с акустического датчика проходит через канал нормализации, главным элементом которого является «фильтр скользящего среднего». В результате мы получаем огибающую куполообразной формы, по которой оцениваем состояние дыхательной системы.

Достоинства метода:

- длительное измерение с мгновенным отображением текущего значения;
- достаточная точность для клинических измерений;
- не представляет, даже потенциальной, опасности для обследуемого;
- простота использования.

Перспектива описанной системы состоит в следующем. Можно разработать приложение для мобильных устройств, например на языке программирования Java. Любой смартфон имеет встроенный микрофон, останется только установить приложение, которое позволит любому желающему в домашних условиях, получить параметры, по которым можно судить о состоянии дыхательной системы.

Библиографический список

1. Уэст Д. Физиология дыхания. Основы. Пер. с англ./ Под ред. А. М. Гениена – М.: Мир, 1988. 200с (2011).

ОСОБЕННОСТИ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ ПРИ МОНИТОРИРОВАНИИ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Обозначены особенности и основные направления использования мониторинговых систем в клинической практике, перспективные методы диагностики биологических объектов.

Ключевые слова: диагностика, мониторинг, биологический объект.

FEATURES OF DIAGNOSTIC METHODS IN MONITORING A BIOLOGICAL OBJECT

E.P. Matyukhin, S.G. Gurzhin

Ryazan state radioengineering university, Ryazan

The features and main directions of the use of monitor systems in clinical practice, promising methods of diagnostics of biological objects are indicated.

Keywords: diagnostics, monitoring, biological object.

Эффективность современных медицинских технологий тесно связана с совершенствованием методов и средств объективного контроля функционального состояния пациентов в процессе лечения. В медицине критических состояний проблема непрерывного контроля информации о пациенте занимает особое место, так как в этой области слежение за текущим состоянием биологического объекта может иметь жизненно важное значение. Построение инструментальных средств диагностики состояния пациентов основано на регистрации физиологических данных и их последующей оценке с целью определения показателей, характеризующих работу важнейших систем организма. Развитие техники привело к созданию высокочувствительных методов регистрации биологических сигналов и эффективных средств их обработки для получения диагностической информации.

Биологические сигналы представляют собой разнообразные по характеру (электрические, механические и другие) проявления деятельности физиологических систем организма. Определение параметров и характеристик биологических сигналов и их оценка дополняет клиническую картину заболевания объективной диагностической информацией, позволяющей прогнозировать развитие состояния пациента.

Одним из основных методов медицины критических состояний является клинический мониторинг, предполагающий непрерывный контроль состояния пациента на основе регистрации биологических сигналов и оценки диагностических показателей организма с целью выявления отклонения показателей от нормы, предупреждения опасностей и осложнений,

возникающих в процессе лечения. Методы исследования физиологических процессов, используемые в аппаратуре клинического мониторинга, должны обеспечивать непрерывность регистрации биологических сигналов в реальном масштабе времени в сочетании с высокой диагностической ценностью показателей, получаемых в результате обработки сигналов. Этим требованиям удовлетворяет ряд средств, которые используются в медицине для целей функциональной диагностики.

Современные системы клинического мониторинга осуществляют не только многопараметровый контроль состояния пациента, но и подсказывают решения по диагностике, выбору оптимальной тактики лечения и даже по проведению неотложной интенсивной терапии. Ценность использования систем мониторинга для клинической практики определяется следующими факторами:

- высокой информативностью и объективностью получаемой диагностической информации;
- слежением за изменениями жизненно важных параметров организма в реальном масштабе времени, определяемым высоким быстродействием обработки физиологической информации;
- возможностью одновременной обработки изменений нескольких физиологических параметров и установлением связи между ними;
- ранним выявлением признаков нарушения управления в системах организма;
- наблюдением за изменениями диагностических показателей, являющихся производными от текущих значений физиологических параметров.

Данные возможности делают методы и средства клинического мониторинга незаменимым фактором, без которого невозможно эффективное ведение больных, находящихся в критических состояниях. Клинический мониторинг в медицине критических состояний может включать несколько направлений:

- контроль физиологических функций пациента, например, контроль частоты сердечных сокращений (ЧСС), насыщения крови кислородом, частоты дыхательных движений (ЧДД);
- контроль лечебных воздействий, концентрации вдыхаемых газов и др.;
- контроль окружающей среды – мониторинг температуры, влажности воздуха в кювете для новорожденного, давления и газового состава воздуха в барокамере.

Результаты мониторинга позволяют более точно оценить состояние пациента, а также дают возможность реализации систем управления состоянием путем автоматического дозирования лечебных воздействий. Поэтому системы мониторинга представляются наиболее перспективным направлением диагностики и лечения в современной медицине. Системы мониторинга все чаще применяются для проведения, так называемого, лечения на основе биологически обратных связей. Другим из развивающихся

направлений мониторинга является непрерывная или периодическая регистрация биологических сигналов в течение нормальной жизнедеятельности организма, либо при определенных видах нагрузок. Полученные данные позволяют судить об адаптационных возможностях организма и выявлять возможные осложнения при проведении тех или иных лечебных методик. Причем данной аппаратуре предъявляются жесткие метрологические требования, поэтому начало их распространение связано с развитием и улучшением элементной базы.

Наиболее перспективным применением мониторинга является неинвазивная диагностика функциональных проявлений подсистем и организма в целом. Методы основаны на длительном измерении физиологических параметров являющихся показателями периодического функционирования подсистем организма. Диагностические показатели чаще всего определяются на основе расстояния между множествами полученных и допустимых параметров данных в пространстве частотных, временных, фазовых и других показателей многомерных сигналов от биологического объекта. При этом используется принцип биологически обратных связей для коррекции состояния организма, то есть совмещения полученных и эталонных множеств физиологических показателей. Эта методика по своему определению охватывает все остальные применения мониторинга, является наиболее универсальной и перспективной.

Новым направлением можно обозначить исследования активности вегетативной нервной системы, изменения сопротивления в биологически активных точках. Эти методы являются средствами мониторинга не только одного органа или системы, а подчас и деятельности всего организма. Это может давать наиболее полную картину о состоянии биологического объекта.

Библиографический список

1. Калакутский Л. И., Манелис Э. С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие Самара: Самарский государственный аэрокосмический ун-т., 1999 г., 161 с.

УДК615

ОБРАБОТКА ДАННЫХ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ В СРЕДЕ LABVIEW

В.Л. Нгуен, М.Б. Каплан

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе рассматривается программа обработки данных с датчика перемещения, для измерения частоты дыхания. Программа была написана в среде Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench).

Ключевые слова: измеритель дыхания, виртуальный прибор Peak Detector VI.

DATA PROCESSING FOR MEASURING RESPIRATORY RATE IN LABVIEW ENVIRONMENT

V. L. Nguyen, M.B. Kaplan

Ryazan state radioengineering university, Ryazan

In this paper, a program for processing data from a displacement sensor is considered to measure the respiration rate. The program was written in the Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench).

Key words: breathing meter, virtual device Peak Detector VI.

Labview – среда разработки прикладных программ, созданная фирмой National Instruments (США). В ней используется интуитивно понятный графический интерфейс. Labview предоставляет широкие возможности для проведения вычислений и математического моделирования [1].

Для измерения частоты дыхания используется датчик перемещения PAN3101. Информацию о перемещении датчика используем для реализации устройства, способное измерять параметры дыхания. Процесс измерения происходит следующим образом: при дыхании размер грудной клетки человека меняется, грудная клетка испытуемого обхватывается нерастяжимым ремнем, который в зависимости от дыхания пациента будет смещаться на вдохе в одну сторону, на выдохе в противоположную. Данные с датчика передаются на компьютер через COM – порт, с помощью модуля Bluetooth HC-05 [2] и платформы Arduino [3]. Далее обработка сигнала будет происходить в среде Labview, предварительно сигнал надо фильтровать фильтром низких частот, которые находятся в палитре Express > Signal Analysis > Filter, чтобы исключить шум из сигнала. Сигнал представлен в виде синусоиды и для того, чтобы отобразить полученные данные (перемещение), используется Graph Indicators > Graph. Частота дыхания определяется следующим образом: количество пиков сигнала в минуту равняется частоте дыхания. Поэтому надо подсчитать количество пиков полученного сигнала. В среде Labview есть виртуальный прибор Peak Detector VI.

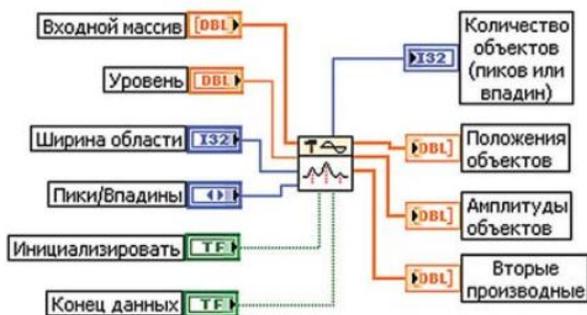


Рис.1 – Виртуальный прибор Peak Detector VI.

Peak Detector определяет во входном сигнале #found количество пиков peaks или впадин valleys, их положение locations, амплитуды amplitudes и значения вторых производных 2^{nd} Derivatives. Для определения этих параметров используется алгоритм параболической аппроксимации. Основными исходными данными для анализа являются уровень сравнения threshold и размер области width, заданной числом отсчетов, в которой выполняется аппроксимация. Значение width должно удовлетворять условию ≥ 3 . Причем для зашумленных сигналов рекомендуется увеличивать это значение с целью уменьшения вероятности ложных регистраций, а для чистых сигналов - наоборот. Выбор режима анализа пики/впадины определяется состоянием входа peaks/val-leys(0/1). Следующие рисунки показывают результат анализа дыхания пациента.

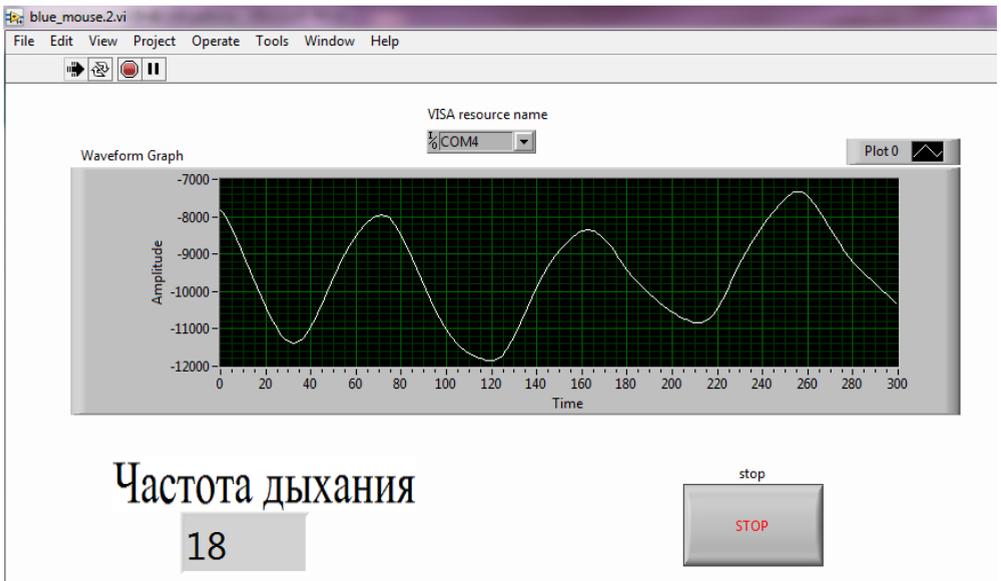


Рис.2 – Лицевая панель

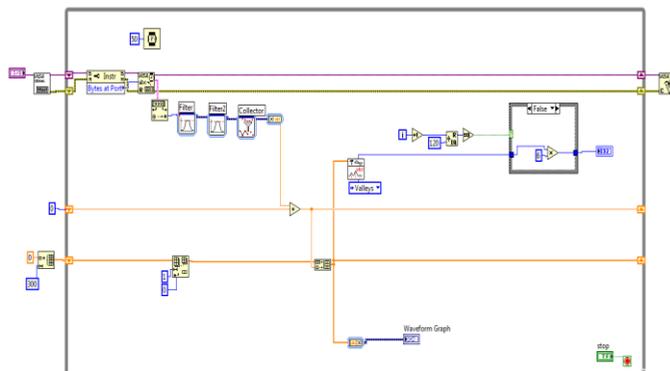


Рис.3 – Блок – диаграмма

Библиографический список

1. Лупов С.Ю., Муякшин С.И., Шарков В.В. Labview в примерах и задачах. Учебно-методические материалы по программе повышения квалификации << Обучение технологиям National Instruments >>.
2. <http://makerplus.ru/wiki/bluetooth-modul-hc-05>.
3. <http://arduino.ru/Hardware/ArduinoBoardUno>.

УДК 6.60

**ВЛИЯНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА
РЕПРОДУКТИВНЫЕ ПРОЦЕССЫ И РАЗВИТИЕ ЖИВЫХ
ОРГАНИЗМОВ**

Е.В. Ивасюк, В.В. Клименко

Научный руководитель – В.В. Клименко, доктор биологических наук
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В статье затрагивается проблема влияния ультразвукового излучения на живые организмы. А так же рассмотрены механизмы воздействия УЗИ на биологические объекты.

Ключевые слова: *ультразвуковое излучение, живые организмы, внешняя среда, кавитационный процесс.*

**INFLUENCE OF IMPACT OF ULTRASONIC RADIATION ON
REPRODUCTIVE PROCESSES AND DEVELOPMENT OF LIVING
ORGANISMS**

E.V. Ivasiuk, V.V. Klimenko

Scientific adviser – V.V. Klimenko, doctor of biological sciences
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

The article touches upon the problem of the influence of ultrasonic radiation on living organisms. As well as mechanisms for the impact of ultrasound on biological objects are considered.

Key words: *ultrasonic radiation, living organisms, external environment, cavitation process.*

В наш век человек, как и все живые организмы, подвержен внешним воздействиям, которые приводят к различным нарушениям в организме, изменениям наследственных свойств. Для всех живых организмов, звук является одним из воздействий внешней среды.

Ультразвук за последние годы нашел широкое применение в народном хозяйстве, биологии и медицине.

Ультразвуковое излучение оказывает сложное и выраженное биологическое действие, сущность которого еще недостаточно выяснена. Это действие в основном зависит от создаваемых в тканях огромных местных давлений и от местного теплового эффекта, связанного с поглощением энергии при глушении вибрации. Жидкие среды и газы поглощают ультразвук, а твердые тела хорошо его проводят.[1]

Одним из механизмов воздействия УЗ на биообъекты являются звукохимические реакции. Химические превращения наблюдаются при интенсивности УЗ от долей Вт/см² до десятков или сотен Вт/см² на частотах от 1 кГц до нескольких МГц. Помимо химического воздействия, в зависимости от интенсивности и длительности облучения, УЗ оказывает различное механическое воздействие на биологические объекты.

Существуют и методы, в которых на среду направляют ультразвук большой интенсивности (УЗ-пайка, УЗ-механическая обработка). При этом в жидкости развивается мощный кавитационный процесс (образование множества пузырьков, или каверн, которые при повышении давления схлопываются), вызывая существенные изменения физических и химических свойств этой среды.

Разрушающее действие звуковых волн зависит не только от силы звука и продолжительности облучения, но и от стадии развития организма; чем меньше возраст личинок, куколок, яиц и т. п., тем они чувствительнее к облучению.[2]

Библиографический список

1. Акопян, В. Б. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии. М. : МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005 — 224 с.
2. Физические основы применения ультразвука в медицине и экологии: учебно-методическое пособие. Под общ. ред. профессора С. П. Кундаса. Минск: МГЭУ им. А. Д. Сахарова, 2009. — 110 с.

КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ БАРБОТАЖНОЙ САНАЦИИ В ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ СИНДРОМА ДИАБЕТИЧЕСКОЙ СТОПЫ

А.А. Шмарин¹, С.В. Лобас¹, Э.А. Клевцов²

Научные руководители: А.А. Глухов, д.м.н., профессор,
А.А. Андреев, д.м.н., профессор

¹Воронежский государственный медицинский университет им. Н.Н.Бурденко,
Кафедра общей хирургии

²АО «Елатомский приборный завод»

Синдром диабетической стопы (СДС) - одно из наиболее распространенных и опасных осложнений сахарного диабета (СД), связанное с поражением периферических нервных волокон и микроциркуляторного русла нижних конечности. В результате больные СДС подвергаются риску развития массивных гнойно-некротических осложнений, что становится причиной объемных ампутаций нижних конечностей и приводит к инвалидности. СДС занимает одно из лидирующих мест среди осложнений СД по летальности ввиду развивающихся септических состояний. Применение программной барботажной санации (ПБС) инфицированных ран у больных СД показало свою эффективность в процессах очищения и регенерации.

Ключевые слова: синдром диабетической стопы, сахарный диабет, барботажная санация

CLINICAL SUBSTANTIATION OF BUBBLING SANITATION IN SURGICAL TREATMENT DIABETIC FOOT

A. A. Shmarin¹, S. V. Lobas¹, E.A. Klevtsov²

Research advisers: A.A. Glukhov, MD, professor,
A.A. Andreev, MD, professor

¹Voronezh State Medical University named after N. N. Burdenko, Department of
General Surgery

²Yelatma Instrument Making Enterprise

Diabetic foot is one of the most common and dangerous complications of diabetes mellitus. As a result, patients with diabetic foot are at risk of developing massive purulent-necrotic complications, which causes large-scale amputations of the lower extremities and leads to disability. Diabetic foot occupies one of the leading places among complications of diabetes by mortality in view of developing septic conditions. The use of software bubbling sanitation of infected wounds in patients with diabetes has shown its effectiveness in the processes of purification and regeneration.

Key words: diabetic foot syndrome, diabetes mellitus, bubbling sanitation

Актуальность. Сахарный диабет (СД) – занимает одну из лидирующих позиций среди причин смертности населения, по количеству провоцируемых осложнений [1]. Лечение СД требует высоких экономических затрат, которые составляют около 30% бюджета системы здравоохранения, 90% из которых направлены купирование осложнений заболевания [3, 4]. Одним из наиболее распространенных и опасных осложнений СД является синдром диабетической стопы (СДС), который является причиной снижения качества жизни больных, развития инфекционных осложнений, высокого риска ампутаций. Около 50% ампутаций выполняется на уровне бедра с нарушением опорной функции конечности и сопровождается высокими показателями инвалидизации и летальности [2, 5, 6, 7].

Цель исследования. Улучшить результаты хирургического лечения больных с синдромом диабетической стопы путем разработки и применения метода программной барботажной санации (ПБС).

Задачи исследования. Разработать метод ПБС. Изучить эффективность применения ПБС при лечении асептических и инфицированных ран в эксперименте. Изучить эффективность включения ПБС в комплексное лечение больных с СДС.

Материалы и методы. Исследования проведены в 2-х блоках: экспериментальном и клиническом.

Экспериментальные исследования проведены на 192 самцах белых крыс в контрольной и основной группах. Моделирование ран производилось в асептических условиях под наркозом. После обработки антисептиком на наружной поверхности средней трети бедра производили линейный разрез кожи длиной 1 см, рассекалась подкожная клетчатка, фасция и мышцы. После проведения гемостаза рану закрывали асептической повязкой без наложения швов.

Сразу после моделирования раны в контрольной группе лечение раневого процесса осуществляли путем наложения асептической повязки и ее смены 2 раза в сутки. В основной группе дополнительно проводили ПБС в 0,9% растворе натрия хлорида в течение 3-х минут во время утренней перевязки. Проведение сеансов ПБС осуществлялось с помощью специального устройства, разработанного на кафедре общей хирургии ФГБОУ ВО ВГМУ им. Н.Н. Бурденко Минздрава России.

Клинический блок исследования осуществлялся на базе хирургического отделения стационарного подразделения БУЗ ВО «Поворинской РБ» Воронежской области, было пролечено 48 больных нейропатической и нейроишемической формами синдрома диабетической стопы, осложненных гнойно-некротическим поражением (ГНП) нижних конечностей. Пациенты были разделены на контрольную и основную группы. Контрольную группу составили 23, основную – 25 больных. Анализ групп больных не выявил достоверных различий по полу, возрасту, по стадиям синдрома диабетической

стопы, другим осложнениям и сопутствующим заболеваниям. Для достоверности исследования все пациенты получали стандартизированное медикаментозное лечение. Основным этапом служила коррекция уровня глюкозы крови и достижение стабильного эффекта анти-гипергликемической терапии. Всем пациентам назначались препараты тиоктовой кислоты, растворы декстранов (реополиглюкин) и кристаллоидов с последующим форсированным диурезом в целях детоксикации. Применялись антибиотики широкого спектра действия и в соответствии с чувствительностью. Всем пациентам при поступлении выполнялась хирургическая обработка ран, при необходимости некрэктомия. В последующем проводились ежедневные перевязки. В качестве перевязочного материала для достоверности результатов пациентам обеих групп применялись стандартные марлевые повязки с мазью «Левомеколь». Пациентам исследуемой группы в период госпитализации при смене повязок прибегали к применению ПБС пораженной конечности. Контрольной группе ПБС не проводилось.

Метод ПБС основан на сочетанном использовании газо- и гидродинамических воздействий, реализуемых путем пропускания через раствор пузырьков газа, которые соприкасаясь с раневой поверхностью, позволяют усилить механическое отделение плотных и вязких некротических масс, детрита с раневой поверхности, способствуют улучшению кровообращения. Тем самым создаваемое барботажное воздействие путем высокой разницы давлений в системе «жидкость-твердое тело-газ» способствует деликатному очищению ран, а эффект гидродинамического массажа и аэрации стимулирует процессы регенерации.

Для выполнения ПБС в клинических исследованиях использовалась установка, разработанная на сотрудниками кафедры общей хирургии ФГБОУ ВО ВГМУ им. Н.Н. Бурденко Минздрава России (г. Воронеж) совместно с компанией "Еламед" (г. Рязань).

Для оценки течения раневого процесса при проведении экспериментальных исследований проводились клинические, планиметрические, гистологические и гистохимические методы. Учитывались следующие клинические проявления течения раневого процесса: характер воспалительной реакции, сроки очищения, появления грануляций, начала эпителизации ран, закрытие раневого дефекта, измерение площади ран.

Результаты и выводы. В ходе проведения исследований в экспериментальном блоке были получены следующие результаты. В опытной группе животных, где применялась ПБС, удалось сократить сроки заживления ран в 1,4 раза по отношению к контрольной группе. Экспериментальная работа по применению ПБС при лечении асептических и инфицированных ран на лабораторных животных показала безопасность и эффективность применения ПБС в лечении асептических ран мягких тканей.

В контрольной группе отек купировался на $2,3 \pm 0,3$ сутки, гиперемия кожи – на $1,9 \pm 0,6$, количество экссудата снижалось до скудного – $2,8 \pm 0,4$, сроки некролиза составили $3,7 \pm 0,2$, гиперемии – $2,5 \pm 0,2$, отека – $2,3 \pm 0,2$, появления грануляций – $3,2 \pm 0,3$ суток. В основной группе изучаемые показатели были равны $1,8 \pm 0,3$, $1,56 \pm 0,4$, $1,7 \pm 0,3$, $2,6 \pm 0,2$, $1,9 \pm 0,2$, $2,0 \pm 0,2$ и $2,5 \pm 0,2$, соответственно. В контрольной группе при неэффективности консервативного лечения 8-ми пациентам потребовалась ампутация, что составляет 34,7%, в опытной группе ампутации подверглись 4 пациента – 16%. Таким образом, способ барботажной санации показал свою безопасность и эффективность в лечении ГНП СДС.

Библиографический список.

1. Дедов И.И. Синдром диабетической стопы. Клиника, диагностика, лечение, профилактика / И.И. Дедов, М.Б. Анциферов, Г.Р. Галстян, А.Ю. Токмакова. -М.: Универсум Паблишинг, 1998. - 138с.
2. Гостищев В.К. Хирургическое лечение диабетической остеоартропатии, осложнённой гнойно-некротическими поражениями стоп / В. К. Гостищев, А.Н. Афанасьев, А.М. Хохлов // Хирургия. - 1999. - № 8. – 40-44 с.
3. Удовиченко О.В. Резистентность возбудителей раневой инфекции при синдроме диабетической стопы к антибиотикам / Удовиченко О.В., Почкина Н.И., Бублик Е.В., Галстян Г.Р. // Сахарный диабет. - 2007. - № 3. - С. 4-10.
4. Минаков О.Е. Синдром диабетической стопы / О. Е. Минаков, А. А. Андреев, А. П. Остроушко // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. – 2017. – Том X. - №2. С. 165-172.
5. Ерошкин С.Н. Этапы комплексного лечения пациентов с гнойно-некротическими формами синдрома диабетической стопы / С. Н. Ерошкин // Вестник экспериментальной и клинической хирургии – 2014 – Том VII. - №1. С. 32-38.
6. Шраер Т.И. Пути снижения количества и уровня ампутаций нижних конечностей при синдроме диабетической стопы / Шраер Т.И., Сергеев В.Н., Путинцев А.М., Луценко В.А., Емельянова М.З. // Бюллетень Восточно-Сибирского научного центра Сибирского отделения Российской академии медицинских наук. - 2005. - № 3. - С. 273-274.
7. Чиглашвили Д.С. Новые подходы к лечению нейропатических плантарных язв при синдроме диабетической стопы / Чиглашвили Д.С. // Вестник новых медицинских технологий. - 2009. - Т. 16. - № 1. - С. 182-183.
8. Андреев А. А. Экспериментальная апробация метода программной барботажной санации ран / Андреев А. А., Лобас С. В., Остроушко А. П. // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. - 2016. - Т9. - №4. - С. 314-321.
9. Асекеева Н. Т. К вопросу о роли тучных клеток в процессе заживления ран / Н. Т. Алексеева, А. А. Глухов // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. - 2011. - Т4. - №4. - С. 864 - 870.

5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ РОБОТОВ

УДК 519.711

ПЕРЕОБОРУДОВАНИЕ НЕПРЕРЫВНОГО РЕГУЛЯТОРА В ЦИФРОВОЙ РЕГУЛЯТОР ДЛЯ НЕЛИНЕЙНОГО ОБЪЕКТА УПРАВЛЕНИЯ В ВИДЕ ХИРУРГИЧЕСКОГО РОБОТА

А.И. Бобиков, М.М. Борисов, О.Н. Буркина

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Предлагается модификация переоборудования непрерывного регулятора, основанного на разложении в ряд Ли, за счёт введения постоянных коэффициентов в слагаемые закона управления с целью упрощения вычислительных операций и избавления от ошибок округления.

Ключевые слова: цифровое управление, период дискретизации, эмуляция, ряд Ли, согласование вход/функция Ляпунова.

CONVERSION OF CONTINUOUS REGULATOR TO DIGITAL REGULATOR FOR NONLINEAR OBJECT OF MANAGEMENT AS A SURGICAL ROBOT

A.I. Bobikov, M.M. Borisov, O.N. Burkina

Ryazan State Radioengineering University, Ryazan

A modification of the conversion of a continuous regulator based on Lie series expansion is proposed, by introducing constant coefficients in the terms of the control law in order to simplify computational operations and eliminate rounding errors.

Keywords: digital control, sampling period, emulation, Lee series, matching input/function Lyapunov.

Использование роботизированной хирургии позволило установить два уникальных направления в медицине, а именно телехирургия: хирург руководит роботом во время операции, непосредственно не контактируя с пациентом, и хирургия с минимальным вмешательством.

Нелинейное цифровое управление робототехническими комплексами справляется с двумя сложными задачами: одна из них связана с нелинейной динамикой объекта управления, а другая учитывает цифровые аспекты, неизбежные в приложениях реального времени. Большой интерес к нелинейному управлению обусловлен тем обстоятельством, что на практике все существующие роботы, применяемые в хирургии, в основном нелинейные.

В литературе существуют разные подходы, касающиеся дискретизации, количественной оценки и восстановления сигналов[1,3]. Наиболее перспективным является метод согласования управление/функция Ляпунова[2].

Ставится задача найти цифровой регулятор состояния, чтобы его эффективность с точки зрения функции Ляпунова замкнутой системы была такой же, как и при желаемой стратегии управления для непрерывной системы с обратной связью по состоянию. Это согласование требуется обеспечить только в моменты дискретизации ($t = iT$). Рассматриваемая здесь стратегия предполагает проектирование специального разложения в ряд выходного сигнала цифрового регулятора, так чтобы он устранял члены порядка $O(T^3)$.

Пусть объект описывается нелинейным уравнением состояния

$$\dot{x}_c(t) = f_c[x_c(t)] + g_c[x_c(t)]u_c(t). \quad (1)$$

Предположим, что непрерывное управление $u_c(t) = u_i$ на каждом интервале длительностью T , тогда эквивалентное разностное уравнение описывается формулой

$$x_{i+1} = F_d^T(x_i, u_i) = e^{T(f_c + g_c u_i)} x_i, \quad (2)$$

где использовано разложение в ряд Ли

$$e^{T(f_c + g_c u_i)} = 1 + \sum_{k \geq 1} \frac{L_{f_c + g_c u_i}^k}{k!}.$$

Здесь $L_{f_c + g_c u_i}^k$ – производная Ли k -го порядка. При заданном законе управления $u(t) = u_c(t)$ с функцией Ляпунова $V(x)$, последняя вычисляется путем интегрирования:

$$V[x_c(t = (i+1)T)] - V[x_c(t = iT)] = \int_{iT}^{(i+1)T} \dot{V}[x_c(\tau)] d\tau, \quad (3)$$

где x_c определяет изменение вектора состояния непрерывной замкнутой системы при $u_c(t)$. Свойство согласования вход/функция Ляпунова выполняется, если

$$V[x_{i+1}] - V[x_i] = \int_{iT}^{(i+1)T} \dot{V}[x_c(\tau)] d\tau, \quad (4)$$

где $x_i = x_c(t = iT)$ и x_{i+1} вычисляется с помощью (2). Отсюда цифровое управление воспроизводит в моменты дискретизации значения функции Ляпунова для непрерывной замкнутой системы и обеспечивает асимптотическую устойчивость цифровой системы для достаточно малых периодов дискретизации. При этом имеет место решение для (4) в виде асимптотического разложения по степеням T

$$u_k = u_d^T = u_{d0} + \sum_{i \geq 1}^m \frac{T^i}{(1+i)!} u_{d1}. \quad (5)$$

Используя разложение в ряд Ли и затем расширяя полученное равенство до третьего порядка, получаем (4) в следующем виде:

$$\begin{aligned} Q(x_k, T, u_k) = & (L_f + u_k L_g) V \Big|_{x_k} + \frac{T}{2!} (L_f^2 + u_k (L_g L_f + L_f L_g) + u_k^2 L_g^2) V \Big|_{x_k} + \frac{T^2}{3!} (L_f + u_k L_g)^3 V \Big|_{x_k} \\ & + O_1(T^3) - (L_f + u_c L_g) V \Big|_{x_k} + \frac{T}{2!} (L_f^2 + u_c (L_g L_f + L_f L_g) + u_c^2 L_g^2 + \dot{u}_c L_g) V \Big|_{x_k} \\ & - \frac{T^2}{3!} ((L_f + u_c L_g)^3 + 2\dot{u}_c (L_f + u_c L_g) L_g + \dot{u}_c L_g (L_f + u_c L_g) + \ddot{u}_c L_g) V \Big|_{x_k} - O_2(T^3) \end{aligned}$$

с $O_1(T^3)$ остальными членами разложения в ряд Ли функции

Ляпунова для цифровой системы и с $O_2(T^3)$ остальными членами разложения в ряд функции Ляпунова для непрерывной системы.

Ожидается, что разложения улучшат эффективность цифровой системы управления при достаточно больших периодах дискретизации по сравнению со случаем эмуляции. Как показано в [2], увеличение порядка регулятора приводит к более сложным выражениям для закона управления, и, как следствие, ожидается большая степень колебательности для больших T . Однако во всех рассмотренных работах более высокой точности перепроектирования можно добиться лишь путем увеличения порядка цифрового регулятора состояния и/или уменьшения периода дискретизации. При этом, чем больше порядок цифрового регулятора состояния, тем большее число слагаемых (членов ряда) описывают полученный закон управления.

В данной работе предлагается модифицировать закон управления для цифрового регулятора, используя

$$u_i = u_d^T = u_{d0} + \sum_{k \geq 1} \frac{(1 - q_k T) T^k}{(k + 1)!} u_{d1}, \quad 0 \leq q_k < 1/T.$$

Цель методики, предлагаемой нами, повысить точность перепроектирования при заданном периоде дискретизации T и фиксированном порядке регулятора за счет введения постоянных коэффициентов q_k в слагаемые, представляющие цифровой закон управления (5), другими словами, мы предлагаем взвешивать члены ряда, составляющие закон управления для цифрового регулятора. В отличие от [2] мы не добиваемся точного совпадения разностей функций Ляпунова для непрерывного $V_c(x_{i+1})$ и цифрового $V(x_{i+1})$ регуляторов, а стремимся уменьшить несоответствие $E_V(x_i) = V(x_{i+1}) - V_c(x_{i+1})$, $V(x_i) = V_c(x_i)$ с помощью уменьшения влияния остаточных членов разложения ошибки аппроксимации и обеспечить большую отрицательность для разности функции Ляпунова. Введение

коэффициентов $1 - q_k T$ уменьшает не только $O(T^3)$, но и $O(T^4)$, тем самым уменьшает отличие $V(x_{i+1}) - V(x_i)$ от $V_c(x_{i+1}) - V_c(x_i)$.

Итак, мы используем точные цифровые модели непрерывного регулятора, предложенные в [2], но не ставим задачу добиться соответствия разностей функций Ляпунова непрерывной и цифровой систем с точностью до высокого порядка, определяемого числом членов совпадающих членов разложения в ряд, а пытаемся уменьшить несоответствие с помощью уменьшения отличия этих разностей в целом. Очевидно, предлагаемый нами подход, можно использовать и для решения задачи повышения периода дискретизации при сохранении порядка регулятора, следовательно, влекущей упрощение реализации цифрового регулятора, и точности перепроектирования.

Библиографический список

1. S. Monaco, D. Normand-Cyrot and F. Tiefensee. Nonlinear port controlled hamiltonian systems under sampling. Shanghai, 2009.
2. V. Tanasa, S. Monaco and C. Normand-Cyrot. Nonlinear optimal stabilizing control under sampling. In 51th CDC, Maui, Hawaii.
3. Бобиков А.И., Галкина Е.А. Цифровой ЗСУР-регулятор для нелинейного объекта управления: Материалы Международной научно-практической конференции. Сочи, 2016.

УДК 617.57-77

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В БИОНИЧЕСКИХ ПРОТЕЗАХ

И.В. Петрунин, Г.М. Кадырова

Научный руководитель – Мирина Т.В., к.т.н., доцент

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

Рассматривается применение биологической обратной связи в различных системах управления протезами. Тренировка инвалидов с использованием БОС.

Ключевые слова: биологическая обратная связь, миотонические протезы, нейрокомпьютерный интерфейс, система управления протезом, протезирование

USE OF BIOLOGICAL FEEDBACK IN BIONIC PROSTHESES

I.V. Petrunin, G.M. Kadyrova

Scientific adviser - Mirina T.V., Ph.D., associate professor

Ufa State Aviation Technical University, Ufa

The application of biological feedback in various control systems of the prosthesis, training of the disabled before prosthetics using BOS is considered.

Keywords: biological feedback, myotonic prosthesis, neurocomputer interface, prosthetic control system, prosthetics

При использовании любой системы управления протезом, будь она миотонической или даже нейрокомпьютерной, человек может совершать какие-либо жесты искусственной конечностью, но к сожалению, не в состоянии полностью управлять и координировать ими (например, менять силу хвата).

С данной проблемой возможно справиться с помощью использования технологии, называемой биологическая обратная связь (БОС).

БОС основана на принципах саморегуляции человеком некоторых своих физиологических параметров с помощью использования внешней аппаратуры. Человеку визуально, через интенсивность звука или другими способами, представляется информация о динамике его параметров физиологических процессов (ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ и т.д) и то как они изменяются от его действий, позволяя тем самым тренировать эти параметры до нужных значений.

Применительно к вопросу протезирования конечностей - биологической обратной связью является система, которая посылает человеку информационные сигналы о положении и состоянии протеза и позволяет ему реагировать на них. Т.е. образуется единый двухсторонний интерфейс человек-протезированная конечность. (Рис.1).

Такая система состоит из большого массива датчиков, которые измеряют какие-либо внешние показатели ,воздействующие на протез, например, давление и температуру. Информация с датчиков обрабатывается посредством микроконтроллера и им же формируется ответный сигнал для схемы воздействия на БО.

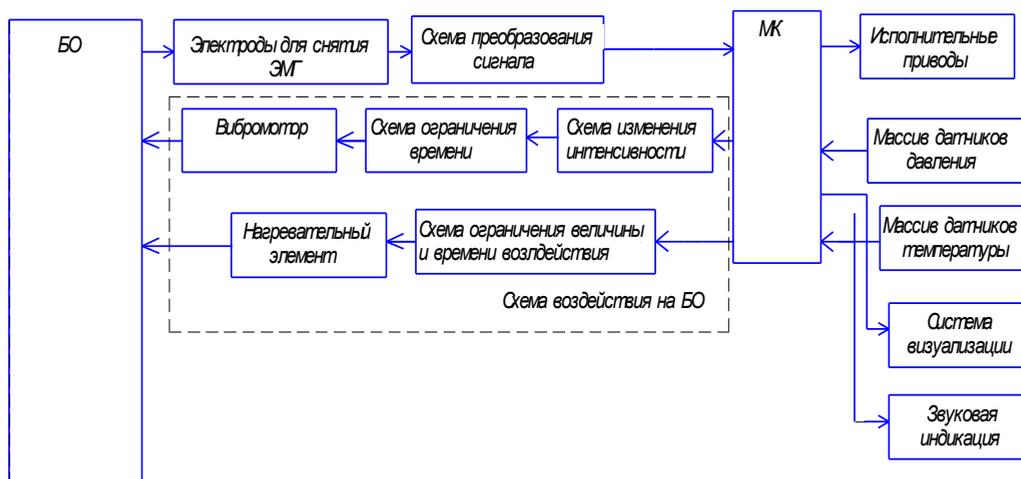


Рис.1 – Блок схема миоэлектрического протеза с системой биологической обратной связи

Сигнал от схемы воздействия на БО используется для того, чтобы проинформировать человека о величине внешнего воздействия и позволить ему изменять эту величину, посредством изменения сигнала, служащего управляющим для протеза. В случае миотонической системы управления- это изменение амплитуды или длительности ЭМГ, которое приводит к изменению тока подаваемого на электроприводы, а следовательно к снижению момента силы который он может создавать.

Для того чтобы это стало возможным необходимо, чтобы человек мог сопоставлять величину, воздействующую на него (интенсивность или длительность вибрации от вибромотора) с величиной внешнего воздействия. Быстро сформировать этот устойчивый навык возможно с помощью введения нескольких более простых способов индикации величины внешнего воздействия. Так во многих приборах для терапии основанных на принципе саморегуляции посредством биологической обратной связи используется так называемая свето-звуковая индикация изменения физиологических параметров. Такая индикация позволяет снизить напряжённость человека, вызванную необходимостью следить за изменением параметров какого-то одного индикатора. А введение данного простого вида индикации совместно с другими более сложными, например с тактильными (вибромоторы) или болевыми (нагревательный элемент) индикаторами, позволяет точно понять как изменяется интенсивность воздействия этих индикаторов от изменения физиологического параметра.

В случае же с температурным воздействием, нет необходимости изменять управляющий протезом сигнал. Биологическая связь по температуре является своего рода защитой протеза от сильного температурного воздействия и позволяет человеку вовремя среагировать на повышение температуры.

При проектировании систем БОС следует также учитывать, что человеку свойственно адаптироваться к воздействиям. Так, например, если подавать очень долгое время сигнал на вибромотор, то человек адаптируется к вибрации и не сможет сопоставить её с внешним воздействием. Для того чтобы этого избежать, воздействие подаётся небольшими порциями, через схему ограничения времени. В случае с температурным или других поражающих воздействиях, которые передают внешний параметр через болевой эффект следует чётко ограничивать амплитуду и длительность воздействия, чтобы не нанести вред человеку.

Стоит отметить, что БОС используется не только для создания систем гибкого управления миотоническим протезом. В протезах с нейрокомпьютерным управлением она помогает определить признак (сигнал), который отвечает за то или иное действие протеза и научиться управлять им, без использования инвазивного массива электродов. Инвалид совершает какое-либо фантомное движение своей культи. Электроды, размещенные либо на поверхности головы, либо внедренные в нервы на оставшейся части конечности снимают динамику электрических нервных процессов и вся эта информация представляется человеку.

Как правило, обычный человек не может расшифровать биомедицинские сигналы (ЭКГ, ЭМГ, ЭЭГ и т.д.), поэтому информация представляется в форме какой-то игры, где управляющим звеном являются физиологические параметры. Задача этой игры, определить необходимый признак или параметр и заставить человека тренировать его.

Тренировки с использованием биологической обратной связи, помогают просто и быстро довести физиологический параметр до нужного для управления протезом значения.

Биологическая обратная связь в протезировании позволяет создать одновременно гибкую систему управления, с возможностью управлять многими параметрами протеза, а также легкую и удобную систему для тренировки управляющих протезом физиологических параметров.

Библиографический список

1. Биоуправление — 2. Под редакцией М.Б.Штарк и Р.Колл. Новосибирск, 1995 г
2. "Человек и наука" №7 за 2003 г Биологическая обратная связь (БОС)
3. Д. Сафин, И. Пильщиков, М. Ураксеев «Современные системы управления протезами»
ЭЛЕКТРОНИКА: Наука, Технология, Бизнес 4/2009
4. Гусев В.Г., Гусев Ю.М. Электроника и микропроцессорная техника. – М.:Высшая школа,2005.
5. Штарк М.Б., Скок А.Б. Применение электроэнцефалографического биоуправления в клинической практике. М. - 2004 г

6. Белова А.Н. Нейрореабилитация .-М. Антидор, 2000 г. – 568с.
7. Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л., Шнейдер А.Е. Биоэлектрическое управление. –М.: Наука, 1972.
8. Славущий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами.– М.: Медицина, 1982.
9. . US patent no.466083 filed on 2002-01-10, issued on 21.06.2005. Sieve electrode which can be connected to a nerve stump.

УДК 616.78

ПРИМЕНЕНИЕ РОБОТИЗИРОВАННЫХ КОМПЛЕКСОВ В РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ

А.Ф. Саббахова

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., к.т.н., доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет,
г. Уфа

Одним из новейших направлений восстановления утраченных двигательных функций пациента является роботизированная механотерапия. Суть её заключается в использовании специальных роботизированных конструкций для тренировки функций верхних и нижних конечностей.

Ключевые слова: *робототерапия, реабилитация, роботизированная механотерапия, нейропластичность*

APPLICATION OF ROBOTIC COMPLEXES IN REHABILITATION OF PATIENTS

A.F. Sabbakhova

Research Supervisor – Urazbakhtina Yu.O k.t.s., associate professor

One of the newest areas of the patient's recovery of lost motor function is a robotized mechanical therapy. Its essence is to use a special robotic structures for training functions of the upper and lower extremities.

Keywords: *robototerapiya, rehabilitation, robotic mechanotherapy, neuroplasticity*

Роботизированная механотерапия – новый метод реабилитации. Реабилитация пациентов после инсультов и травм – это длительный процесс, который происходит в течении долгого времени и включает в себя множество составляющих (кинезиотерапия, эрготерапия, курсы массажа, ЛФК, занятия с психологом)

В современной медицине появляются новые методы, которые служат для восстановления функционирования головного мозга и скорейшего возвращения пациента к нормальной жизни.

Главным достоинством робототерапии является достижение наилучшего качества тренировок по сравнению с традиционной лечебной физкультурой благодаря следующим факторам:

- увеличение длительности занятий;
- высокая точность циклических многократно повторяющихся движений;
- неизменяемая равномерная программа тренировок;
- наличие механизмов оценки эффективности выполняемых упражнений и возможность показать её пациенту.

Типы реабилитационных роботизированных комплексов

1. Система для реабилитации верхних конечностей.

Такой тип устройств предназначен для восстановления функции кистей и пальцев рук в основном при инсультах и черепно-мозговых травмах, а также возможно проведение реабилитационных программ при посттравматических и послеоперационных патологиях суставов кистей рук, хронических дегенеративных и воспалительных болезнях суставов кистей рук. Суть работы системы заключается в технике обратного обучения движениям верхних конечностей.

При травме или инсульте в области поражения мозговой ткани клетки погибают, и в этом участке мозга прекращается передача импульсов. Но благодаря механизму нейропластичности мозг может адаптироваться ко многим патологическим изменениям.

Нейропластичность – это способность здоровых нейронов, которые находятся возле очага поражения мозговой ткани, соединяться с окружающими нервными клетками и принимать на себя определенные функции, то есть при определенных условиях (например, получения стимулов с периферии) восстанавливать информационную передачу между центральной и периферической нервной системой.

2. Роботизированные комплексы для обучения навыку ходьбы.

Данные конструкции являются настоящим открытием в робототехнике и предназначены для излечения патологических состояний с нарушениями функций ходьбы, координации и равновесия. Показаниями к применению являются двигательные расстройства нижних конечностей, связанные с наличием черепно-мозговой или спинальной травмы, последствиями инсульта, паркинсонизма, рассеянного.

Использование таких систем восстановления позволяют:

- помочь пациенту встать на ноги и восстановить функцию ходьбы в наиболее короткие сроки;
- предотвратить осложнения, связанные с неподвижностью пациентов в течении длительного времени (пролежни, атрофия мышц, застойные явления в легких);
- адаптировать сердце и сосуды пациента к возвращению к физическим нагрузкам и вертикальному положению тела.

Виды роботизированных комплексов:

1. Аппарат Reo Go – роботизированная восстановительная система, оборудованная БОС и средствами для разгрузки веса больного, предназначенная для воссоздания функции ходьбы. [1]
2. Аппарат Re Jouce – механотерапевтический мануальный комплекс, используемый для восстановления мелких движений кисти с наличием обратной биологической связи. Действие тренажера направлено на предотвращение развития патологий кисти, уменьшение гипертонуса мышц кисти, восстановление объема активных движений кистью и пальцами рук. [2]



Рис. 1 – Вертикализатор ERIGO

3. Тренажер RT 300 ARM & LEG – восстановительная механотерапевтическая система, оборудованная обратной биологической связью и механизмом разгрузки веса руки больного. При помощи тренажера RT 300 можно заниматься как пассивными, так и активными упражнениями с функциональной шестиканальной стимуляцией, благодаря чему устраняются отеки конечностей, суставные контрактуры и резкость движений конечностей. [3]

Заключение

Как свидетельствует клиническая практика, восстановление двигательной активности больных с помощью роботизированной механотерапии помогает в большинстве случаев избежать инвалидизации и вернуть пациентов к нормальной жизни.

Библиографический список

1. “Роботизированная система обучения Reo-Go” <http://www.profmed-guide.ru/aktualnie-problemi-so-zdorovem-i-puti-ix-resheniya/robotizirovannaya-sistema-obucheniya-reo-go>
2. “Роботизированная механотерапия”
<http://www.neurology.ru/reabilitaciya/robotizirovannaya-mehanoterapiya>
3. “Восстановление подвижности конечностей при помощи роботизированной механотерапии” <http://gidmed.com/novosti/robotizirovannaja-mehanoterapija.html>

УДК 004.896:621.865.8

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ АВТОМОБИЛЬНЫХ НОМЕРОВ

А.А. Большакова, С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

*В данной работе рассматривается создание алгоритма для распознавания автомобильных номеров, который может использоваться для разных целей, например, обнаружение нарушителя на дорогах общего пользования. **Ключевые слова:** автомобиль, автомобильный номер, система распознавания, библиотека OpenCV.*

THE ALGORITHM FOR LICENSE PLATE RECOGNITION

A.A.Bolshakova, S.S.Luksha

Ryazan State Radioengineering University, Ryazan

This paper is about algorithm for license plate recognition. The algorithm allow to detect license plates and recognize symbols using training set.

Keywords: car, license plate, recognition system, OpenCV library.

В данной работе представлены алгоритмы распознавания автомобильных номеров с изображения, полученного видеодатчиком. Описано поэтапное выполнение алгоритма, отдельные вопросы его программной реализации и показаны шаги дальнейшего совершенствования проблемы.

Готовые программы по распознаванию автомобильных номеров являются дорогостоящими, поэтому в некоторых случаях после её приобретения пользователь понимает, что она работает не совсем достоверно. В этой работе используются библиотеки OpenCV, возможности которых позволяют написать программу по распознаванию номеров. Библиотеки включает в себя обработку изображений и выдачу результата распознавания: автомобильные номера, попавшие в кадр.

При практическом использовании таких систем могут возникнуть ряд проблем, например грязные или подтертые номера. Поэтому необходима

детальная настройка программы, позволяющая максимизировать вероятность распознавания номеров. *Предмет исследования* - процесс обнаружения и распознавания автомобильного номера на цифровых изображениях. *Цель* - максимально точно распознавать различные номера при любых погодных условиях и дефектах.

Предложенный алгоритм состоит из следующих шагов:

1. Получение изображения.
2. Бинаризация полученного изображения.
3. Обнаружение контуров с помощью детектора границ Кэнни.
4. Поиск областей интереса. В случае предложенной работы, поиск букв и цифр в автомобильном номере.
5. Обучение методом для метода опорных векторов, при помощи которого программа будет сравнивать полученное изображение с базой знаний.
6. Распознавание и классификация с использованием метода опорных векторов. Полученное обучающее множество используется для сопоставления выявленных областей изображения, содержащей символы. Для каждого символа имеются около тысячи тестовых изображений, на основе которых формируется обучающее множество. Также имеется набор контрпримеров, которые не являются символами и не позволяет алгоритму допускать ложные распознавания.
7. Выдача результата: вывод на экран автомобильного номера, который представлен на изображении.

С помощью данной программы в дальнейшем могут разрабатываться более сложные алгоритмы, которые будут работать с камерой инфракрасного диапазона, и смогут быть использованы для систем видеонаблюдения в разных охраняемых предприятиях или на дорогах общего пользования.

Библиографический список

1. Евстигнеев Д.В. Проектирование роботов и робототехнических систем в DymSoft RobSim 5. Часть I. М.: 2014.
2. Вукобратович М., Стокич Д., Кирчански Н. Неадаптивное и адаптивное управление манипуляционными роботами. М.: Мир, 1989.

УДК 004.896:621.865.8

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ДОРОЖНЫХ ЗНАКОВ ДЛЯ СИСТЕМЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ АВТОМОБИЛЯ-РОБОТА

П.Д. Гаджиев, С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работе рассматривается алгоритм распознавания дорожных знаков, который используется в системе технического зрения автомобиля-робота или интеллектуальной системы помощи водителю. Рассматриваются основные аспекты реализации и особенности функционирования в различных условиях.

Ключевые слова: автомобиль-робот, распознавание образов, дорожные знаки.

THE ALGORITHM FOR TRAFFIC SIGNS DETECTION FOR ROBOT COMPUTER VISION SYSTEM

P.D. Gadgiev, S.S. Luksha

This paper is about the algorithm for traffic signs recognition which may be used by computer vision system of mobile robot. Some key features of the algorithm will be discussed.

Keywords: robot car, image recognition, traffic signs.

Распознавание дорожных знаков средствами технического зрения позволяет привлекать дополнительное внимание водителя, для соблюдения правил дорожного движения (ПДД), а также способствует принятию решений по маневрированию беспилотных транспортных средствах. Как результат, система распознавания дорожных знаков может существенно повысить безопасность дорожного движения.

Первым важным шагом в решении данной задачи является подбор измерительных устройств, способных максимально точно передавать видимое изображение. Отсутствие «засветов» (белых пятен на изображении) и точная цветопередача позволяет получить максимально пригодное для обработки исходные данные. Следует использовать камеры с автоэкспозицией, имеющей высокую частоту дискретизации.

Вторым этапом является обработка изображения, для обучения нейросети или SVM (*Support Vector Machine* – Метод опорных векторов), которой мы и будем пользоваться. Алгоритм обработки описан ниже.

В данной задаче важна производительность, стоит стремиться к максимально возможной частоте кадров. Для ускорения процессов обработки будем работать с кадрами разрешением не более 640*480.

Стандартное изображение в OPENCV имеет цветовую схему BGR, данная схема очень чувствительна к изменению освещения. Это пагубно сказывается на нахождении нужного цвета. Для простоты работы конвертируем изображение в формат HSV.

Удаляем лишние шумы с изображения, для этого применяем размытие по медиане и размытие по Гауссу. После этого избавимся от лишних цветов, для упрощения поиска нужного цвета, применив редуцирование. Для окончательного удаления шума применим эрозию и дилатацию. В итоге получаем изображения для дальнейшего поиска на нем нужных объектов.

Знаки дорожного движения делятся на классы по формам и цветам. Искать знаки по контурам ресурсозатратный процесс, с высокой вероятностью ложного реагирования на предметы треугольной, квадратной и круглой формы, то стоит начинать распознавание знака с нахождения цвета. Поиск ведется по цветам находящимся на границе знака. Соответственно ищем синие и красные области. Выделим наибольшую из них квадратной рамкой. Запоминаем ее расположение и вырезаем из обработанного цветного изображения найденную область интересов.

Теперь ищем черный, синий или красный в зависимости от того по какому из них вырезано наше изображение. Полученное изображение подготавливаем для работы с SVM.

Для начала работы создаем материал для обучения. В директориях сохраняем обработанные изображения дорожных знаков, каждый в отдельной папке в количестве от 1000 до 4000 изображений.

Данные для обучения уменьшаем в объеме. Для этого уменьшаем разрешение изображений до 28*28 пикселей, таким образом снова выигрываем в производительности. Помимо изображений со знаками создаем директорию с примерами ложных срабатываний, чтобы обезопасить БТС от фатальных ошибок и ложных оповещений.

Разработанный алгоритм позволяет выделять знаки на насыщенном объектами фоне и предоставлять системе управления автомобилем-роботом или интеллектуальной системе помощи водителю информацию о действующих ограничениях и возможных событиях.

Библиографический список

1. Евстигнеев Д.В. Проектирование роботов и робототехнических систем в Dyn-Soft RobSim 5. Часть I. М.: 2014.
2. Вукобратович М., Стокич Д., Кирчански Н. Неадаптивное и адаптивное управление манипуляционными роботами. М.: Мир, 1989.

АЛГОРИТМЫ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИМ МАНИПУЛЯТОРОМ

С.А. Голь, А.В. Кондрашов, С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В данном докладе рассмотрим алгоритмы интеллектуального управления робототехническим манипулятором, оценим их достоинства и недостатки.

Ключевые слова: *интеллектуальное управление, нечеткая логика, манипулятор, нейронные сети, экспертные системы.*

ALGORITHMS OF INTELLIGENT MANAGEMENT OF THE ROBOTECNICAL MANIPULATOR

S.A. Gol, A.V. Kondrashov, S.S. Luksha

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This paper is about algorithms for intelligent control of a robotic manipulator, pointed key advantages and disadvantages.

Keywords: *intellectual control, fuzzy logic, manipulator, neural networks, expert systems.*

Ввиду широкого применения робототехнических комплексов с манипулятором методы управления последним является весьма актуальной задачей. В эту область входят алгоритмы расчета координат расположения в пространстве для каждого из имеющихся звеньев манипулятора, алгоритмы расчета положения звеньев для достижения заданной точки конечным актуатором, а также алгоритмы выделения и распознавания объектов интереса в случае автономного захвата. В работе предлагается рассмотреть вопрос реализации алгоритмов, позволяющих осуществлять управление с высокой степенью автоматизации.

Система называется интеллектуальной, если она обладает следующими отличительными особенностями:

1. Система обладает знаниями, которые определяют ее поведение в сложной и заранее неизвестной ситуации.

2. Система имеет механизм обучения или самообучения, позволяющий ее пополнять базу собственных знаний.

Несложно заметить, что неотъемлемой частью интеллектуальной системы являются знания. Знания представлять собой либо набор правил, либо иную форму представлений, позволяющую на их основе производить процедуру принятия решения в той или иной ситуации.

Механизм обучения или самообучения интеллектуальной системы должен позволять пользователю добавлять или изменять знания, заложенные в систему.

Если интеллектуальная система обладает исключительно механизмом самообучения, то такая система должна обладать интерфейсом, позволяющим пользователю формировать обучающие примеры.

Для механизмов самообучения важно правильно сформировать критерий качества работы системы, минимизация или максимизация которого дает системе возможность судить о правильности самообучения. Поэтому предусмотреть все возможные комбинации входов попросту невозможно, что вынуждает прибегать к механизму классификации.

Классификация – это процесс разбиения входного значения по каждому входу на диапазоны значений. Действия системы при попадании входной величины в тот или иной диапазон может быть различно [1]. Классификация является важной составляющей работы интеллектуальной системы, выделяют несколько технологий их построения:

1. Экспертные системы – это технология интеллектуальных систем, знания в которой представлены набором правил, типа «ЕСЛИ ..., ТО ...».

Достоинства:

- простота реализации;
- удобство реализации системы, оперирующей с дискретными входными сигналами;

- понятная для человеческого восприятия база знаний.

Недостатки:

- сложность реализации систем, оперирующей с непрерывными сигналами;

- сложность восприятия базы знаний при большом числе правил.

2. Технология фреймообразных структур – интеллектуальная технология построения алгоритмов поведения робота на основе диалога с пользователем. Для управления всеми функциями системы в данном случае необходимо реализовать язык текстовых или голосовых запросов. Фрейм активизируется, если в строку запроса входят все слова указанного фрейма в указанной последовательности.

Достоинства:

- универсальность, т.е. структура может применяться в различных системах;

- наличие механизмов самообучения на основе диалога с пользователем.

К недостаткам следует отнести то, что система не анализирует смысл фраз, а работает по ключевым словам. Кроме того, технология фреймообразных структур может быть применена только для построения стратегического уровня системы управления роботом.

3. Нечеткая логика – (fuzzy logic) интеллектуальная технология, основанная на нечетких множествах Лотфи Заде. В нечетких логических системах, также как в экспертных системах, имеется набор продукционных

правил, типа «ЕСЛИ ..., ТО...». Но результат вычисления левой части выражения «ЕСЛИ...» может принимать не только значения ПРАВДА и ЛОЖЬ, но и промежуточные значения. Результат логического вывода в нечетких логических системах также нечеткий и определяется средневзвешенным значением.

Нечеткие логические системы обладают рядом достоинств:

- возможность принятия средневзвешенного решения, что позволяет обходить препятствие, слегка стремясь к цели;
- существенно меньшее число правил по сравнению с экспертной системой;
- возможность оперирования с непрерывными значениями.

Однако следует отметить и недостатки нечеткой логической системы:

- невозможность организации памяти внутри нечеткого логического регулятора;
- невозможность предварительных математических вычислений;
- невозможность организации процесса самообучения.

4. Технология нейронных сетей – это попытка создания интеллектуальной системы по аналогии с нейронной сетью живых организмов.

Структура искусственного нейрона (рис. 1) представляет собой весовой сумматор с нелинейным элементом на выходе. Количество входов у нейрона может быть различное, в основном зависит от количества нейронов в предыдущем слое. Каждое входной сигнал умножается на свой весовой коэффициент и складывается с результатами таких же умножений для других входов. Полученная сумма пропускается через нелинейный элемент, выход которого является выходным значением нейрона.

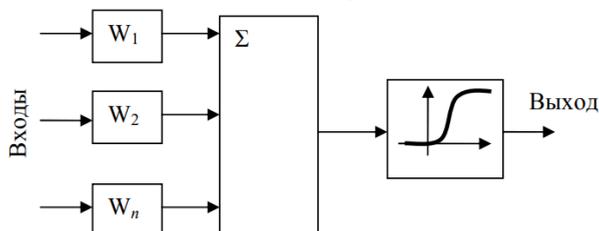


Рис.1 – Структура искусственного нейрона

К достоинствам нейронных сетей относятся следующие особенности:

- возможность самообучения.
- возможность оперирования и интерполяции с непрерывными величинами.
- возможность распараллеливания алгоритмов расчета нейронной сети

Однако следует отметить и недостатки:

- невозможность объяснения результата;

- частое достижение в процессе обучения локального минимума критерия, вместо глобального;
- продолжительность процесса обучения.

Библиографический список

1. Евстигнеев Д.В. Проектирование роботов и робототехнических систем в Dyn-Soft RobSim 5. Часть I. М.: 2014.
2. Вукобратович М., Стокич Д., Кирчански Н. Неадаптивное и адаптивное управление манипуляционными роботами. М.: Мир, 1989.

УДК 004.896:621.865.8

**АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ДОРОЖНОЙ РАЗМЕТКИ ДЛЯ
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ПОМОЩИ ВОДИТЕЛЮ**

И.А. Кузнецов, С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г.Рязань

В работе рассматриваются вопросы разработки алгоритма распознавания дорожной разметки с помощью видеодатчика. Алгоритм предназначен для интеллектуальных систем помощи водителю и роботов, функционирующих в условиях дорог общего пользования.

Ключевые слова: *робот, разметка, видеодатчик, система распознавания образов.*

**THE ALGORITHM FOR TRAFFIC LINES DETECTION AS PART OF
ADVANCED DRIVER ASSISTANCE SYSTEM**

I.A. Kuznetsov, S.S. Luksha

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This paper is about development of algorithm for traffic lines recognition using camera. It may be used for advanced driver assistant systems or for mobile robots in case of function on public roads.

Keywords: *robot, traffic lines, camera, image recognition system.*

Многочисленные автоматизированные системы прочно вошли в рабочую и бытовую жизнь современного человека. Интеллектуализация автотранспорта является одним из направлений внедрения таких систем, в котором важную роль играют модули распознавания дорожных сцен и элементов. Детектирование дорожной разметки позволяет не только облегчить управление транспортным средством в потоке, но и повысить безопасность, предотвращая ситуации непреднамеренного выезда из полосы движения или на встречную полосу. *Целью настоящей работы* является разработка алгоритма для системы распознавания дорожной разметки и выделения полос движения.

На основе имеющихся разработок в области распознавания изображений был предложен следующий алгоритм выделения дорожной разметки:

1. Получение изображения с видеодатчика. Бинаризация.
2. Детектирование контуров и моделей линий.
3. Нахождение точки схождения линий.
4. Обрезание изображения по линии горизонта.

Исходное изображение предоставляется в цветовом пространстве RGB, после чего осуществляется бинаризация изображения. Применение детектора границ Кенни и преобразование Хафа позволяет бинаризовать изображение.

Детектор границ Кэнни предназначен для оптимального определения границ, который рассчитывает градиенты интенсивности изображения, а затем с помощью двух порогов удаляет слабые границы, оставляя искомые. Получив границы с помощью алгоритма Кенни, мы можем соединить их с помощью линий, определённых с использованием преобразования Хафа. В результате будет получен набор линий, каждая из которых, после небольшой дополнительной обработки и фильтрации, становится кандидатом на принадлежность к линиям разметки

Так как камера будет расположена горизонтально, то верхняя часть изображения с камеры не будет содержать полезной информации (линии разметки), поэтому она не учитывается при обработке изображения. Фильтрацию области, выше линии горизонта можно выполнить двумя способами: закрасить верхнюю часть бинарной маски черным, либо линиями разметки считать только те линии, которые находятся ниже горизонта. Линию горизонта можно определить по той точке, в которой сходятся правая и левая полоса

Разработанный алгоритм может послужить базой для создания более сложных моделей. Дальнейшая разработка будет направлена на создания алгоритма для детектирования линий разметки при наличии более двух полос движения, а также для детектирования криволинейной разметки.

Библиографический список

1. Евстигнеев Д.В. Проектирование роботов и робототехнических систем в Dyn-Soft RobSim 5. Часть I. М.: 2014.
2. Вукобратович М., Стокич Д., Кирчански Н. Неадаптивное и адаптивное управление манипуляционными роботами. М.: Мир, 1989.

СИСТЕМА СКАНИРОВАНИЯ РЕЛЬЕФА МЕСТНОСТИ МЕТОДОМ ФОТОГРАММЕТРИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АЭРОФОТОСЪЕМКИ

П.В. Курин, С.С. Лукша

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Статья посвящена разработке системы сканирования местности методом фотограмметрии. В статье описан разработанный принцип действия сканирования методом фотограмметрии и алгоритм обработки для получения 3D модели рельефа местности для дальнейшего использования.

Ключевые слова: аэрофотосъемка, восстановление рельефа местности, фотограмметрия

THE SYSTEM FOR LANDSCAPE SCANNING USING FOTOGRAMMETRY AND AERIAL PHOTOGRAPHY

P.V. Kurin, S.S. Luksha

This paper is about development of landscape scanning system using photogrammetry. The principle of scanning and the algorithm of 3D reconstruction are described.

Keywords: aerial photography, landscape reconstruction, photogrammetry.

Аэрофотосъемка с использованием беспилотных систем обеспечивает значительную экономию средств по сравнению классическими подходами в картографии, такими как пилотируемая аэрофотосъемка, а также имеет качество, превосходящее спутниковые системы. Автоматизированная беспилотная система может фотографировать один квадратный километр местности в час и запускаться на самом участке, позволяя задать параметры полета с учетом местности и погодных условий. Полученные ортофотопланы и 3D реконструкции могут иметь заданную точность, с учетом требований не значительно повышая время проведения аэрофотосъемки. Обработка полученных снимков в процессе аэрофотосъемке может быть распараллелена для выполнения обработки сразу на множестве устройств, что сокращает время обработки.

Рекомендуемыми требованиями к системе является:

- Беспилотный летательный аппарат с системой позиционирования GNSS и возможностью подъема полезной нагрузки от 500 грамм.
- Камера с матрицей разрешением 5 мегапикселей и выше, а также объективом 50мм и фиксированным фокусным расстоянием.
- Запоминающее устройство способное сохранить не менее 1000 фотографий с учетом выбранной камеры.

- ЭВМ с установленным программным обеспечением и соответствующая минимальным требованиям данного программного обеспечения.

Процесс создания ортофотоплана и 3D реконструкции местности можно разложить на следующие пункты:

1. Определение места съемки местности.
 2. Составление траектории полета беспилотного летательного средства.
 3. Согласование и получение разрешения на съемку у органов местного самоуправления.
 4. Выезд на место съемки и подготовка оборудования.
 5. Проведение автономной аэрофотосъемки над местностью.
 6. Перенос полученных снимков с запоминающего устройства на ЭВМ.
 7. С помощью программных средств в автономном режиме, определение позиций съемки каждого кадра относительно других.
 8. Построение плотного облака точек в автономном режиме по найденным парам фотографий.
 9. С использованием плотного облака точек в автономном режиме строим 3D модель рельефа местности.
 10. Используя фотографии в автономном режиме, накладываем текстуры на полученную 3D модель рельефа местности.
 11. В ручном режиме соотносим 3D модель местности с ее реальным положением или используем GPS координаты в автоматическом режиме, но с меньшей точностью, чем при ручном размещении.
 12. По полученной 3D модели рельефа местности строим ортофотоплан.
- Проведённые исследования демонстрируют эффективность предложенного алгоритма. В ходе экспериментов была получена трёхмерная реконструкция кампуса Рязанского государственного радиотехнического университета и проанализировано качество полученной картины.

Библиографический список

1. Евстигнеев Д.В. Проектирование роботов и робототехнических систем в Dyn-Soft RobSim 5. Часть I. М.: 2014.
2. Вукобратович М., Стокич Д., Кирчански Н. Неадаптивное и адаптивное управление манипуляционными роботами. М.: Мир, 1989.

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ТЕКСТА ДЛЯ ЗАДАЧИ АНАЛИЗА ПРИДОРОЖНЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТАБЛИЧЕК

С.С. Лукша, Е.В. Тишковец

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В настоящей работе рассматриваются алгоритмы распознавания текста, локализованного на элементах придорожной инфраструктуры. Выделяются основные шаги алгоритма и особенности его функционирования.

Ключевые слова: *распознавание образов, система помощи водителю, распознавание текста.*

THE ALGORITHM FOR TEXT RECOGNITION FROM PUBLIC ROADS INFORMATION PLATES

S.S. Luksha, E.V. Tishkovetz

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan

This paper is about algorithms for text recognition, key steps are pointed. Discussed some features, connected with public roads information plates recognition.

Keywords: *text recognition, advanced drive assistant system, image recognition*

Распознавание придорожных информационных табличек – важная задача, которая позволит упростить управление автомобилем. Водителю не придется отвлекаться от управления транспортным средством для того, чтобы найти глазами знак и прочесть его. При этом он сможет получить всю необходимую информацию с таблички и принять соответствующее решение. Распознанный текст может выводиться на экран, непосредственно перед человеком или в любое другое удобное место.

Целью данной работы является создание программной системы, которая будет производить считывание и распознавание информации с придорожных табличек и выводить ее в необходимом формате.

На основе имеющегося опыта и знаний в области распознавания и обработки изображений, был предложен следующий алгоритм распознавания придорожных табличек:

1. Подготовка базы изображений и создание обучающего множества для метода опорных векторов (SVM).
2. Получение изображения с видеодатчика.
3. Бинаризация изображения.
4. Нахождение контуров.
5. Нахождение области интересов (ROI).
6. Удаление областей интереса, не подходящих по геометрическим параметрам.

7. Распознавание символа для каждой области интереса.

8. Вывод полученной информации на экран.

Перед началом работы программы нам необходимо сформировать обучающее множество и провести обучение для последующего использования в методе опорных векторов. Обучающее множество состоит из произвольно искажённых изображений символов, которые участвуют в распознавании. Поскольку обучение требует существенных временных затрат, оно проводится только в случае обновления обучающего множества, а результаты обучения сохраняются в файл и используются уже в последующих запусках алгоритма распознавания.

На вход подаётся изображение в формате RGB с последующим преобразованием в оттенки серого и бинаризацией. Далее на изображении детектируются все возможные контуры с выделением прямоугольных областей. Предполагается, что выделенные прямоугольники являются областями интересов, которые содержат символы информационных сообщений.

Выделенные области интересов проверяются на предмет соответствие геометрическим шаблонам. Оставшиеся области загружаются в систему распознавания с использованием алгоритма SVM, после чего нам возвращается информация о распознанном символе. Эта информация последовательно выводится на экран. В результате мы получаем информационный текст с придорожной таблички.

Библиографический список

1. Евстигнеев Д.В. Проектирование роботов и робототехнических систем в Dyn-Soft RobSim 5. Часть I. М.: 2014.
2. Вукобратович М., Стокич Д., Кирчански Н. Неадаптивное и адаптивное управление манипуляционными роботами. М.: Мир, 1989.

УДК 615.82

АППАРАТНО – ПРОГРАММНЫЕ КОМПЛЕКСЫ ДЛЯ РОБОТИЗИРОВАННОЙ МЕХАНОТЕРАПИИ НИЖНИХ И ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

М.Н. Гиниятуллин, Л.В. Зарифуллин
ООО «НВП «Орбита», г. Уфа

Рассмотрен механотерапевтический комплекс для продолжительной пассивной разработки суставов.

Ключевые слова: механотерапия, пассивная разработка, реабилитационные тренажеры.

HARDWARE - SOFTWARE COMPLEXES FOR ROBOTIZED MECHANOTHERAPY OF LOWER AND UPPER LIMBS

M.N. Giniyatullin, L.V. Zarifullin

Scientific Introduction Enterprise "ORBITA", Ufa city

A mechanotherapy complex for long-term passive joint development is considered.

Key words: *mechanotherapy, passive development, rehabilitation simulators.*

В структуре заболеваемости одно из ведущих мест занимают травмы. Они сопровождаются длительной нетрудоспособностью и часто приводят к инвалидности, нанося значительный экономический ущерб обществу. Одним из эффективных методов реабилитации суставов является продолжительная пассивная разработка

Продолжительная пассивная разработка суставов (СРМ (Continuous passive motion) терапия) — это метод механотерапии, медицинской реабилитации с целью помощи суставам после травмы или хирургического вмешательства с применением специальных СРМ-аппаратов. Аппараты для продолжительной пассивной разработки суставов заставляют суставы сгибаться на заранее установленный градус без участия человека. В большинстве случаев градус сгибания суставов увеличивается в процессе реабилитации.

Учитывая потребность больных в аппаратах, которые могут произвести пассивную разработку суставов, компания ООО «НВП «Орбита» разработала линейку аппаратов «Flex».

Аппарат «Flex-F01» предназначен для продолжительной пассивной разработки коленного и тазобедренного суставов. Аппарат обеспечивает повторно-продолжительный режим работы.

Аппарат используется специально обученным медицинским персоналом для продолжительной пассивной разработки коленного и тазобедренного суставов пациента в физиотерапевтических отделениях больниц, поликлиниках, реабилитационных центрах в условиях медицинских лечебно-профилактических учреждений. Он может использоваться также в жилых помещениях, учебных и спортивных организациях, офисах, оздоровительных центрах, санаториях и других профилактических и лечебных учреждениях широкого профиля [1].

Области применения:

Аппарат показан к применению при лечении наиболее частых повреждений коленного и тазобедренного суставов, послеоперационных состояниях, заболеваниях суставов, например:

- растяжения и ушибы суставов;

- артротомия и артроскопия в комбинации с синовэктомией, артролизом или другими внутрисуставными вмешательствами;
- восстановление подвижности сустава под анестезией;
- оперативные вмешательства на мягких тканях в области сустава, псевдоартрозы и операции по перемещению мышц в области сустава;
- операции по пластике и реплантации передней или задней крестообразной связки;
- эндопротезирование суставов;
- восстановление посттравматических контрактур.

Основные функциональные элементы представлены на рис.1.

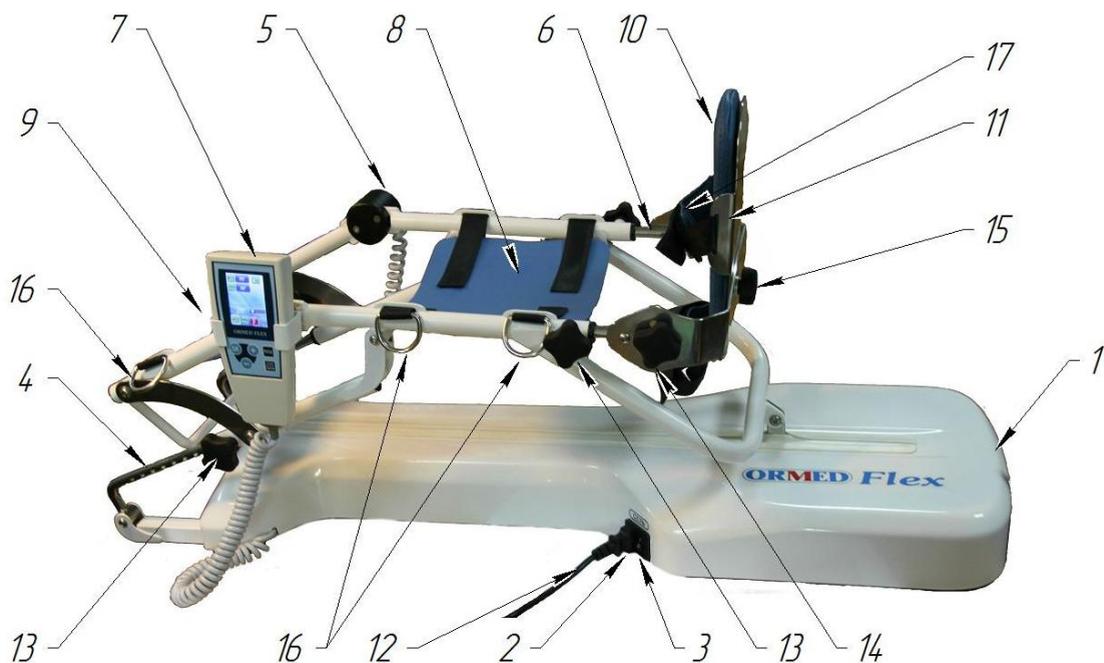


Рисунок 1 – Основные функциональные элементы аппарата:

1 - основной блок разработки суставов F01; 2 - разъем для подключения кабеля; 3 - главный выключатель «вкл/выкл»; 4 - Шкала длины бедра; 5 - шарниры Аппарата в области колена; 6 - шкала длины голени; 7 - пульт управления; 8 - лоток для голени; 9 - лоток для бедра; 10 - лоток для стопы с ремнем для фиксации 17; 11 - опора стопы; 12 - кабель питания; 13 - фиксатор подстройки длинны голени /бедра; 14 - фиксатор регулировки угла стопы; 15 - фиксатор регулировки лотка стопы; 16 - фиксатор регулировки положения лотка для голени/бедра.

Конструкция позволяет настраивать аппарат под любых пациентов, позволяя совмещать оси вращения суставов с осью вращения самого аппарата, что позволяет производить правильную разработку поврежденного сустава.

Методика процедуры.

Нижнюю конечность необходимо уложить и зафиксировать на лоток для бедра, голени и стопы. Совместить оси вращения аппарата с осями вращения тазобедренного и коленного суставов. После настройки аппарата под пациента, при помощи пульта управления задаются углы сгибания/разгибания в диапазоне от -10° до 120° для коленного сустава, в диапазоне от 7° до 115° для тазобедренного сустава. Также предусмотрена возможность регулирования скорости сгибания/разгибания в диапазоне от 5% (1°/с) до 100% (2,7°/с) с шагом регулирования 5%.

Для удобства пользования предусмотрены функции:

Удлинение вытяжения /Удлинение сгибания

Специальная функция, которая обеспечивает мягкое растягивание сустава в направлении вытяжения. Если выбрана данная опция, Аппарат достигает крайнего положения с установленной скоростью, затем отъезжает назад на 5 градусов, а затем медленно движется к текущему крайнему положению (скорость 5%), достигает его и продвигается далее на 5 градусов. После этого осуществляется возврат в точку за 5 градусов до крайнего положения и цикл повторяется. Количество повторов 10 раз.

Режим разогрева

В случае установки данной опции Аппарат достигнет установленных значений вытяжения и сгибания за 15 полных ходов. Движение начнётся из среднего положения.

Переключение нагрузки

Аппарат автоматически переключается в противоположное направление движения, если сопротивление (нагрузка) со стороны пользователя превышает установленный уровень.

Режим комфорт

Обеспечивает постепенное увеличение диапазона движений до максимальных заданных значений вытяжения и сгибания. При этом Аппарат в течение пяти циклов перемещается в диапазоне максимальных значений минус 5° для каждого направления. Затем в ходе каждого цикла диапазон движений увеличивается на 1° в направлении вытяжения и сгибания, пока не будут достигнуты максимальные заданные значения. После достижения максимального диапазона движений Аппарат работает в заданном режиме до окончания терапевтического сеанса

Выводы.

Применение аппарата «Flex-F01» для пассивного воздействия на коленный и тазобедренный суставы – это высокоэффективный метод реабилитации пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата приводящий к улучшению функции суставов и в целом качества жизни пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата [2].

1. Гиниятуллин Н.И., Гавришев С.В., Гиниятуллин М. Н. Механотерапия: Тractionная терапия (лечение вытяжением) / Под ред. Н.И. Гиниятуллина. М.: Медицина, 2013. – 432 с.
2. Минасов Б.Ш., Гиниятуллин М.Н. Высокотехнологичная реабилитация пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата посредством СРМ-терапии. Реабилитация ООО «Лесник-Принт», Санкт-Петербург – 2016. - №3, - С. 32-34

УДК 004.896: 621.865.8

**ВСТРАИВАЕМЫЙ В ИНФРАСТРУКТУРУ МАРШРУТА
БЕСПИЛОТНОГО ТРАНСПОРТНОГО СРЕДСТВА НАВИГАЦИОННЫЙ
КОМПЛЕКС**

С.А. Голь, Ю.С. Максимова, М.Ю. Акамеев

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

**A NAVIGATION SYSTEM TO BE EMBEDDED INTO THE SELF-DRIVING
TRANSPORT ROUTE**

S.A. Goll, Y.S. Maximova, M. Y. Akameev

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan, Russia

Навигационный маяк, встраиваемый в инфраструктуру маршрута движения беспилотного транспортного средства: ворота ангаров и пакгаузов, угловые точки погрузочно-разгрузочных рамп, узкие проезды и тупики. Формирование дополнительной навигационной информации, не зависящей от условий видимости группировки спутников и накопления ошибок инерциальных навигационных систем. Получение данных об ориентации и параметрах движения беспилотного транспортного средства со стационарных точек наблюдения. Упрощение маневрирования и повышение безопасности движения беспилотных транспортных средств в логистических процессах.

Ключевые слова: навигация, автономное управление, транспортное средство, параметры движения, маневрирование, алгоритмы оценивания координат, техническое зрение.

A navigational beacon embedded into the hangar or warehouse doors, into the ends of the loading ramp or placed somewhere in the narrow way can provide additional navigation data for the autonomous vehicle. Such data do not depend on the satellite constellation visibility or propagated errors of the inertial systems and can provide the vehicle with the data about its spatial orientation and motion parameters. Using such data the autonomous vehicle can maneuver safely and easily while performing its transportational tasks.

Keywords: navigation system, autonomous control system, transport, motion sensing, maneuvering, coordinates estimation, machine vision system.

Повышение автоматизации транспортной составляющей технологических процессов производств за счет встраивания навигационных маяков в сложные с точки зрения маневрирования участки маршрутов, такие как терминалы загрузки/разгрузки, перекрестки, зоны с неуверенным приемом сигналов ГНСС, опасные повороты и пр. В долгосрочной перспективе такие системы обеспечат переход на полное автономное управление транспортными средствами межтерминальной логистики на закрытых территориях предприятий добычи полезных ископаемых открытым способом, сельского хозяйства, морских и железнодорожных терминалов и пр.

Маневрирование транспортных единиц в терминалах загрузки/разгрузки осуществляется при взаимодействии с терминальным оборудованием (автоматические ворота, освещение, погрузчик, шлагбаум и др.). Информацию о состоянии терминального оборудования собирают встраиваемые в инфраструктуру навигационные маяки, которые обмениваются данными со всеми аккредитованными транспортными средствами, находящимися в их локальных зонах уверенного цифрового радиообмена. Навигационный маяк представляет собой встраиваемое компактное устройство, содержащее подсистему технического зрения для оценки и передачи параметров движения в бортовой компьютер управления транспортного средства. Устройство оснащено аналоговыми и цифровыми интерфейсами для подключения к терминальному оборудованию (датчики открытия ворот, инфракрасные шторкам, энкодеры и др. сенсоры состояния исполнительных механизмов терминала). Встраиваемые навигационные маяки устанавливаются в зонах наиболее ответственного маневрирования для повышения эффективности управления и безопасности движения, а также для синхронизации стадий загрузки/разгрузки с параметрами состояния обслуживаемого в данный момент терминалом транспортного средства. Встраиваемые навигационные маяки в упрощенном исполнении могут устанавливаться вдоль маршрутов движения транспортных средств в качестве реперных точек для коррекции положения, курса и скоростного режима автономного или полуавтономного транспортного средства, проходящего сложный участок.

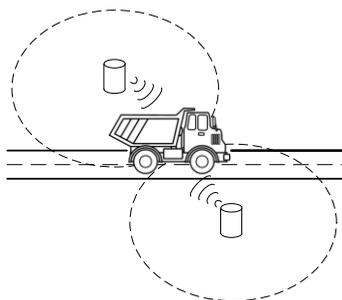


Рис. 1 — Иллюстрация взаимодействия ТС и маяка

Новые алгоритмы оценивания координат, курса и скоростного режима транспортного средства на основе данных подсистемы мультиспектрального технического зрения навигационного маяка, встроенного в инфраструктуру маршрута. Предполагается использовать математический аппарат машинного обучения на основе байесовского подхода с высокой долей априорной информации о габаритных размерах аккредитованных транспортных средств, параметрах обслуживаемого участка маршрута, а также о наборе и предписанной последовательности штатных маневров. Подсистема технического зрения в базовом варианте включает в себя датчики видимого и ближнего ИК-диапазона, измерительный канал ультразвукового сонара. Маяк активируется во время присутствия транспортного средства в зоне уверенного радиообмена.

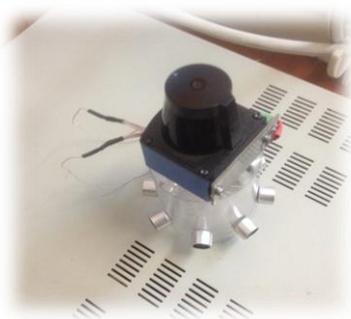


Рис. 1 — Сенсорная подсистема макета встраиваемого в инфраструктуру маршрута навигационного маяка

УДК 004.896: 621.865.8

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ДВИЖЕНИЯ МОБИЛЬНЫХ НАЗЕМНЫХ РОБОТОВ

Е.С. Шапошникова

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Навигационная система мобильного наземного мобильного робота работает в специфических условиях по сравнению с хорошо изученными и широко применяемыми морскими и авиационными навигационными системами. Оценки параметров движения, формируемые различными способами, обладают характерными особенностями в зависимости от способа их получения. Повысить качество оценок параметров движения позволяет комбинирование данных на основе расширенной калмановской фильтрации.

Ключевые слова: навигация наземного мобильного робота, глобальная навигационная спутниковая система, RTK навигация, инерциальная навигационная система, комбинирование данных, расширенный фильтр Калмана.

MOBILE GROUND MOVING ROBOT POSE ESTIMATION

E.S. Shaposhnikova

Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan, Russia

A navigation system suitable for the mobile ground moving robot has to work under conditions much different from ones the traditional air and marine navigation systems deal with. Every pose, position or orientation estimate contains noise which is highly dependent on the nature of the corresponding sensor. This noise can be decreased to some extent by combining data from sensors of different nature; the Kalman Filter can be used as a basis for such fusion.

Keywords: *mobile robot, ground moving robot, mobile robot navigation, GNSS, RTK, inertial navigation system, sensor fusion, Kalman Filter.*

Решение навигационной задачи для мобильного наземного робота требует получения оценок параметров движения робота. К параметрам движения относятся:

- координаты. Для функционирующих вне помещений мобильных наземных роботов используются географические координаты в одной из общепринятых систем;

- параметры ориентации. Наиболее востребованным параметром является курс — угол между направлением движения робота и направлением на север. Важными, используемыми в основном для решения задач маневрирования, являются также углы крена и тангажа.

- скорость движения. Чаще всего оценивается как скалярная величина, но в специальных случаях оценивается и пространственный вектор направления движения.

Другими словами, для решения навигационной задачи необходимы от 4 до 9 параметров, описывающих текущее положение мобильного робота и предполагаемую траекторию его движения.

Получение оценок параметров движения выполняется различными способами, наиболее распространенными из которых являются:

- глобальная навигационная спутниковая система (ГНСС) - GPS, ГЛОНАСС и им подобные. Позволяет получать оценки координат, параметры движения и вектор скорости вычисляются на основе нескольких последовательных оценок положения;

- RTK система. RTK (real time kinematic) — расширение для ГНСС, использующее стационарную базовую станцию в сочетании с одним или несколькими приемниками на мобильном роботе. Позволяет получать оценки координат с высокой (до нескольких сантиметров) точностью. За счет высокой точности и установки двух приемных антенн на мобильном роботе выдает, наряду с оценками координат, оценку курса;

- инерциальная навигационная система (ИНС). Широко применяемые в мобильной робототехнике бесплатформенные ИНС основываются на интегральных акселерометрах и интегральных гироскопах. Системы выдают оценки угловых скоростей мобильной платформы по одной или нескольким осям, а также оценки угловых ускорений. Формируемые ИНС оценки требуют дальнейшей обработки для получения координат и параметров движения мобильного робота. Поскольку обработка данных ИНС предполагает, как минимум, однократное интегрирование, характерным «пороком» бесплатформенных ИНС является накопление ошибок навигации.

Очевидно, что для получения оценок положения и параметров движения наземного мобильного робота необходимо комбинировать данные, получаемые от различных систем навигации. Наиболее перспективными источниками являются РТК-система и бесплатформенная ИНС.

Для определения тех комбинаций приборов различной природы, при которых достигается достаточная взаимная компенсация недостатков устройств были проведены испытания, включавшие в себя передвижение по открытой местности по различным траекториям, в том числе прямолинейное движение, движение по кругу, повороты и развороты. Испытания проходили на территории кампуса РГРТУ.

В результате были определены следующие особенности использованных устройств:

- РТК-системы обладают высокой повторяемостью, достаточной для многократного движения по одному и тому же маршруту, однако значение истинного курса подвержено существенными колебаниям, а зачастую не может быть получено ввиду отсутствия у приемника решения, которое он определяет как надежное. Вблизи преград для спутникового сигнала увеличивается неопределенность в оценке координат;

- ГНСС приемники не обладают повторяемостью координат в составе навигационного решения; таким образом, при многократном движении по одной и той же траектории соответствующие друг другу позиции могут быть оценены с дисперсией до 0,1 кв.м. По сравнению с РТК-системами резкие скачки координат вблизи зданий и хозпостроек либо отсутствуют, либо выражены намного слабее;

- бесплатформенные ИНС способны оценивать истинный курс при условии корректной настройки и работы магнитометров; они крайне чувствительны к изменениям положения мобильного робота, что требует дополнительного сглаживания получаемых данных. Ввиду чувствительности ИНС к вибрациям и наличию специфических ударов, тряски и наклонов мобильного робота при движении, крепление ИНС к платформе требует виброизоляции. В отличие от ГНСС и РТК, данное устройство также оценивает углы продольного и поперечного наклона платформы, что позволяет более точно оценить положение платформы на местности.

Для получения оценок параметров положения и движения мобильного наземного робота предлагается использовать комбинирование данных RTK-системы и бесплатформенной ИНС на основе расширенного фильтра Калмана.

УДК 004.896: 621.865.8

ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС СЛЕЖЕНИЯ ЗА МАЯКОМ

С.А. Голь, А.Г. Борисов, В.С. Леушкин, Е.А. Захарова
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Программно-аппаратный комплекс определения относительного взаимного положения мобильного робота и ведущего, оснащенного активным маяком. Использование нескольких независимых каналов слежения для повышения робастности оценок взаимного положения. Объединение данных на основе расширенной калмановской фильтрации.

Ключевые слова: *мобильный робот, сценарий «следуй за мной», взаимное положение, слежение за маяком, активный маяк, расширенный фильтр Калмана.*

BEACON FOLLOWING HARDWARE/SOFTWARE SYSTEM

S.A. Goll, V.S. Leushkin, E.A. Zakharova
Ryazan State Radio Engineering University, Ryazan, Russia

The hardware/software system presented is designed to estimate the relative positions of the mobile robot and the leading person equipped with an active beacon. The system contains several independent tracking channels used to achieve robust estimations of the relative positions. The data acquired via the channels is fused using the Extended Kalman Filter.

Keywords: *mobile robot, the «follow me» robot movement scenario, relative position estimation, beacon following, active beacon, Extended Kalman Filter.*

Сценарий "следуй за мной" - один из основных в мобильной робототехнике. Этот сценарий предполагает движение автономного мобильного робота за ведущим, который может быть обычным транспортным средством, другим автономным мобильным роботом или человеком. Первые два варианта широко используются в робототехнике чрезвычайных ситуаций, в то время как последний - также и для медицинских вспомогательных роботов. Примеры:

- OshkoshTerramax - аппаратно-программный комплекс для автоматического вождения грузового автомобиля, применяемый для организации автономных конвоев [1, 2];

- TUG (AethonInc.) - транспортировочный автономный робот, использующийся в медицинских учреждениях [3]. Не требует создания дополнительной инфраструктуры для организации движения. Сценарий следования позволяет выполнять отдельные внеплановые задачи по неизвестному заранее маршруту.

Для определения относительного взаимного положения ведущего и ведомого робота используются различные системы:

- глобальные спутниковые навигационные системы (применение ограничивается открытыми территориями, использование внутри помещений практически невозможно, в урбанистическом окружении - ограничено). Относительное взаимное положение определяется по разности координат ведущего и ведомого робота, для определения ориентации необходимы дополнительные антенны, расположенные на некотором удалении от опорной антенны;

- видеокamеры видимого и инфракрасного диапазонов (характерная особенность - сильная зависимость от условий видимости и освещенности). Определение относительных координат ведущего производится либо за счет системы стереозрения, состоящей минимум из двух камер, либо за счет реализации динамического стереозрения;

- лазерные сканирующие дальномеры (высокая точность и разрешающая способность при значительном, на порядки превышающим альтернативные системы объеме данных, требующих обработки). При очевидном достоинстве лидаров разрешающая способность зависит от расстояния, достоверное распознавание ведущего возможно в ограниченном диапазоне дальностей.

Помимо перечисленных систем находят свое применение радарные и ультразвуковые дальномеры, однако их разрешающая способность зачастую не позволяет однозначно идентифицировать небольшие по размеру объекты.

Повысить робастность системы слежения удастся за счет комбинирования данных различных измерительных каналов.

В числе основных "претендентов" на комбинирование - данные лидара, поскольку это наиболее часто применяемый в современной мобильной робототехнике вид датчиков.

Для использования лидара в качестве датчика позиционирования применяются контрастные, хорошо отражающие излучение ИК диапазона метки, закрепляемые на ведущем.

Второй по значимости канал контроля взаимного положения - данные ГНСС. Особенно эффективен данный канал слежения на открытых территориях и при больших расстояниях между ведущим и ведомым.

Особенностью предлагаемого программно-аппаратного комплекса является использование активного маяка, размещаемого на ведущем.

Активный маяк и пространственная решетка приемников позволяют существенно снизить влияние погодных факторов, условий видимости,

окружения, в котором используется система, и увеличивают точность взаимного позиционирования.

Излучаемый активным маяком сигнал принимается размещенными на ведомом приемниками. Размещенные в различных точках ведомого приемники формируют пространственную решетку. Определение положения ведущего осуществляется на основе TDOA (timedifferenceofarrival, разностей времени приема сигнала).

Комбинирование данных осуществляется расширенным калмановским фильтром, объединяющим результаты определения расстояний от ведущего до ведомого робота по данным ГНСС, лазерного сканирующего дальномера и данным системы взаимного позиционирования на основе активного ультразвукового маяка.

Основные принципы, положенные в основу работы системы взаимного позиционирования на основе активного маяка, исследовались в ходе макетирования системы. Работающий прототип программно-аппаратного комплекса слежения за активным маяком испытывался в рамках Дней инноваций министерства обороны РФ совместно с мобильным роботом на гусеничном шасси. Испытания проходили на полигоне парка Патриот в подмосковном Алабино (фото рис. 1).

Прототип программно-аппаратного комплекса испытан в лаборатории СКБ и на территории кампуса РГРТУ автономно, а также в составе мобильного робота.



Рис. 1 — Полевые испытания системы слежения за активным маяком



Рис. 2 — Испытания программно-аппаратного комплекса слежения за ведущим

Библиографический список

1. Army-technology. 2016. Oshkosh TerraMax: one hand on many wheels. [ONLINE] Available at: <http://www.army-technology.com/features/featureoshkosh-terramax-one-hand-on-many-wheels-4972055/>. [Accessed 15 October 2017].
2. Army-technology. 2014. Oshkosh TerraMax Unmanned Ground Vehicle Technology. [ONLINE] Available at: <http://www.army-technology.com/projects/oshkosh-terramax-unmanned-ground-vehicle/>. [Accessed 15 October 2017].
3. Aethon. 2017. TUG Robots in Healthcare. [ONLINE] Available at: <http://www.aethon.com/tug/tughealthcare/>. [Accessed 16 October 2017].

УДК 004.383.3

ОЦЕНКА ИНФОРМАТИВНОСТИ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ПСЕВДОФАЗОВОГО ПОРТРЕТА

К.С. Хачатрян

Научный руководитель – Манило Л.А., д.т.н., профессор

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), г. Санкт-Петербург

Благодаря математизации медицинских данных постановка диагноза может быть сформулирована, как математическая задача. В настоящей работе представлены методы оценки информативности морфологических признаков псевдофазового портрета сигналов ритмограмм.

Ключевые слова: псевдофазовый портрет, оценка информативности, метод Фишера, метод накопленных частот, метод Шеннона.

EVALUATION OF INFORMATIVITY OF MORPHOLOGICAL SYMBOLS OF PSEUDO PHASE PORTRAIT

K.S. Khachatryan

Scientific adviser - Manilo L.A., Doctor of Technical Sciences, Professor
Saint-Petersburg State Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg

Thanks to the mathematization of medical data, the formulation of a diagnosis can be formulated as a mathematical problem. In this paper, methods for assessing the informative value of the morphological features of a pseudo-phase portrait of rhythmogram signals are presented.

Key words: *pseudo-phase portrait, estimation of informativeness, Fisher's method, method of accumulated frequencies, Shannon's method.*

В настоящее время одной из важнейших задач медицинских исследований является диагностика заболеваний. Благодаря математизации медицинских данных постановка диагноза может быть сформулирована, как математическая задача и как следствие быть автоматизированной. Таким образом задача диагностики становится задачей распознавания образов. Классифицировать неизвестный объект означает определить, к какому классу относится объект, на основании анализа значений его признаков. В медицине, чтобы распознать заболевание или его отсутствие, можно только тогда, когда получены и проанализированы некие признаки, присущие этому объекту (заболеванию). Такие признаки называются информативными признаками. Разработанный алгоритм оценки информативности признаков, предназначен для медицинских компьютерных систем и реализован в программной среде MATLAB.

Для проведения исследования были сформированы три группы данных морфологических признаков псевдофазового портрета. Группы признаков отличались по видам сердечного ритма: нормальный ритм (НР), частая экстрасистолия (ЧЭ) и мерцательная аритмия (МА). Каждая группа данных содержит признаки псевдофазового портрета: периметр, площадь, коэффициент, длина кривой составляющей псевдофазовый портрет, средняя длина линий составляющих кривую, количество «скачков» и количество точек в диапазоне $(0-45)^\circ$. Описание выбора морфологических признаков и способы расчета были представлены в статье [1].

Информативность будем оценивать с помощью метода Фишера, метода накопленных частот и метода Шеннона. Будем производить оценку информативности двух классов задачи. На первом этапе оценим информативность признаков в случае классов нормального ритма и патологии (П), на втором этапе случай частой экстрасистолии и мерцательной аритмии. За

патологию были приняты значения частой экстрасистолии и мерцательной аритмии.

Одним из методов по уменьшению размерности пространства признаков и оценке информативности признаков служит метод Фишера. Результаты расчета информативности признаков представлены в таблице 1.

Таблица 1. Результат расчета информативности признаков по критерию Фишера

Признак	Периметр	Площадь	Коэффициент	Длина кривой	Средняя длина	Скачки	Кол-во точек
Инф-ть	12.80	1.46	1.28	3.01	3.01	2.76	1.64

Метод накопленных частот (МНЧ). Сущность этого метода состоит в том, что если имеются 2 выборки признака x , принадлежащие 2-м различным классам, то по обеим выборкам в одних координатных осях строят эмпирические распределения признака x и подсчитывают накопленные частоты (сумму частот от начального до текущего интервала распределения). Оценкой информативности служит модуль максимальной разности накопленных частот.

Результаты расчета информативности признаков с помощью метода накопленных частот представлены в таблице 2.

Таблица 2.

Результат расчета информативности признаков с помощью метода накопленных частот

Признак	Периметр	Площадь	Коэффициент	Длина кривой	Средняя длина	Скачки	Кол-во точек
Инф-ть	50	41	43	50	50	50	34

Метод Шеннона предлагает оценивать информативность как средневзвешенное количество информации, приходящиеся на различные градации признака. Результаты расчета информативности признаков с помощью метода Шеннона представлены в таблице 3.

Таблица 3.

Результат расчета информативности признаков с помощью метода Шеннона

Признак	Периметр	Площадь	Коэффициент	Длина кривой	Средняя длина	Скачки	Кол-во точек
Инф-ть	1.00	0.78	0.79	1.00	1.00	1.00	0.63

Сводная таблица 4 отражает итоговый результат нахождения информативности семи морфологических признаков псевдофазового портрета по методу Фишера, методу накопленных частот и методу Шеннона.

Таблица 4.

Результаты расчета нахождения информативности для случая НР и П

Признак	Периметр	Площадь	Коэф-т	Длина кривой	Средняя длина	Скачки	Кол-во точек
Метод Фишера	12.80	1.46	1.28	3.01	3.01	2.76	1.64
МНЧ	50	38	42	50	50	50	34
Метод Шеннона	1.00	0.73	0.58	0.96	0.96	1.00	0.60

Очевидно, что, распределив признаки в порядке убывания значения их информативности по методу Фишера, методу накопленных частот и методу Шеннона мы получим разные ряды:

1,4,5,6,7,2,3 для метода Фишера

1,4,5,6,3,2,1 для метода накопленных частот

1,6,4,5,2,7,3 для метода Шеннона

Прделаем ту же работу для случая частой экстрасистолии и мерцательной аритмии. Результаты расчета нахождения информативности для случая частой экстрасистолии и мерцательной аритмии приведены в таблице 5.

Таблица 5.

Результаты расчета нахождения информативности для случая ЧЭ и МА

Признак	Периметр	Площадь	Коэф-т	Длина кривой	Средняя длина	Скачки	Кол-во точек
Метод Фишера	0.37	0.02	0.02	0.49	4.27	3.02	1.79
МНЧ	22	10	15	44	44	38	34
Метод Шеннона	0.27	0.35	0.12	0.79	0.77	0.71	0.60

Распределив признаки в порядке убывания значения их информативности по методу Фишера, методу накопленных частот и методу Шеннона мы получим разные ряды:

5,6,7,4,1,2,3 для метода Фишера

4,5,6,7,1,3,2 для метода накопленных частот

4,5,6,7,2,1,3 для метода Шеннона

Проанализировав полученные данные, можно прийти к выводу о том, что каждый из методов справился с поставленной задачей - выявить наиболее информативные признаки, по которым в дальнейшем можно произвести классификацию. По всем трем методам наибольшую информативность имеют признаки: периметр, длина кривой составляющей псевдофазовый портрет, средняя длина линий составляющих кривую и количество «скачков» и количество точек в диапазоне (0-45)°.

Библиографический список

1. К. Khachatryan, L. Manilo, A. Anisimov "The Method of Analysis Pseudo-phase Portrait in the Problem of Recognition of Biomedical Signals", Proceeding of 20th conference of FRUCT association 3-7 April 2017.

СОДЕРЖАНИЕ

ПРОБЛЕМЫ КОММЕРЦИАЛИЗАЦИИ НОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ Э.А. Клевцов	3
КЛАССИФИКАЦИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ЭЭГ НА БАЗЕ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АППАРАТА КОНТУРНОГО АНАЛИЗА Я.А. Фурман, В.В. Севастьянов, К.О. Иванов	6
АЛГОРИТМЫ РЕКОНСТРУКЦИИ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ КАРТИНЫ ОБЛАСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МОБИЛЬНОГО РОБОТА ПО ДАННЫМ БОРТОВОЙ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ С.С. Лукша	10

1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

МОНИТОРИНГ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПО ЭЭГ И РЕЧЕВЫМ СИГНАЛАМ К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова	19
АДАПТИВНАЯ СИСТЕМА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ ДЛЯ ПУЛЬСОМЕТРИИ Чан Туан Зунг, Е.М. Прошин	23
РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СХЕМЫ ПИТАНИЯ СВЕТОДИОДНЫХ МОДУЛЕЙ ДЛЯ ОПЕРАЦИОННЫХ СВЕТИЛЬНИКОВ К.Ю. Кабашный	26
ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СХЕМА ПИТАНИЯ СВЕТОДИОДНЫХ МОДУЛЕЙ ДЛЯ ОПЕРАЦИОННЫХ СВЕТИЛЬНИКОВ К.Ю. Кабашный	29
СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИЕТИЧЕСКОГО ПРОДУКТА, ОБОГАЩЕННОГО ХРОМОМ, В ВОССТАНОВЛЕНИИ БОЛЬНЫХ МЕТАБОЛИЧЕСКИМ СИНДРОМОМ А.Я. Клочков, Т.А. Левина, О.В. Дашкевич	32
ПРОЕКТИРОВАНИЕ ПОДСИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОГО ПИЕЛОНЕФРИТА С ПОМОЩЬЮ ЛОГИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ПОСТАНОВКИ ДИАГНОЗА НА ОСНОВЕ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ	

Е.Н. Коровин, В.Н. Коровин, К.О. Левенков, М.В. Лущик	35
ОЦЕНКА ПРИНЦИПОВ НОРМИРОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ МОБИЛЬНОГО ТЕЛЕФОНА	
Л.А. Бондарева	40
ВЛИЯНИЕ СОДЕРЖАНИЯ ФТОРА В ПИТЬЕВОЙ ВОДЕ НА ПОРАЖЕННОСТЬ КАРИЕСОМ У ДЕТЕЙ	
И.С. Маркова, Д.А. Марков	43
РОЛЬ НОВЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ОКАЗАНИИ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ПОМОЩИ ПАЦИЕНТАМ ПЕДИАТРИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ	
Г.П. Пупченко, Д.А. Кузнецов	47
ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКЕ	
Р.Д. Голкова, С.В. Голков	50
СОВРЕМЕННЫЕ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ	
Р.Д. Голкова, С.В. Голков	53
РАЗРАБОТКА СИСТЕМ КОМПЛЕКСНОЙ ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД ПРОМЫШЛЕННЫХ ПРЕДПРИЯТИЙ	
Л.И. Закирова, И.Д. Булова.....	55
ОПАСНЫЕ ГАЗЫ ТЕХНОГЕННОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ И ИХ ВЛИЯНИЕ НА ЗДОРОВЬЕ	
В. Максимов, Г.Н. Чесалина, О.В. Андрианова, Е.П. Матюхин	57
РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ НЕКОТОРЫХ СВОЙСТВ ВОДЫ	
О. Самсонов, В. Смагин, Г.Н. Чесалина, О.В. Андрианова, Е.П. Матюхин	60
СИСТЕМА ВОДОПОДГОТОВКИ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ЦЕЛЕЙ	
И.А. Коваленко, И.С. Трубицын, Р.Р. Базаров	63
ОПТИМИЗАЦИЯ РАБОТЫ УСТАНОВКИ ПОЛУЧЕНИЯ ДЕОНИЗИРОВАННОЙ ВОДЫ ДЛЯ БИОХИМИЧЕСКИХ АВТОМАТИЧЕСКИХ АНАЛИЗАТОРОВ	
И.А. Коваленко, Р.Р. Базаров, И.С. Трубицын	65
АНАЛИЗ И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕДИЦИНСКИХ СТЕРИЛИЗАТОРОВ	
К.О. Гальцова	69
ИНКУБАТОРЫ ДЛЯ НОВОРОЖДЕННЫХ	
А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов, М.А. Сергеева	71

ВИРТУАЛЬНЫЕ СИМУЛЯТОРЫ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЛАПАРОСКОПИИ	
А.Ф. Латыпов, А.Б. Блинова, А.В. Терентьева	74
РАСПОЗНАВАНИЕ СТАДИЙ АНЕСТЕЗИИ ПО ЭНТРОПИЙНЫМ ПОКАЗАТЕЛЯМ ЭЭГ	
А.В. Миганько	77
МЕТАБОЛИЧЕСКИЙ КОСВЕННЫЙ КАЛОРИМЕТР	
М.А. Сергеева, Э.С. Шарипова	80
АЙТРЕКЕР НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРООКУЛОГРАФИИ	
К.Л. Хузягулова	83
ОДЕЖДА ДЛЯ КОНТРОЛЯ МЫШЕЧНОЙ АКТИВНОСТИ ОРГАНИЗМА	
Э.Р. Латыпова	86
АНАЛИЗ И ОПРЕДЕЛЕНИЕ СИЛОВЫХ ФАКТОРОВ, ВЛИЯЮЩИХ НА ГИДРОДИНАМИЧЕСКУЮ СТАБИЛЬНОСТЬ АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКОЙ БЛЯШКИ В АРТЕРИЯХ	
Э.А. Рыжова, Н.Р. Закиржанов, М.М. Тюрина	88
КОНТРАЦЕПТИВНОЕ ПОВЕДЕНИЕ УЧАЩИХСЯ КОЛЛЕДЖЕЙ г. РЯЗАНИ	
Н.А. Шилин, А.А. Сафронова, А.А. Супряга	91
ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ СПОСОБ ВЫРАБОТКИ ВОЛНОВОЙ ЭНЕРГИИ И КОНСТРУКЦИЯ УСТАНОВКИ	
К.Р. Беляева	94
РАЗРАБОТКА НОВОЙ КОНСТРУКЦИИ БОНОВОГО ЗАГРАЖДЕНИЯ ПРИ ЛИКВИДАЦИИ РАЗЛИВОВ НЕФТИ	
А.Л. Валиуллин, Н.В. Валиуллина	97
МОБИЛЬНАЯ ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ СНЕГОПЛАВИЛЬНАЯ УСТАНОВКА	
К.А. Потапов	99
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ПЕРЕРАБОТКИ ОТХОДОВ ПРОИЗВОДСТВА	
С.Ю. Серов	102
ИНЖЕНЕРНЫЙ РАСЧЕТ КОМБИНИРОВАННОГО УСТРОЙСТВА ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД	
С.И. Чорная	105
К ВОПРОСУ О ВЛИЯНИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ АНТРОПОГЕННОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ НА ЖИВЫЕ ОРГАНИЗМЫ	
Н.А. Сенина, В.В. Клименко	108

ПРОБЛЕМЫ И ОСОБЕННОСТИ ИСПЫТАНИЙ НА СТАРЕНИЕ
СВЕТОДИОДНЫХ ОСВЕТИТЕЛЬНЫХ ПРИБОРОВ МЕДИЦИНСКОГО
НАЗНАЧЕНИЯ

В.А. Данилко, В.И. Жулев111

ОПИСАНИЕ ПЕРЕМЕННОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ ПРИ РЕАЛИЗАЦИИ
СПОСОБА МАГНИТОИНДУКЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ
ФЕРРОМАГНИТНЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ ВНУТРИ БИООБЪЕКТОВ

А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев114

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ КРЕСЛА-КРОВАТИ ДЛЯ РОДОВСПОМОЖЕНИЯ С
ПЕРЕГРУЗКОЙ И ВИБРАЦИЕЙ

В.А. Сизова, А.С. Сысоева, В.В. Петрова119

О КОМПЛЕКСНОМ МЕТОДЕ МОНИТОРИНГА ПОТРЕБЛЯЕМОЙ ПИЩИ И
УРОВНЯ ФИЗИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ

Е.А. Барина123

ВЛИЯНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ НА РЕПРОДУКТИВНЫЕ
ПРОЦЕССЫ И РАЗВИТИЕ ЖИВЫХ ОРГАНИЗМОВ

Р.С. Квасов, В.В. Клименко126

НОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ В МОБИЛЬНЫХ СИСТЕМАХ

М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов, А.А. Чекушин127

СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА С
ВОЗМОЖНОСТЬЮ ВОЗДЕЙСТВИЯ

К.О. Лавкин, В.Г. Кряков131

МНОГОЧАСТОТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ
МОРСКОГО ВОЛНЕНИЯ

Е.В. Волощенко, Е.С. Заболотный132

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ СЕРДЕЧНОГО КЛАПАНА

Е.С. Заболотный, Е.В. Волощенко136

ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ИГЛ С РАЗЛИЧНЫМИ ТИПАМИ НАКОНЕЧНИКОВ
ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ СПИНАЛЬНЫХ И ЭПИДУРАЛЬНЫХ АНЕСТЕЗИЙ В
УСЛОВИЯХ ПЕРИНАТАЛЬНОГО ЦЕНТРА ГОРОДА РЯЗАНИ

А.В. Озеров, Н.Н. Павлова, Е.В. Пимахина, А.А. Супряга, Н.М. Толкач139

КЛИНИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ СИНЕГО ВИДИМОГО СПЕКТРА
СВЕТА В КОМБИНИРОВАННОЙ ТЕРАПИИ РАСПРОСТРАНЕННОГО
ПСОРИАЗА

М.В. Жучков, А.В. Иванов142

2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ.....	146
УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВЯЗКОУПРУГИХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ	
Д.Р. Рудкая, Р.А. Апакашев.....	146
МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ КОЖНО-ГАЛЬВАНИЧЕСКОЙ РЕАКЦИИ	
Р.Р.Фролова, Ч.Р.Касимова, Н.Р.Исянов, Т.В. Мирина.....	149
К ВОПРОСУ О МОДЕЛИРОВАНИИ ПРОЦЕССОВ РЕГУЛЯЦИИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ	
И.С. Явелов, А.В. Рочагов, А.В. Жолобов.....	152
КОМПЕНСАЦИЯ ПОМЕХ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА РАЗЛИЧНЫМИ ТИПАМИ ЭЛЕКТРОДОВ	
О.Ю. Соловейкина, О.В. Мельник.....	156
АНАЛИЗАТОР ФОНОКАРДИОГРАММЫ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ	
В.С. Токарев, О.В. Мельник.....	159
АКУСТОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЗВУКОВ СЕРДЦА И ЛЕГКИХ С ОЦЕНКОЙ ЭМОЦИОНАЛЬНОЙ НАПРЯЖЕННОСТИ ПАЦИЕНТА ПО ГОЛОСУ	
Ю.Г. Горшков.....	163
СОВМЕСТНАЯ ОБРАБОТКА ЭКГ И СИГНАЛА ДЫХАНИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ НАПРЯЖЁННОСТИ АДАПТАЦИОННЫХ МЕХАНИЗМОВ ОРГАНИЗМА	
Т.А. Витязева, А.А. Михеев.....	166
МЕТОДЫ РЕАБИЛИТАЦИИ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ ИНСУЛЬТНЫХ БОЛЬНЫХ	
А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Э.С. Шарипова.....	169
РЕКУРРЕНТНАЯ ПРОЦЕДУРА ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ НА СКОЛЬЗЯЩЕМ ПОСТОЯННОМ ИНТЕРВАЛЕ	
Т.Г. Авачева, Н.В. Дорошина, А.Н. Кабанов.....	172
МЕТОД И АЛГОРИТМ ВЫЯВЛЕНИЯ ЭПИЗОДОВ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ	
Нгуен Ч.Т.....	174
ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ МЕТОДА ВЫЗВАННЫХ КОЖНЫХ ВЕГЕТАТИВНЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ	

С.Э. Тетерина, М.Б. Каплан	177
МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ БОЛЕВОГО ПОРОГА	
Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова, Н.Р. Исянов	179
МЕТОДИКА КЛАССИФИКАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ ДЛЯ АНАЛИЗА ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛЕЧЕНИЯ	
А.Н. Астафьев, И.А. Коваленко	182
НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ	
Т.П. Муранова, С.Г. Гуржин.....	185
ПРИМЕНЕНИЕ ПАКЕТА ANYLOGIC ДЛЯ ДИНАМИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЭПИДЕМИЙ	
Н.Р. Хисамутдинова, Д.И. Тимбакова, Р.И. Ишмухаметова	188
ИССЛЕДОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА	
Л.Р. Саяпова, Н.Р. Хисамутдинова, Р.И. Ишмухаметова	191
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ	
Н.Р. Хисамутдинова, Л.Р. Саяпова, Р.И. Ишмухаметова	194
ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ПОРТАТИВНОГО ПРИБОРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ	
Н.Р. Хисамутдинова, Р.И. Ишмухаметова	197
ОБЗОР МЕТОДОВ ТРЕХМЕРНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО МАММОГРАФИЧЕСКИМ СНИМКАМ	
Ю.А. Подгорнова	199
МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ СИНДРОМА КАВАСАКИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ИХ РАЗВИТИЯ	
Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова, Э.С. Шарипова.....	203
ВИДЫ СТИМУЛЯЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ НЕЙРОМЫШЕЧНОЙ ФУНКЦИИ	
Ч.Р. Касимова, В.М. Пашали, В.Г. Сергеева.....	206
МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ	
Э.С. Шарипова, А.Б. Блинова, А.В. Терентьева	209
ТРЕМОР РУК И СПОСОБЫ ЕГО ПОДАВЛЕНИЯ	
Н.Р. Исянов, Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова	212

ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ПОДАВЛЕНИЯ ТРЕМОРА РУКИ	
Н.Р. Исянов, Ч.Р. Касимова, Р.Р. Фролова.....	215
ИССЛЕДОВАНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ГИБРИДНЫХ ТКАНЕИНЖЕНЕРНЫХ БИОСИСТЕМ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ МОДЕЛЬНЫХ ПОВРЕЖДЕНИЙ КОЖИ НА ЛАБОРАТОРНЫХ КРЫСАХ	
А.В. Папазян, И. Шидловский, Ю. Сковородина, А.А. Шумилова.....	217
РЕЗУЛЬТАТЫ СИСТЕМОТЕХНИЧЕСКОЙ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ УРОДИНАМИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА	
А.М. Миннуллина, К.В. Дьячков, М.М. Тюрина	220
ВЫБОР ОПТИМАЛЬНОЙ ДЛИНЫ ВОЛНЫ ДЛЯ ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКОГО КОАГУЛОМЕТРА	
Д.Ф. Выдрин, А.Р. Мавлютов, А.Р. Мавлютов.....	223
ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ В МЕДИЦИНЕ	
А.Р. Мавлютов, Д.Ф. Выдрин, А.Р. Мавлютов.....	225
ИССЛЕДОВАНИЕ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОТКАНЕЙ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ДИСПЛАЗИИ ПОСТНАТАЛЬНОГО ПЕРИОДА МЕТОДОМ СПЕКТРОФОТОМЕТРИИ	
А.Д. Лесничая, В.Г. Орлова.....	229
ЗНАЧЕНИЕ КАРДИОТОКОГРАФИИ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ МЕТОДА РОДОРАЗРЕШЕНИЯ ПРИ ВЫПАДЕНИИ МЕЛКИХ ЧАСТЕЙ ПЛОДА	
Е.Д. Кузнецова, А.А. Супряга, И.В. Саломатин.....	231
РАЗРАБОТКА МЕТОДА ОБРАБОТКИ ЭЭГ НА ОСНОВЕ ИССЛЕДОВАНИЯ МГНОВЕННОЙ ЧАСТОТЫ	
Н.А. Крымская, Н.Н. Чернов.....	233
РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ОБРАБОТКИ ЭЭГ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ГИЛЬБЕРТА	
Н.А. Крымская, Н.Н. Чернов.....	237
МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ	
А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Э.С. Шарипова.....	242
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНИЧЕСКИХ МЕТОДОВ МАЛОИНВАЗИВНОГО ВМЕШАТЕЛЬСТВА ДЛЯ УДАЛЕНИЯ ДОБРОКАЧЕСТВЕННЫХ УЗЛОВ СЕКРЕЦИИ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ	
И.Н. Ишмуратова.....	245

СИСТЕМА УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЙ ПЛОДА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ	
Э.А. Даминова.....	248
БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ МЕТОД ПРОГНОЗИРОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ДЕФОРМИРОВАННОГО ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПОСЛЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ СТАТИЧЕСКИХ И ДИНАМИЧЕСКИХ НАГРУЗОК	
П.И. Бабчина	251
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ QRS-КОМПЛЕКСА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА	
Г.В. Ван, А.Н. Калиниченко	255
ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ 3D СЕНСОРОВ В РЕАБИЛИТАЦИИ	
Т.А. Клишковская, А.Ю. Аксенов.....	258
МЕТОДЫ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ГИПОКСИИ НА ВНУТРИУТРОБНОЕ ЗДОРОВЬЕ ПЛОДА	
А.А. Косарева.....	261
ТЕХНОЛОГИЯ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНОГО СЕТЧАТОГО ИМПЛАНТА ПРИ ОПЕРАЦИИ ПО ПОВОДУ ВЕНТРАЛЬНОЙ ГРЫЖИ ПЕРЕДНЕЙ БРЮШНОЙ СТЕНКИ	
Д.А. Кропачев, Е.А.Семенова.....	263
АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ АРТЕФАКТОВ СТИМУЛЯЦИИ ПРИ НЕПРЕРЫВНОМ КОНТРОЛЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ	
Т.В. Моргунова	266
АЛГОРИТМ КОНТРОЛЯ УРОВНЯ ШУМОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА, ПОЛУЧЕННОГО С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТКАНЕВЫХ ЭЛЕКТРОДОВ	
И.А. Некрасов, А.Н. Калиниченко	270
БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА С ЭНДОПРОТЕЗОМ ПРИ ДИНАМИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ	
Е.М. Петрова	273
ЗНАЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОННО-МИКРОСКОПИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СПЕРМАТОЗОИДОВ В ВОССТАНОВЛЕНИИ ФЕРТИЛЬНОСТИ В БЕЗДЕТНЫХ СЕМЬЯХ	
В.И. Комагоров, Е.П. Судиловская.....	276

МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ НИЗКОКОГЕРЕНТНОГО
ИЗЛУЧЕНИЯ И ФОРМИРОВАНИЯ СТРУКТУРНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ МЯГКИХ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

А.Ю. Потлов, Д.А. Петров, С.В. Фролов, С.Г. Проскурин279

ЦВЕТОВОЕ ДОПЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ ЗНАКОПЕРЕМЕННЫХ
ПОТОКОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ С ПОМОЩЬЮ
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Ю. Потлов, С.В. Фролов, С.Г. Проскурин282

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МЯГКИХ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ
ТОМОГРАФИИ

А.Ю. Потлов, С.В. Фролов, С.Г. Проскурин286

МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ВРЕДНЫХ ОСАЖДЕННЫХ ЧАСТИЦ В
ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА

А.А. Акимов289

УМЕНЬШЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ МИКРОЭМБОЛИИ МАТЕРИАЛЬНЫМИ
ЧАСТИЦАМИ КРИСТАЛЛОИДОВ ПРИ ВНУТРИСОСУДИСТОМ
ВВЕДЕНИИ РАСТВОРОВ

О.В. Окрут, А.А. Пимахин, Е.В. Пимахина, Н.М. Толкач, М.А. Чернышев292

**3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ
СИСТЕМЫ295**

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ПОДДЕРЖКА ВЕДЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С
КРИТИЧЕСКОЙ ИШЕМИЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

А.В. Быков, И.И. Хрипина, Е.А. Гривачев.....295

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ГИБРИДНЫХ НЕЧЕТКИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ ОЦЕНКИ
СТЕПЕНИ ТЯЖЕСТИ СОЧЕТАННЫХ ИШЕМИЧЕСКИХ ПАТОЛОГИЙ

А.В. Быков, С.Н. Корневская, Д.С. Родионов.....297

АНАЛИЗ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ УЧРЕЖДЕНИЙ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
С ТОЧКИ ЗРЕНИЯ КОНЦЕПЦИИ БЕРЕЖЛИВОГО ПРОИЗВОДСТВА

А.В. Губарев, С.В. Волкова300

АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ АПНОЭ СНА

Чан Чонг Хыу.....303

НОСИМАЯ СИСТЕМА ТРЕВОЖНОЙ СИГНАЛИЗАЦИИ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРДСЕРДИЙ	
Нгуен Ч.Т.....	306
ОСНОВНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ РЕГИСТРИРУЕМЫЕ ПРИ ПОЛИСОМНОГРАФИИ	
Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф.Адигамова, З.Ф.Ихсанова.....	309
ПОЛИСОМНОГРАФИЯ	
Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф.Адигамова, З.Ф.Ихсанова.....	312
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СТАДИЙ СНА И ПАТОЛОГИЙ ПРИ ПОЛИСОМНОГРАФИИ	
Д.Р. Мухаметвалеева	314
СТАБИЛОМЕТРИЯ КАК МЕТОД КОМПЛЕКСНОЙ ДИАГНОСТИКИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДИСФУНКЦИИ	
К.Р. Шаймарданова, А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов	317
ПРИМЕНЕНИЕ СТАБИЛОПЛАТФОРМ В РЕАБИЛИТАЦИОННОЙ ПРАКТИКЕ	
К.Р. Шаймарданова, И.Н. Логинова, Р.М. Нафикова.....	320
ВЫЯВЛЕНИЕ НАРУШЕНИЙ В РАБОТЕ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ С ПОМОЩЬЮ МОНИТОРА ХОЛТЕРА	
К.Р. Шаймарданова, И.Н. Логинова, Р.Р. Фролова	323
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ УПРАВЛЕНИИ РЕАБИЛИТАЦИОННЫМ ПРОЦЕССОМ ДЕТЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ	
А.В. Жирнова, Л.А. Плешакова.....	327
ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ КОНСТРУКЦИИ ЭЛЕКТРОДОВ СЪЕМА БИОСИГНАЛОВ УПРАВЛЕНИЯ БИОПРОТЕЗАМИ	
О.В. Бражникова, А.Н. Астафьев, И.А. Коваленко	331
ВОЗМОЖНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛАСТОМЕРНЫХ ПОМП В ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОМ ПЕРИОДЕ	
В.В. Пиндюрина, А.Н. Астафьев, И.А. Коваленко.....	334
СИСТЕМА ОЧИСТКИ ВОЗДУХА В ЗОНЕ ТЕХНИЧЕСКОГО ОБСЛУЖИВАНИЯ АВТОТРАНСПОРТНОГО ПРЕДПРИЯТИЯ	
Н.М. Назмутдинова	337

БИОУПРАВЛЯЕМАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ	
М.П. Шестакова.....	340
БЕСКОНТАКТНЫЙ РЕГИСТРАТОР ДЫХАНИЯ	
М.И. Качмар, Е.М. Прошин.....	343
АВТОМАТИЗАЦИЯ ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДЛИННЫХ ТРУБЧАТОЙ КОСТЕЙ НА ОСНОВЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПРОБ	
А.С. Кружков	346
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ТЕРАПИИ	
А.О. Махнева	349
СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ЖИЗНЕННО ВАЖНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЗДОРОВЬЯ ПАЦИЕНТА	
Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, М.А. Сергеева	352
СИСТЕМА ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ СОВМЕСТНОЙ ОБРАБОТКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ	
Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, К.Р. Шаймарданова	355
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПОРТАТИВНЫХ БИОХИМИЧЕСКИХ АНАЛИЗАТОРОВ КРОВИ	
Э.С. Шарипова, Ч.Р. Касимова, Н.Р. Исянов	358
ОБЗОР АНАЛИЗАТОРОВ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ БИЛИРУБИНА В КРОВИ	
Э.С. Шарипова, А.Б. Блинова, А.В. Терентьева	361
НОСИМАЯ СИСТЕМА ДЛЯ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СПОРТСМЕНА	
Нгуен М.Т.....	364
РАЗРАБОТКА СТЕТОСКОПИЧЕСКОГО ДАТЧИКА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ БТС ДЛЯ ПЕРКУССИОННОЙ ДИАГНОСТИКИ	
М.В. Веремьева, Е.С. Фомина, А.И. Дьяченко	367
МЕТОДЫ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА	
В.В. Пинчукова, С.Г. Гуржин.....	370
БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КОГНИТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ И ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ РЕАКЦИЙ	
Н.Н. Филатова, И.А. Ребрун, К.В. Сидоров, П.Д. Шемаев	372

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ХИРУРГА ПРИ
ОПРЕДЕЛЕНИИ ОПТИМАЛЬНОГО ОПЕРАТИВНОГО ДОСТУПА К
ЧЕРВЕОБРАЗНОМУ ОТРОСТКУ

С.О.Абидуева376

ЭТАП ФОРМИРОВАНИЯ ВИРТУАЛЬНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ
ОРГАНИЗАЦИИ

В.В. Солдатов, В.А. Антипов378

АНАЛИЗ СТАТИСТИЧЕСКИХ ДАННЫХ О ДЕФЕКТАХ ПРОДУКЦИИ
ЦЕХА ПО СБОРКЕ И МОНТАЖУ ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ

В.Г. Гуськов, А.Н. Варнавский.....382

ИСКУССТВЕННАЯ НЕЙРОННАЯ СЕТЬ ДЛЯ ОЦЕНКИ КООРДИНАТ
ТОЧЕЧНОГО УЗ ИСТОЧНИКА ПРОСТРАНСТВЕННОЙ РЕШЕТКИ УЗ
ПРИЕМНИКА

А.Д. Запрудский, С.А. Голь385

АНАЛИЗ КАРДИОМОНИТОРОВ

Ю.А. Челебаева, О.В. Мельник388

ОСОБЕННОСТИ ИССЛЕДОВАНИЙ НА СОВРЕМЕННЫХ АНАЛИЗАТОРАХ
КРОВИ

И.Н. Логинова392

ВЛИЯНИЕ КАЧЕСТВА ВОДЫ НА СОСТОЯНИЕ БИОХИМИЧЕСКИХ
АНАЛИЗАТОРОВ

И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова395

К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ
ВЫПОЛНЕНИЯ ИНЪЕКЦИЙ

И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова, Р.М. Нафикова.....398

ТЕЛЕИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ

А.Ю. Карамнов, М.Б. Каплан399

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ОЦЕНКИ ОСТАНОВКИ СЕРДЦА У
ПОСЛЕОПЕРАЦИОННЫХ БОЛЬНЫХ НА ОСНОВЕ ГИДРОМАНЖЕТНОЙ
ТЕХНОЛОГИИ

С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, Д.А. Варезников, В.В. Карнаухов,
Д.Ю. Ходакова404

РАЗРАБОТКА МЕТОДА ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЗУБНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С РАЗВИТОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ В ВИДЕ МАКРО - И МИКРОКАВЕРН

С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, В.В. Карнаухов, Д.А. Варезников, Д.Ю. Ходакова.....407

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА СОВМЕСТНОГО МОНИТОРИНГА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ И ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГИДРОМАНЖЕТЫ

В.В. Петрова, А.С. Сысоева, В.А. Сизова.....409

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ МЫШЕЧНОГО ДИСБАЛАНСА, ТРЕНИРОВКИ И РЕАБИЛИТАЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА И СУСТАВОВ НА ПРИНЦИПАХ МЕХАНОТЕРАПИИ С БИОТЕХНИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ

М.Н. Гиниятуллин, И.В. Иванов.....413

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА В БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

А.А. Кунах, О.В. Мельник.....416

4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА.....420

ОБЗОР ДАТЧИКОВ ДЛЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

Р.Р. Фролова, Э.С. Шарипова, Н.Р. Исянов, Т.В. Мирина.....420

ИППОТЕРАПИЯ И АППАРАТЫ ДЛЯ ЕЁ ПРОВЕДЕНИЯ

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, А.Ф. Латыпов.....424

АППАРАТЫ ДЛЯ ПАССИВНОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ЛОКТЕВОГО СУСТАВА

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Р.М. Нафикова.....427

СПОСОБ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ И МОНИТОРИНГА КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Э.С. Шарипова.....431

ЭЛЕКТРОДЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Р.Ф. Адигамова, Д.Р. Мухаметвалеева, З.Ф. Ихсанова.....434

ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ МЫШЦ

Р.Ф. Адигамова, З.Ф. Ихсанова, Д.Р. Мухаметвалеева.....436

АППАРАТ ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Р.Ф. Адигамова.....438

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ИМПЕДАНСОМЕТРИИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ ОПУХОЛЕЙ	
А.С. Орлов	441
ПРОБЛЕМЫ ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРИ ЛАБОРАТОРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЯХ	
Ю.А. Куприянова.....	444
АУДИОМЕТР ДВУХКАНАЛЬНЫЙ ПОРТАТИВНЫЙ	
И.М. Атауллина, З.Ф. Ихсанова, И.Х. Шагарова	447
АППАРАТ ДЛЯ НИЗКОЧАСТОТНОЙ МАГНИТОТЕРАПИИ	
И.Х. Шагарова, З.Ф. Ихсанова, И.М. Атауллина	450
РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА РЕГИСТРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ ВО ВРЕМЯ ТРИНИРОВОЧНОГО ПРОЦЕССА И ПЕРИОДА РЕАБИЛИТАЦИИ	
М.В. Казакова, Р.Н. Мушарапов, А.Р. Габдрахманова	453
ИСТОЧНИКИ ПИТАНИЯ ДЛЯ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ДАТЧИКА TGS 2620	
Р.М. Нафикова, И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова.....	456
ВОЗДЕЙСТВИЕ НА БИОЛОГИЧЕСКИЙ ОБЪЕКТ АППАРАТА МАГНИТНО- РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ	
Р.И. Ишмухаметова, Н.Р. Хисамутдинова	460
ПРИНЦИП РАБОТЫ ЛАЗЕРНОГО АППАРАТА "МУСТАНГ - 2000"	
Р.И. Ишмухаметова, Н.Р. Хисамутдинова, А.Р. Султанова	463
ПРИНЦИП РАБОТЫ АППАРАТА ДЛЯ ВНУТРЕННЕГО ОБЛУЧЕНИЯ КРОВИ «МАТРИКС - ВЛОК»	
Р.И. Ишмухаметова, Н.Р. Хисамутдинова	466
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОРОГА БОЛЕВОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ ПОРТАТИВНОГО МИОГРАФА	
Д.И. Тимбакова, Н.Р. Хисамутдинова	469
ОБЗОР ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИХ ДАТЧИКОВ	
Р.Р. Хызыров, Н.Р. Хисамутдинова	472
ПРИНЦИП РАБОТЫ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРОВ	
М.М. Баранова.....	475

ЭФФЕКТИВНОСТЬ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА «АЛМАГ-01»	
Л.Р. Дильмухаметова, Э.Р. Кадрачева, Е.О. Сальникова	478
ВЛИЯНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИЙ ОБЪЕКТ	
Е.О. Дмитриева, Э.Р. Кадрачева	482
ЭЛЕКТРОГРАФИЧЕСКИЙ МОНИТОРИНГ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МИОКАРДА	
Э.Р. Кадрачева, Л.Р. Дильмухаметова, Е.О. Сальникова	486
АЦИДОГАСТРОМЕТР	
З.Ф. Ихсанова, Р.Ф. Адигамова, Д.Р. Мухаметвалеева	490
ДЕФИБРИЛЛЯТОР ПРИ ОСТАНОВКЕ СЕРДЦА	
З.Ф. Ихсанова, И.Х. Шагарова, И.М. Атауллина	493
ТЕРМОКАТАЛИТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК	
Р.М. Нафикова, А.Б. Блинова, А.В. Терентьева	496
ДАТЧИК КИСЛОРОДА В МЕТАБОЛИЧЕСКОМ КОСВЕННОМ КАЛОРИМЕТРЕ	
М.А. Сергеева, А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов	499
ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ БИОМЕДИЦИНСКИХ ПАРАМЕТРОВ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ	
Г.М. Ниязгулова	502
ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ В АКУШЕРСТВЕ И ПЕРИНАТОЛОГИИ	
М.А. Андреев, Л.М. Соломатина, А.А. Супряга, И.В. Саломатин	506
МЕХАНОТЕРАПИЯ И АППАРАТ ДЛЯ ЕЕ ПРОВЕДЕНИЯ	
А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, А.Ф. Латыпов	510
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ УСТРОЙСТВ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ФОТОТЕРАПИИ	
А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Р.М. Нафикова	514
УСТРОЙСТВА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ	
А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Э.С. Шарипова	517

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ
АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НЕЙРОННЫХ
СЕТЕЙ

А.И. Скоробогатова520

ОЦЕНКА СОСТАВА КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ
ДВУХЧАСТОТНОЙ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ

М.Н. Соловьев524

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ
ОСЦИЛЛОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

А.Д. Сулягина, Е.К. Ляхова, А.В. Шляхотка.....526

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ОТКЛОНЕНИЙ В
РАЗВИТИИ ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА С НАРУШЕНИЕМ СЛУХА НА
ОСНОВЕ ГРУППИРОВКИ ФАКТОРОВ РИСКА

А.В. Ульянова, Г.А. Машевский530

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО
ВЫБРОСА МЕТОДОМ ИМПЕДАНСНОЙ КАРДИОГРАФИИ

А.В. Шляхотка, Е.К. Ляхова, А.Д. Сулягина.....534

ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА АВТОДИННОГО СИГНАЛА В СРЕДЕ
LABVIEW

К.Р. Ловягин, С.Г. Гуржин.....538

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ПОРТАТИВНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРА

А.В. Толчёнкин, С.Г. Гуржин541

ИССЛЕДОВАНИЕ БРОНХИАЛЬНОЙ ПРОВОДИМОСТИ
АККУСТИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

Р.С. Квасов, В.В. Клименко543

ОСОБЕННОСТИ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ ПРИ МОНИТОРИРОВАНИИ
БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин545

ОБРАБОТКА ДАННЫХ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ В СРЕДЕ
LABVIEW

В.Л. Нгуен, М.Б. Каплан547

ВЛИЯНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА
РЕПРОДУКТИВНЫЕ ПРОЦЕССЫ И РАЗВИТИЕ ЖИВЫХ ОРГАНИЗМОВ

Е.В. Ивасюк, В.В. Клименко550

КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ БАРБОТАЖНОЙ САНАЦИИ В ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ СИНДРОМА ДИАБЕТИЧЕСКОЙ СТОПЫ А.А. Шмарин, С.В. Лобас, Э.А. Клевцов	552
5. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ РОБОТОВ	556
ПЕРЕОБОРУДОВАНИЕ НЕПРЕРЫВНОГО РЕГУЛЯТОРА В ЦИФРОВОЙ РЕГУЛЯТОР ДЛЯ НЕЛИНЕЙНОГО ОБЪЕКТА УПРАВЛЕНИЯ В ВИДЕ ХИРУРГИЧЕСКОГО РОБОТА А.И. Бобиков, М.М. Борисов, О.Н. Буркина.....	556
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В БИОНИЧЕСКИХ ПРОТЕЗАХ И.В. Петрунин, Г.М. Кадырова	559
ПРИМЕНЕНИЕ РОБОТИЗИРОВАННЫХ КОМПЛЕКСОВ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ А.Ф. Саббахова	563
АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ АВТОМОБИЛЬНЫХ НОМЕРОВ А.А. Большакова, С.С. Лукша	566
АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ДОРОЖНЫХ ЗНАКОВ ДЛЯ СИСТЕМЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ АВТОМОБИЛЯ-РОБОТА П.Д. Гаджиев, С.С. Лукша	568
АЛГОРИТМЫ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИМ МАНИПУЛЯТОРОМ С.А. Голь, А.В. Кондрашов, С.С. Лукша	570
АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ДОРОЖНОЙ РАЗМЕТКИ ДЛЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ПОМОЩИ ВОДИТЕЛЮ И.А. Кузнецов, С.С. Лукша	573
СИСТЕМА СКАНИРОВАНИЯ РЕЛЬЕФА МЕСТНОСТИ МЕТОДОМ ФОТОГРАММЕТРИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АЭРОФОТОСЪЕМКИ П.В. Курин, С.С. Лукша.....	575
АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ТЕКСТА ДЛЯ ЗАДАЧИ АНАЛИЗА ПРИДОРОЖНЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТАБЛИЧЕК С.С. Лукша, Е.В. Тишковец.....	577

АППАРАТНО – ПРОГРАММНЫЕ КОМПЛЕКСЫ ДЛЯ
РОБОТИЗИРОВАННОЙ МЕХАНОТЕРАПИИ НИЖНИХ И ВЕРХНИХ
КОНЕЧНОСТЕЙ

М.Н. Гиниятуллин, Л.В. Зарифуллин578

ВСТРАИВАЕМЫЙ В ИНФРАСТРУКТУРУ МАРШРУТА БЕСПИЛОТНОГО
ТРАНСПОРТНОГО СРЕДСТВА НАВИГАЦИОННЫЙ КОМПЛЕКС

С.А. Голь, Ю.С. Максимова, М.Ю. Акамеев582

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ДВИЖЕНИЯ МОБИЛЬНЫХ НАЗЕМНЫХ
РОБОТОВ

Е.С. Шапошникова584

ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС СЛЕЖЕНИЯ ЗА МАЯКОМ

С.А. Голь, А.Г. Борисов, В.С. Леушкин, Е.А. Захарова.....587

ОЦЕНКА ИНФОРМАТИВНОСТИ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ
ПСЕВДОФАЗОВОГО ПОРТРЕТА

К.С. Хачатрян.....590

Научное издание

**XXX Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские, экологические
системы и робототехнические комплексы»
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2017)**

Под общей редакцией В.И. Жулева

Верстка Е.П. Матюхин

Подписано в печать Формат бумаги 60x84/16.

Бумага офсетная. Печать цифровая.

Усл.-печ. листов 38,25.

Уч.-изд. листов 612. Тираж 100 экз. Зак.1173

Рязанский государственный радиотехнический университет
390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Издательство Коняхин А.В. (Book Jet)

Отпечатано в типографии «Book Jet»

390046, г. Рязань, Скорбященский пр-д., д.20, оф. 23

Сайт: <http://bookjet.ru>

Почта: info@bookjet.ru

Тел.: +7(4912) 466-151

ISBN 978-5-9500677-6-1

ISBN 978-5-9500677-6-1

