

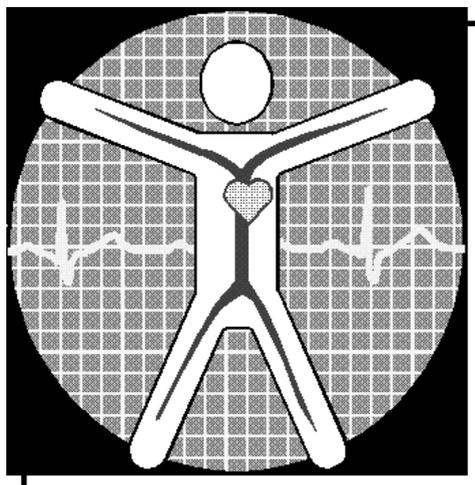
**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**
МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЯЗАНСКОЙ ОБЛАСТИ
**РЯЗАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
РАДИОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ**

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

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2014

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

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2014

УДК 615.47:621.37/89

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы – 2014). 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.

Авторская позиция и стилистические особенности публикаций полностью сохранены.

ISBN 978-5-7722-0276-0

© Рязанский государственный
радиотехнический университет

2014

ЭТАПЫ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ИНФОРМАЦИИ В СИСТЕМАХ РАННЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

О.В. Мельник

Рязанский государственный радиотехнический университет

При оценке здоровья человека на первом месте стоит исследование и оценка состояния его сердечно-сосудистой системы, так как она является основным звеном, определяющим и лимитирующим доставку кислорода работающим органам, и, кроме того, сердечно-сосудистая система современного человека чрезвычайно ранима из-за большого количества психоэмоциональных нагрузок в повседневной жизни.

С позиций разработки диагностического оборудования можно выделить несколько уровней отклонения состояния организма от нормы, из которых наиболее поздним, но, одновременно и наиболее наглядным в плане диагностики является *морфологический*. Ему соответствуют микроскопические и макроскопические изменения в органах и тканях. Морфологическому уровню предшествует *метаболический* уровень, характеризующийся биохимическими сдвигами в биологических жидкостях тела. Самым ранним уровнем отклонений от нормы является *функциональный*. Это обратимые физико-химические нарушения, связанные с избыточной нагрузкой на органы и системы и истощением адаптационных резервов организма.

В качестве базового подхода для разработки систем для ранней диагностики нарушений в деятельности сердечно-сосудистой системы была выбрана электрокардиография, как наиболее распространенный, доступный и неинвазивный метод, позволяющий выявлять как морфологические, так и функциональные нарушения.

При этом на сегодня не существует методов и средств, позволяющих на ранней стадии выявлять признаки как органического поражения, так и функциональной напряженности сердечно-сосудистой системы в условиях стандартного поликлинического исследования или при проведении «домашней диагностики». Поэтому актуальной является задача разработки методов и средств контроля состояния сердечно-сосудистой системы и адаптационных резервов организма, позволяющих выявлять предикторы ишемических изменений, электрической нестабильности миокарда и угрозы срыва адаптации, не нарушая ритм жизни пациента и не увеличивая неоправданно нагрузку на специализированные кардиологические учреждения.

Задача разработки электрокардиографического оборудования для ранней диагностики требует комплексного подхода, в рамках которого необходимо решить как проблемы, связанные с повышением разрешающей способности и достоверности электрокардиографического исследования, так и проблемы комплексной оценки состояния организма человека как единой системы, то есть, повысить эффективность преобразования диагностически значимой информации на каждом из этапов её обработки.

Обычно автоматический анализ электрокардиосигнала (ЭКС) выполняется в четыре этапа:

2. ввод ЭКС;
3. предварительная обработка ЭКС;
4. распознавание характерных элементов ЭКС и расчет диагностических параметров;
5. интерпретация и классификация признаков нарушений в деятельности миокарда и формирование предварительного диагностического заключения.

Рассмотрим подходы к повышению качества систем для ранней электрокардиографической диагностики на каждом из этапов обработки и преобразования информации.

1. Методология параллельной обработки биомедицинских сигналов, позволяющая минимизировать искажения амплитудно-временных информативных признаков сигнала в процессе устранения помех.

При обработке ЭКС наибольшие потери полезной информации вызывает устранение низкочастотного дрейфа изоэлектрической линии и сетевой наводки, поскольку их спектры перекрываются со спектром информативного сигнала. Дополнительные возможности для обработки электрокардиосигнала открывает его исследование на TP-сегменте. TP-сегмент соответствует электрической диастоле сердца и при отсутствии помех должен быть расположен на нулевой линии. В общем случае сигнал на TP-сегменте состоит из смеси сигналов дрейфа изолинии, наводки от сети промышленной частоты 50 Гц, флуктуационных шумов усилителя электрокардиосигнала.

Процесс устранения сигнала дрейфа изолинии можно осуществить в виде двух параллельных процессов:

- преобразования исходного электрокардиосигнала без сохранения его точной формы, направленные на выделение сигнала дрейфа изолинии;

- задержка исходного электрокардиосигнала на время преобразований ЭКС в первом процессе, вычитание из задержанного ЭКС выделенного сигнала дрейфа изолинии.

Выделив дискретные отсчеты ЭКС, принадлежащие ТР-сегменту, можно восстановить непрерывные сигналы помехи промышленной частоты и дрейфа изолинии и вычесть их из исходного сигнала, минимизировав потери информативной составляющей.

2. Интегральные методы формирования амплитудно-временных информативных параметров элементов электрокардиосигнала, позволяющие в 5-8 раз увеличить устойчивость к воздействию случайных помех.

Для решения задачи формирования информативных параметров, устойчивых к воздействию флуктуационных помех, нечувствительных к неточностям определения границ элементов ЭКС, обеспечивающих однозначную интерпретацию по принципу «один диагностически значимый признак – один характеризующий его параметр» предложено в качестве таковых использовать интегральные параметры, представляющие собой спектральные коэффициенты в специализированных ортогональных базисах.

Наиболее значимыми ранними предвестниками миокардиальных заболеваний являются ишемические изменения ST-сегмента ЭКС и признаки аритмогенной готовности миокарда, выражающиеся в наличии альтернаций Т-зубца. Были разработаны и исследованы методы выявления информативных параметров формы элементов электрокардиосигнала в их спектральном составе в базисе функций Уолша, в частности, параметров ST-сегмента и Т-зубца. Показано, что использование интегральных методов позволяет в 5-8 раз повысить устойчивость формируемых информативных параметров к воздействию случайных помех по сравнению с непосредственным измерением амплитуды сигнала.

3. Методы оценки функционального состояния организма на основе обработки сигналов сердечного ритма и дыхания, расширяющие диапазон возможностей оценки адаптационных резервов в рамках методологии контроля вариабельности параметров организма.

Для оценки функциональных состояний Р.М. Баевским была разработана концепция о возможности использования системы кровообращения в качестве индикатора адаптационных реакций целостного организма. При этом инструментом оценки функционального состояния организма выступает вариабельность сердечного ритма (ВСР). Механизм регуляции частоты сердечных сокращений, опосредуемый влиянием вегетативной нервной системы, модулируется множеством различных внешних влияний (дыхание, физическая нагрузка, изменение

положения тела, психоэмоциональная сфера и т.п.). Подобное многофакторное взаимодействие обуславливает сложность изучения влияния тех или иных факторов на изменчивость сердечного ритма, а также самих физиологических колебаний в сердечном ритме. Это обуславливает неоднозначность интерпретации показателей, связанных с оценкой функционального состояния организма.

Для повышения диагностической эффективности оценки функционального состояния предлагается параллельное исследование параметров сердечного ритма и дыхания, поскольку сердечно-сосудистая и дыхательная системы организма функционируют в тесном взаимодействии, и информация, выявляемая при совместной обработке ЭКС и дыхания, позволяет более достоверно выявить вклад различных регуляторных механизмов.

Предложен новый комплексный критерий оценки функционального состояния организма – скорректированный стресс-индекс, позволяющий учитывать не только «разброс» кардиоинтервалов, используемый в стандартных исследованиях, но и степень выраженности влияния автономного контура управления параметрами сердечного ритма. Использование параллельной обработки ритмограммы и сигнала дыхания позволяет достоверно разграничить влияние автономного и центрального контуров регуляции и более четко отследить возникновение напряженности регуляторных систем.

4. Комплексный подход к интерпретации совокупности клинико-инструментальных факторов на основе искусственных нейронных сетей.

В результате использования предложенных методов формирования информативных параметров, отражающих особенности электрической активности миокарда и уровень адаптационных резервов организма формируется вектор параметров, комплексная интерпретация которого может быть осуществлена с использованием классификатора на основе искусственных нейронных сетей. Задачей аппарата поддержки принятия решений является формирование диагностических и прогностических заключений на основе интерпретации совокупности клинико-инструментальных факторов: вектора информативных признаков совместно с данными анамнеза.

Повышение качества преобразования электрокардиосигнала и его параметров на каждом из этапов обработки информации дает возможность обеспечить высокую эффективность ранней диагностики миокардиальных нарушений.

СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО МАММОГРАФИЧЕСКИМ СНИМКАМ

Ю.А. Буланова

Муромский институт (филиал) ФГБОУ ВПО «Владимирский
университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых»

Одним из самых опасных заболеваний женского населения всего мира является рак молочной железы. В таких странах как Бельгия, Дания, Франция и США вероятность развития рака молочной железы намного выше чем в остальных. В России по статистике Министерства Здравоохранения показатель заболеваемости онкологией молочной железы за 10 лет вырос вдвое. Владимирская область занимает 32 место по всем субъектам Российской Федерации.

Единственным способом диагностики заболеваний молочной железы является маммография [1]. Большинство лечебно-профилактических учреждений России оснащены пленочными (аналоговыми) маммографическими комплексами.

Не смотря на все достоинства аналоговой маммографии, она имеет большое количество недостатков – формирование часто нечеткой и малоконтрастной маммограммы из-за сложной многоэтапной ручной обработки; субъективность при постановке диагноза.

Цифровая маммография устраняет все недостатки пленочной.

На мировом рынке известно много систем компьютерной обработки маммограмм, но большинству российских медицинских учреждений они не доступны из-за высокой стоимости, кроме того их производители не раскрывают используемые алгоритмы обработки маммограмм, а перечень функций доступен только после заказа программного обеспечения.

В России практически не ведутся разработки систем обработки и анализа маммограмм.

В связи с вышесказанным актуальной для здравоохранения России является разработка системы обработки маммограмм, которая будет недорогим аналогом зарубежных САД систем и позволит сократить время обработки и анализа каждого снимка, повысить точность и объективность диагноза за счет использования большего количества данных.

Целью работы было создание системы, обеспечивающей обработку и анализ оцифрованных маммографических снимков, позволяющей с высокой точностью выделять и классифицировать новообразования молочной железы.

В докладе представлены различные маммограммы с самыми распространёнными заболеваниями: киста, фиброаденома и рак молочной железы, а также различные фоны, которые усложняют диагностику заболеваний. Так, например, выявить рак на ранней стадии на фоне фиброзно-кистозной мастопатии и на фоне аденоза врач самостоятельно, без применения методов цифровой обработки изображений, не сможет.

Любую маммограмму условно можно разделить на 3 области: черный - фон, светло-серая - область грудной мышцы, и область молочной железы. Как можно заметить, все новообразования находятся в области молочной железы, поэтому, для дальнейшей обработки необходимо выделить именно эту область.

Для выделения области молочной железы был разработан алгоритм на основе случайных марковских полей [2]. Изображение разделяется на мелкие фрагменты. В каждом фрагменте в предположении, что его яркости принадлежат нормальному закону распределения, рассчитываются основные параметры этого распределения: математическое ожидание и СКО. Следовательно, каждый блок представляет собой вектор признаков. Затем все вектора признаков объединяются на 3 группы с учетом доверительных интервалов. Итогом алгоритма является модель на рисунке 5, где желтым цветом выделена область молочной железы.

Далее переходим к обработке маммограмм. Подробно представлен алгоритм выделения области кисты [3].

Поскольку киста дает однородную тень, по плотности сходную с железистой тканью молочной железы требуется привести изображение к виду удобному для распознавания, для этого используются гистограммные преобразования снимка. В ходе многочисленных экспериментов было введено понятие «средний контраст», которое является коэффициентом при выполнении гистограммных преобразований. Затем сглаживаем изображение с помощью медианной фильтрации для последующей текстурной сегментации с помощью маркерного водораздела. Следующим шагом является оконтуривание всех выделенных областей, внутри каждого контура рассчитывается вектор признаков: 16 признаков Харалика 2 порядка по матрице GLCM в 4 направлениях, всего 64 признака.

Затем выполняется сравнение вектора признаков выделенного объекта с векторами признаков эталонов из базы данных с помощью метода ближайших соседей и дискриминантного анализа Фишера. Наиболее близкий класс эталона будет соответствовать типу найденного новообразования. Этапы вычисления текстурных признаков и последующего распознавания являются аналогичными для всех алгоритмов.

Плотность фиброаденомы [4] выше или сравнима с плотностью ткани молочной железы, поэтому необходимо таким образом скорректировать значения яркости и контраста точек маммограммы, чтобы получить выходные снимки с лучшим качеством. За основу были взяты также гистограммные преобразования, полученные путем формальной записи данных вычислительных экспериментов, удовлетворяющих эксперта. Затем изображение сглаживается с помощью медианной фильтрации и сегментируется с помощью метода Fuzzy C-mean. На следующем шаге бинаризуется по порогу, рассчитанному по методу Отцу. С помощью морфологических операций эрозии и дилатации удаляются мелкие объекты на изображении. Потом выделяются контура оставшихся объектов. Внутри контуров также вычисляются текстурные признаки Харалика, затем производится распознавание.

Поскольку РМЖ представляет реальную опасность, и выявить его в сложных условиях практически невозможно, были разработаны алгоритмы выделения РМЖ на фоне жировой инволюции, ФКБ и аденоза [5]. Алгоритм выделения области рака на фоне жировой инволюции аналогичен предыдущим алгоритмам, отличие в гистограммных преобразованиях.

Поскольку на маммограмме присутствуют уплотнения, которые характерны для фиброзно-кистозной болезни, а под ними располагается опухоль, то опять же необходима предварительная обработка снимка. На следующем этапе выполняется свертка по маске, в результате которой получаем выделенные образования на фоне тканей молочной железы, причем образования малого размера являются «отсевами» опухоли, плохо видимые на аналоговой маммограмме. Затем бинаризуем изображение по максимальному порогу яркости и выделяем контура.

Аденоз представляет интерес не только в связи со значительной частотой данной патологии, но и, главным образом потому, что является фоном для развития рака молочной железы.

Для такого типа снимков также обязательна предварительная обработка: гистограммные преобразования и последующая фильтрация с использованием сигма-фильтра. Далее выделить область РМЖ можно 2 путями: с использованием текстурной сегментации и бинаризации по максимальному порогу, либо с использованием разработанного метода бинаризации. Затем аналогично предыдущим алгоритмам выделяются контура, рассчитываются признаки и область идентифицируется.

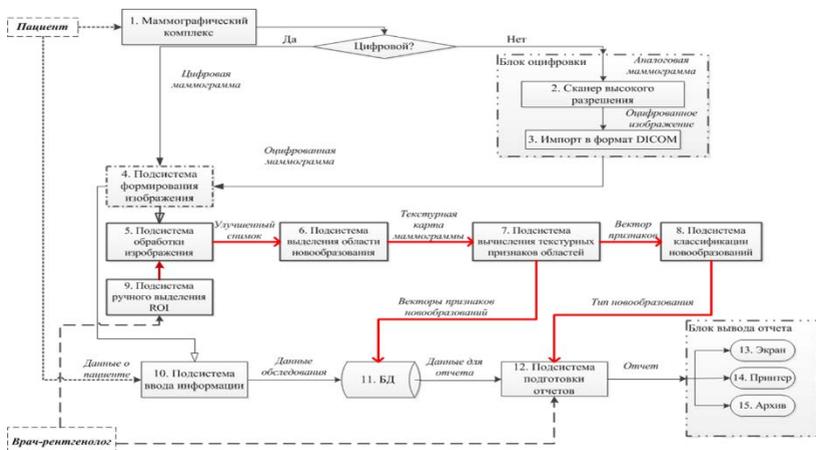


Рисунок 1 – Общая структурно-функциональная схема системы

Общая структурно-функциональная схема разработанной системы отвечает всем поставленным требованиям и решаемым задачам. Основными блоками системы являются: подсистема обработки изображения, подсистема выделения области новообразования, подсистема вычисления текстурных признаков и подсистема классификации новообразований.

Более подробно рассмотрен один из важнейших этапов - обучение системы (блок обучения). На данном этапе формируются типы новообразований для классификации, реализуются функции вычисления признаков новообразований и формирования на их основе векторов признаков. Список эталонов и их признаков хранится в базе данных.

Распознавание новообразований осуществляется с использованием дискриминантного анализа Фишера и метода ближайших соседей.

В ходе анализа предметной области были проведены статистические расчеты, которые показали, что относительный риск развития рака молочной железы выше у женщин в возрасте 55-60 лет; имеющих первую беременность в возрасте от 31 до 35 лет, а также первый раз рожавших после 35 лет.

Рассмотрим пример работы системы на неизвестном снимке. На первом этапе выделяется область молочной железы, далее запускается одновременно 3 процесса обработки в предположении, что на снимке присутствует киста, фиброаденома и рак. Внутри выделенных областей рассчитываются текстурные признаки, которые затем сравниваются с эталонами из базы данных и идентифицируются.

Кроме работы в автоматическом режиме, система позволяет работу в диалоговом режиме, например, врач может выделить область интереса и производить различные операции над ней.

Для экспериментов были сформированы две выборки: обучающая выборка, в которую включены 322 снимка с подтвержденными диагнозами из базы маммограмм MIAS, одобренной Министерством Здравоохранения России; и контрольная (экзаменационная) выборка, в которую вошли 136 снимков реальных пациентов, диагнозы которых в последствии подтверждены биопсией.

Все снимки сначала были проанализированы экспертом, затем последовательно были обработаны в системе.

Анализ результатов проведенных экспериментальных исследований показал:

– минимальное значение правильной классификации 67% система имеет при анализе кисты на фоне аденоза. Следует отметить, что у эксперта в данном случае значение правильной классификации составляет всего 40%;

– результаты классификации эксперта в 6 случаях из 12 уступают результату системы. Значения правильной классификации эксперта в этих случаях составляют от 40% до 66,7%, то система имеет от 67% до 88,9%.

Анализ результатов экспериментальных исследований экзаменационной выборки показал:

– минимальное значение правильной классификации 75% система имеет при анализе кисты на фоне аденоза. Следует отметить, что у эксперта в данном случае значение правильной классификации составляет всего 62,5%;

– результаты классификации эксперта в 7 случаях из 12 уступают результату системы. Значения правильной классификации эксперта в этих случаях составляют от 42,86% до 95,5%, то система имеет от 75% до 100%;

Основные результаты работы:

1. Разработан алгоритм выделения области молочной железы на основе случайных марковских полей.
2. Разработаны 5 алгоритмов выделения областей кисты, фиброаденомы и рака на маммограммах, являющиеся основными компонентами разработанной системы.
3. Разработан алгоритм классификации новообразований на основе дискриминантного анализа Фишера.

7. Создана система автоматизированной обработки и анализа маммографических снимков, позволяющая снизить вероятность пропуска новообразований при маммографическом скрининге.

8. Экспериментально доказаны возможности разработанной системы. Она диагностирует новообразования значительно точнее, чем врач-рентгенолог, в сложных случаях.

Основные результаты диссертации опубликованы в 26 работах, в том числе в

- 7 статьях в журналах из перечня ВАК;
- 1 монографии;
- 9 статьях в других научных журналах;
- 6 тезисах.

Получены 2 патента РФ на полезные модели и 1 свидетельство о регистрации программ для ЭВМ.

Разработанная автоматизированная система используется в маммографическом отделении больницы на станции Муром ОАО «РЖД» и в учебном процессе Муромского института (филиала) ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых», что подтверждается соответствующими актами.

Библиографический список

1. Линденбратен Л. Д. Бурдина Л. М. Пинхосевич Е. Г. Маммография. – М.: Видар, 1997.- 118 с.
2. Садыков С.С., Захарова Е.А., Буланова Ю.А. Идентификация новообразований молочной железы с использованием скрытых марковских полей // Вестник РГРТУ. №4 (выпуск 46), 2013. С. 44-47. ISSN 1995-4565
3. Садыков С.С., Захарова Е.А., Буланова Ю.А. Технология выделения кисты на маммограмме // Вестник РГРТУ. № 1 (выпуск 43). 2013. С.7-11. ISSN 1995-4565
4. Садыков С.С., Буланова Ю.А., Яшков В.С. Алгоритм локализации области фиброаденом на маммограмме // Алгоритмы, методы и системы обработки данных. 2013. № 3. С. 64-73.
5. Садыков С.С., Буланова Ю.А., Захарова Е.А. Компьютерная диагностика новообразований на маммографических снимках// Компьютерная оптика. 2014. т. 38, №1. С. 131-138.

СЕКЦИЯ 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

АЛГОРИТМ УПРАВЛЕНИЯ СОЛНЕЧНОЙ ВОДОНАГРЕВАТЕЛЬНОЙ УСТАНОВКОЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ SMS-СООБЩЕНИЙ

А.А. Гапонов

Научный руководитель – Тюрин И.В., канд. техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Для обеспечения надёжного функционирования солнечных водонагревательных установок в настоящее время используют ручное и автоматическое управление. В автоматическом режиме гелиосистема работает по заданному графику, не отклоняясь от него. При выборе ручного режима команды управления задаются непосредственно оператором [1, 2]. Наибольший интерес представляет автоматизированное управление гелиосистемой с использованием технологий удалённого доступа, при этом вся информация о работе и сбоях гелиосистемы собирается в архив и хранится длительное время.

Компоненты для дистанционной передачи данных обычно включают в себя модем дистанционной связи для двухсторонней коммуникации через аналоговое телефонное соединение или интернет. Особый интерес представляет использование возможностей мобильной сети GSM в тех ситуациях, когда использование других электронных средств связи затруднительно или невозможно. При отсутствии аналоговой телефонной связи возможна работа через мобильную сеть GSM.

Рассмотрим метод удаленного управления гелиосистемой с использованием SMS-сообщений. На рис. 1 представлена структурная схема блока управления с использованием удалённого доступа через SMS-сообщение.

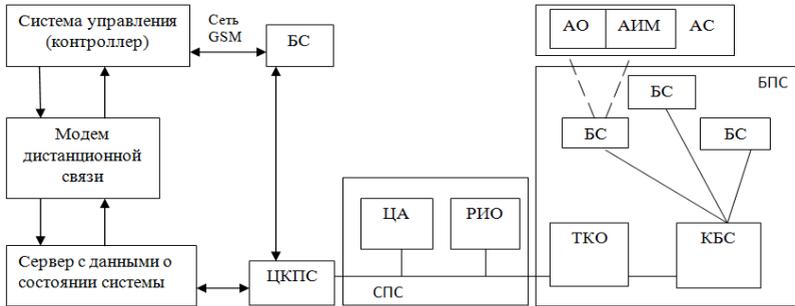


Рис. 1. Структурная схема блока управления гелиосистемой с использованием SMS-сообщений

Принцип ее работы заключается в следующем. Пользователь с абонентской станции (АС) отправляет SMS-сообщение, используя стандарт GSM, об изменении алгоритма функционирования гелиосистемы на базовую станцию (БС). В АС входит абонентское оборудование (АО) и абонентский идентификационный модуль (АИМ) (SIM-карта). БС входит в подсистему базовых станций (ПБС), которая содержит: базовые приемопередающие станции (БПС); контроллер базовых станций (КБС) и оборудование транскодирования (ТКО). Все БС в зоне ПБС соединены линиями связи с контроллером. SMS - сообщение поступает в контроллер базовых станций, который обеспечивает передачу вызова (SMS-сообщения) на АС, контролирует соединения, выполняет согласование скоростей передачи данных и сигналов вызова, кодирование и декодирование сигналов. Затем кодированное SMS-сообщение поступает на оборудование транскодирования, которое включается между КБС и ЦКПС и служит для согласования скоростей цифровых потоков.

Сетевая подсистема (СПС) выполняет соединение неподвижных и подвижных пользователей с помощью коммутационных средств и баз данных. В СПС входят: ЦА – база данных, используемых при аутентификации абонента (ключи и алгоритмы аутентификации) и РИО - база данных, содержащая сведения о подвижных устройствах, позволяющих предотвращать несанкционированное использование АО.

ЦКПС имеет интерфейс с внешними сетями связи. Используя интерфейс аналоговой телефонной сети, SMS-сообщение поступает на модем, а с него – на контроллер; либо через сеть GSM.

Алгоритм управления гелиосистемой с использованием SMS-сообщений представлен на рис. 2.

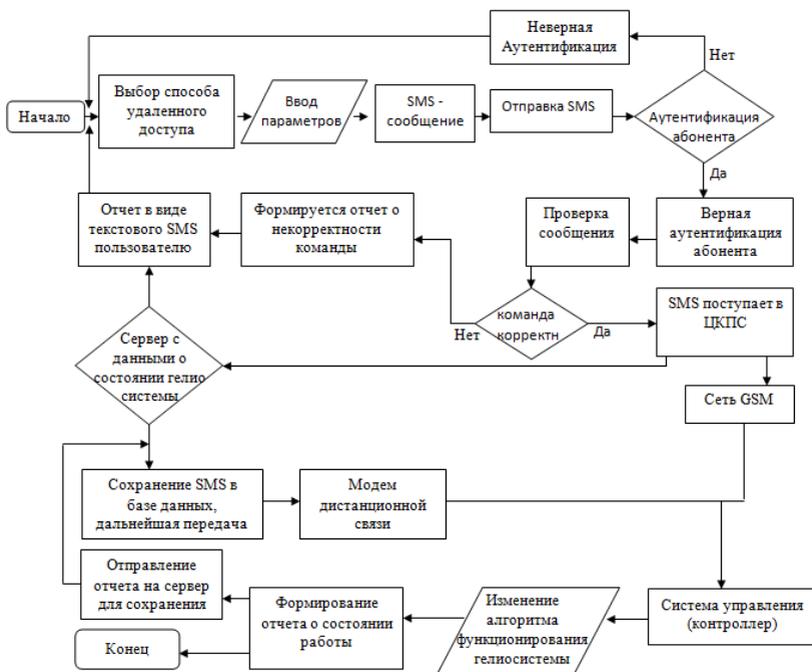


Рис. 2. Алгоритм управления геосистемой с использованием SMS-сообщений

Принцип его работы заключается в следующем. Выбирается способ удалённого доступа, удобный в данный момент времени (в нашем случае – через SMS). Производится набор SMS-сообщения, в котором пользователь указывает новые параметры функционирования геосистемы и отправляет их на контроллер.

Возможность выбора способа отправки SMS-сообщения с ЦКПС на контроллер имеет своё преимущество, в случае отказа одного из способов можно воспользоваться другим. При отправке через сеть GSM SMS-сообщение сразу поступает на контроллер. Получив сообщение, контроллер изменяет алгоритм функционирования геосистемы на заданный. Далее формируется отчёт о работоспособности системы с новыми параметрами в течение 1 минуты. Это нужно для того, чтобы в случае некорректной работы системы или ошибки изменения старого алгоритма контроллера пользователь был проинформирован. По данному отчёту можно проводить сравнение разных характеристик работы геосистемы, прогнозировать появление ошибок и т.д. С сервера отчёт

в виде текстового SMS-сообщения поступает на АО пользователя, информируя его о состоянии работы гелиосистемы с новыми параметрами.

ЦКПС имеет интерфейс с внешними сетями связи, поэтому SMS-сообщение может быть отправлено на сервер с данными о состоянии гелиосистемы. Получив сообщение, сервер сохраняет его в базе данных, а затем передаёт по сетям связи на модем дистанционной связи. С модема сообщение поступает на контроллер.

Сам контроллер отправляет отчёт о функционировании гелиосистемы на сервер либо раз в сутки, либо чаще, смотря как запрограммирован контроллер. Помимо этого, если в системе возникнет какая-нибудь неисправность или ошибка, контроллер сразу отправляет отчёт на сервер. Центр управления и поддержки пользователей гелиосистем получает сообщение об ошибке на объекте, после чего применяет незамедлительные меры по её устранению.

В заключение следует заметить, что удаленное управление с помощью SMS-сообщения обеспечивает:

- возможность корректировать работу системы, не находясь непосредственно у объекта;
- способность оперативно реагировать на аварийные и другие нештатные ситуации.

Библиографический список

1. Муромцев Д.Ю. Методы и алгоритмы синтеза энергосберегающего управления технологическими объектами: монография. Тамбов; М.; СПб.; Баку; Вена: Изд-во «Нобелистика», 2005. 202 с.
2. Тюрин И.В. Энергосберегающее управление дополнительным источником тепловой энергии в двухконтурной солнечной водонагревательной установке. // Энергосбережение и водоподготовка. 2011. № 1. С. 60-62.

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ АЛГОРИТМИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ПОМЕХОУСТОЙЧИВЫХ МИКРОПРОЦЕССОРНЫХ СИСТЕМ ОПТИМАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ

А.Н. Грибков

Тамбовский государственный технический университет

При проектировании микропроцессорных систем оптимального управления, обладающих заданными характеристиками помехоустойчивости, значительное внимание уделяется вопросам разработки их алгоритмического обеспечения. При этом одним из наиболее трудоемких и наукоемких этапов является этап создания алгоритмов анализа и синтеза оптимального управления, позволяющих снизить негативное влияние случайных возмущений и помех, действующих в каналах управления и измерения.

В качестве характеристик помехоустойчивости можно рассматривать, например, точность реализации управляющих воздействий по каналу управления, достоверность информации, получаемой по каналу измерения, и т.д. На снижение помехоустойчивости значительное влияние оказывают помехи, которые искажают полезный сигнал и препятствуют передаче или получению достоверной информации.

В настоящее время разработано множество алгоритмов, позволяющих снизить негативное влияние случайных возмущений и помех, однако далеко не все алгоритмы позволяют получать результаты, пригодные для реализации в системах управления на базе недорогих микропроцессорных устройств.

При получении результатов полного анализа задачи оптимального управления (ЗОУ) следует учитывать, что существование решения ЗОУ, а следовательно, и успешное достижение цели управления во многом зависят от интенсивности и характера влияния возмущающих воздействий. При анализе ЗОУ возможно применение метода исследования области существования решения ЗОУ [1], который позволяет для заданных исходных данных определить возможность существования решения ЗОУ. При этом возможны три ситуации: 1) решение ЗОУ гарантированно существует; 2) возможность существования решения ЗОУ определяется интенсивностью и характером случайных возмущений и помех; 3) решение ЗОУ не существует. Следует заметить, что во второй ситуации для повышения вероятности достижения цели управления необходимо применять специальные алгоритмы синтеза оп-

тимальных управляющих воздействий, позволяющие снизить негативное влияние возмущающих воздействий.

Для снижения влияния помех в канале управления и повышения точности реализации оптимальных управляющих воздействий возможно применение алгоритмов прогнозирования и компенсации случайных возмущений [2]. Применение данных алгоритмов позволяет повысить эффективность функционирования системы управления и снизить отклонение значения управляющего воздействия от расчетного значения. При этом прогнозирующая модель выбирается с учетом требуемой точности синтеза управляющих воздействий и возможности ее практической реализации на базе простого микропроцессорного управляющего устройства. Необходимо также учитывать, что эффективная работа системы управления зависит от частоты дискретизации (числа шагов на временном интервале управления) и интенсивности помех в канале управления [3].

Для снижения негативного влияния помех в канале измерения, приводящих к ошибкам и погрешностям измерения фазовых координат, обычно применяют алгоритмы оптимальной фильтрации. В настоящее время широкое распространение получил алгоритм линейной калмановской фильтрации. Причина популярности фильтра Калмана заключается в том, что алгоритм формирования оценки является рекуррентным и не требует сложных математических вычислений, что является очень удобным и позволяет реализовывать данный алгоритм с помощью простых микропроцессорных управляющих устройств в реальном масштабе времени [3].

На основе проведенных исследований [4] можно сделать следующий вывод: при значительных интенсивностях шумов в каналах управления и измерения использование алгоритма управления с оптимальной фильтрацией позволяет повысить достоверность информации, получаемой по каналу измерения с помощью обратной связи, что повышает точность реализации управляющих воздействий. При этом для получения наибольшего эффекта от использования алгоритма оптимальной фильтрации необходимо скомпенсировать шум в канале управления.

Работа выполнена при поддержке грантов Российского фонда фундаментальных исследований, проекты №14-08-00489-а, 14-08-00198-а, 12-08-00352-а.

Библиографический список

1. Грибков А.Н. Метод исследования области существования решения задачи оптимального управления при наличии случайных возмущений

- / А.Н. Грибков, С.В. Артемова, И.А. Куркин, П.А. Подхвятилин // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2012. – Т.18. – № 2. – С. 345-349.
2. Артемова С.В. Прогнозирование и компенсация возмущения в системах оптимального управления / С.В. Артемова, Д.Ю. Муромцев, А.Н. Грибков // Вестник ТГТУ. Т.9. № 4. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2003. – С. 632-637.
3. Грибков А.Н. Анализ и синтез оптимального управления объектом первого порядка при наличии случайных возмущений / А.Н. Грибков, С.В. Артемова // Радиотехника. № 5. – М.: Издательство «Радиотехника», 2010. – С. 23-27.
4. Артемова С.В. Влияние интенсивности помех на минимизируемый функционал при энергосберегающем управлении с оптимальной фильтрацией / С.В. Артемова, Д.Ю. Муромцев, А.Н. Грибков // Вестник ТГТУ. Т.8. № 3. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2002. – С. 402-409.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ ДАТЧИК ВЛАЖНОСТИ

С.В. Артемова, П.А. Подхвятилин
Тамбовский государственный технический университет

Сушка – широко распространенный процесс в различных отраслях промышленности, сельского и жилищно-коммунального хозяйства. Большое влияние на качественные показатели конечного высушиваемого продукта оказывает соблюдение технологического режима процесса сушки пастообразных материалов в многокамерных сушильных установках вальцеленточного типа.

Известно множество методов контроля влажности пастообразных материалов. Рассмотрим некоторые из них: контактный термометрический и бесконтактные СВЧ и инфракрасный.

Наименьшую погрешность при измерении влажности пастообразных материалов дает анализатор влажности (влагомер) HR83 фирмы MettlerToledo. Достоинством метода является определение влажности с высокой точностью - до 0,001 %, а также компактность измерителя, дающая возможность использования данного метода измерения в лабораториях. Недостатком метода является невозможность в процессе сушки материала определять его влажность. Необходимо взять образец, затем в лабораторных условиях определить его влажность. Этот недостаток ограничивает применения метода для управления процессом сушки движущегося материала в реальном времени.

Известен СВЧ метод измерения влажности пастообразных материалов влагомером MICRORADAR113 AN, предназначенным для непрерывного измерения влажности в транспортных потоках. Достоинством метода является работа в условиях агрессивных сред и нестабильных по мощности потоков, низкая погрешность измерения - до 2 %. Недостатком является невозможность его применения из-за наличия металлокорда в пластинчатом конвейере вальцеленточной сушильной установки.

Существует также метод бесконтактного контроля влажности в реальном режиме времени с использованием инфракрасных влагомеров, например MM710. Достоинством метода является работа в реальном режиме времени и точное, бесконтактное измерение влажности, а также наличие возможности объединить несколько измерителей в сеть для дальнейшего управления процессом сушки. Недостатком применения метода в сильно запыленной среде, характерной для данной сушильной установки, является низкая помехозащищенность рабочей зоны измерительного прибора, которая снижает диапазон и точность оценки влажности движущегося материала.

Предлагается для оценки влажности пастообразных материалов использовать интеллектуальный датчик влажности (ИДВ) с целью выпуска высококачественной продукции за счет непрерывного контроля технологических процессов сушки в реальном времени.

Основой технического обеспечения ИДВ является микроконтроллер MSP430 фирмы Texas Instruments. В устройстве используются датчики влажности и температуры SH15 фирмы Sensirion, внешние для измерения начальной температуры и влажности сушильного агента и внутренние для измерения текущей температуры и влажности в камерах. Также используются датчики определения скорости движения конвейера, включения общего вытяжного вентилятора, общие для всей сушильной установки, а также индивидуальные датчики контролируемых камер: степени открытия воздухозаборных окон и шиберов. Для хранения необходимой информации применяется постоянная память DataFlash. Таким образом, в состав каждого ИДВ входят не менее девяти датчиков, отказы работы которых могут оказывать существенное влияние на точность определения влагосодержания.

Для устранения этого недостатка в состав алгоритмического обеспечения датчика введем адаптивный алгоритм функционирования. Он предполагает расширение множества моделей определения влагосодержания. В условиях безотказной работы датчиков используются аналитические модели, использующие информацию, поступающую от всех

датчиков. В случае отказа одного или нескольких датчиков предлагается проводить расчеты по моделям, в которых учтены эти ситуации.

Для построения расширенного множества моделей выделим четыре группы ситуаций, связанных с отказом датчиков. Нулевая

группа ситуаций G_0 – безотказная работа всех датчиков. Первая

группа ситуаций G_1 – мягкие отказы датчиков. Сюда относятся датчики, информация от которых представляет собой помехи по каналу измерения, например внешний датчик начальной температуры и влажности сушильного агента или датчик наличия или отсутствия ворошителя, отвечающего за равномерность слоя материала на ленте. В случае их отказа учитываются межсезонная среднестатистическая температура и влажность в цехе и среднее значение толщины слоя пасты.

Вторая группа ситуаций G_2 – средние отказы датчиков. В неё входят датчики открытия окон и шиберов, информация от которых отражает настройки камер сушильной установки. Если происходят отказы датчиков этой группы, то используются модели без учета степени открытия шиберов и окон в камерах.

Третья группа ситуаций G_3 – жесткие отказы датчиков. Она содержит датчики определения скорости движения конвейера, включения общего вытяжного вентилятора, температуры и влажности сушильного агента в камерах, отказ которых наиболее опасен, так как приводит к ошибкам измерения влагосодержания материала и управления процессом сушки.

Расширенное множество моделей включает следующие модели для n и $n + 1$ контролируемых камер следующих групп:

G_0 – модели m_1 и m_2 ;

G_1 – модели m_3 , m_4 , отличительной особенностью работы которых является получение информации о начальной температуре и влажности сушильного агента не от датчиков, а из базы данных. Модель

m_5 – аналогичная m_1 , но без учета ворошителя;

G_2 – модели m_6 и m_7 без учета изменения степени открытия шиберов; модели m_8 и m_9 без учета степени открытия воздухозаборных окон в n и $n + 1$ камерах соответственно;

G_3 – модель m_{10} без учета периодичности работы вытяжного вентилятора, модель m_{11} без учета работы вытяжного вентилятора, модель m_{12} без учета температуры сушильного агента, модель m_{13} без учета влажности сушильного агента.

Таким образом, если при опросе датчиков произошел отказ, то из базы знаний ИДВ автоматически выбирается модель, по которой с приемлемой погрешностью определяется влагосодержание пастообразного материала. В результате работы адаптивного алгоритма ИДВ представляет собой отказоустойчивую систему.

ИДВ пастообразного материала в процессе его сушки в вальцеленточной сушильной установке внедрен на ОАО «Пигмент», г. Тамбов, и позволил увеличить вероятность выхода качественной продукции до 0,98, а также повысить производительность процессов сушки на 5 %. Таким образом, достигается поставленная техническая задача – оперативная оценка в реальном времени влажности движущегося пастообразного материала в процессе его сушки для управления этим процессом с целью обеспечения качества высушиваемого материала.

Работа выполнена при поддержке грантов Российского фонда фундаментальных исследований, номера проектов 14-08-00198-а, 12-08-00352-а.

Библиографический список

1. Артемова С.В., Грибков А.Н., Брянкин К.В., Назаров А.С. Патент № 2444725. Способ оценки влажности пастообразного материала в процессе его сушки в вальцеленточной сушильной установке, 10.03.2012.
2. Артемова С.В., Грибков А.Н. Система мониторинга процесса сушки с интеллектуальными датчиками влажности. Датчики и системы, № 3, 2009, С.27–30.
3. Артемова С.В., Грибков А.Н., Ерышов А.Е. Информационная система мониторинга влажности материалов в процессе сушки. Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика, № 7, 2009, С.46–50.

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА АЛГОРИТМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ

Т.А. Хоан

Научный руководитель - Селиванова З.М., доктор техн. наук,
профессор

Тамбовский государственный технический университет

В информационно-измерительных системах (ИИС) достоверность передачи информации при определении физических параметров объектов является важной и актуальной. Исследование возможностей и путей повышения точности ИИС неразрушающего контроля (НК) теплофизических свойств (ТФС) материалов - одна из самых важных и актуальных задач совершенствования ИИС НК ТФС материалов. Для решения этой задачи нужно разработать алгоритм для осуществления коррекции результатов измерения ИИС при воздействии дестабилизирующих факторов.

Структурная схема рассматриваемой ИИС НК ТФС материалов представлена на рис.1[1]. Основными аппаратными средствами ИИС являются: СИП – система измерительных преобразователей, НУ – нормирующий усилитель, БЗ – база знаний, АЦП – аналого-цифровой преобразователь, МК – микроконтроллер и И – интерфейс. Для хранения и обработки информации используется персональный компьютер (ПК)

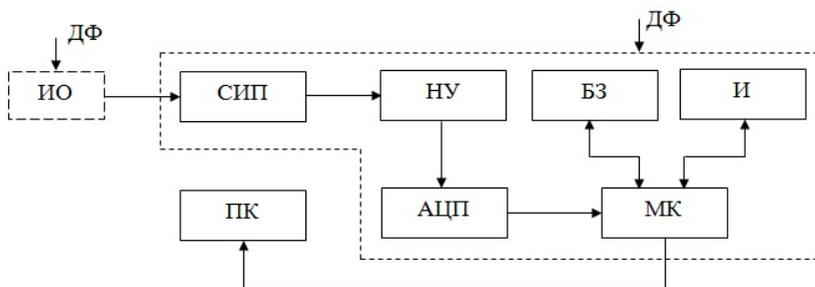


Рис.1. Структурная схема ИИС НК ТФС материалов

На рис. 2 представлена функциональная схема процесса измерения в ИИС НК ТФС материалов с обозначением структурных компонентов системы, являющихся определяющими в процессе измерения параметров ТФС материалов, входных воздействий, параметров и воздействующих дестабилизирующих факторов. Системы измерительных

преобразователей – термопары регистрируют физическую величину (температура T) от исследуемого объекта (ИО) и преобразуют её в электрический сигнал $U_{СИП}$. Далее сигнал подается на нормирующий усилитель, где усиливается сигнал $K \cdot U_{СИП}$ (K - коэффициент усиления нормирующего усилителя). Аналого-цифровой преобразователь преобразует получаемый сигнал $K \cdot U_{СИП}$ в двоичный код, откуда передается в микроконтроллер для измерения, регистрации и обработки в соответствии с алгоритмом функционирования ИИС и представления информации о теплофизических свойствах (коэффициентах тепло- и температуропроводности ИО, λ и α соответственно) на дисплее (Д) пользователю.

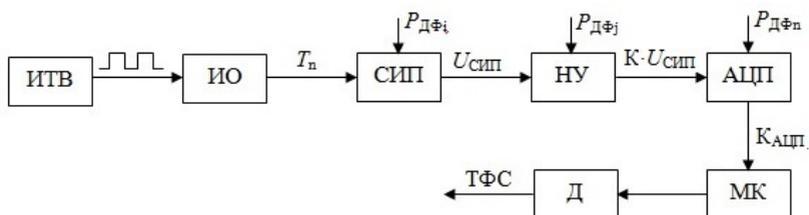


Рис. 2. Функциональная схема процесса измерения в ИИС НК ТФСМ

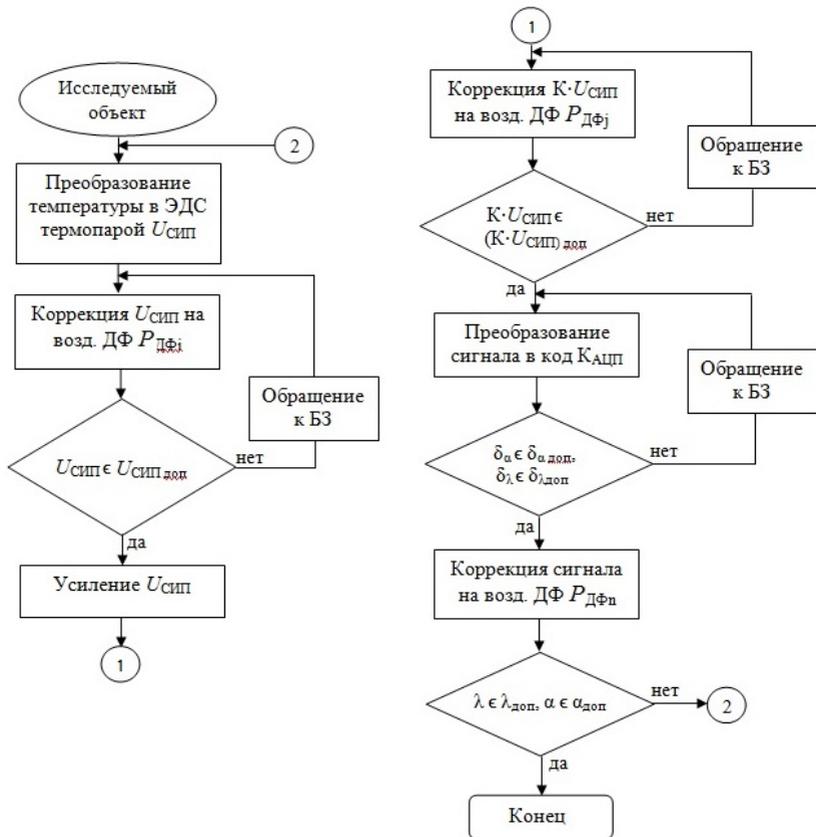


Рис. 3. Блок-схема алгоритма коррекции технического несовершенства ИИС НК ТФС материалов при воздействии дестабилизирующих факторов

На рис. 2 обозначено: ИТВ – источник теплового воздействия на исследуемый объект, $P_{ДФi}$ – воздействующие факторы на СИП (температура окружающей среды, влажность, контактное сопротивление); $P_{ДФj}$ – воздействующие факторы на нормирующий усилитель (температура окружающей среды, нестабильность напряжения питания, изменение сопротивления нагрузки); $P_{ДФn}$ – воздействующие факторы на АЦП (помехи, шумы).

Воздействующие дестабилизирующие факторы, которые влияют на датчики, нормирующий усилитель и АЦП, определяют основ-

ную погрешность измерения. На рис. 3 представляется блок-схема алгоритма коррекции технического несовершенства структурных компонентов ИИС НК ТФС материалов с учетом воздействия дестабилизирующих факторов. Алгоритм коррекции позволяет определить принадлежность выходных параметров компонентов ИИС к области допустимых значений $U_{\text{СИП}}$, $P_{\text{ДФ}}$, δ_λ , δ_α , $K \cdot U_{\text{СИП}}$ в результате обращения к БЗ ИИС для реализации процедуры их сравнения.

Значения относительной погрешности измерения δ_λ , δ_α не должны превышать соответствующих допустимых значений $\delta_{\lambda\text{доп}}$, $\delta_{\alpha\text{доп}}$, и значения коэффициентов теплопроводности и температуропроводности (λ , α) не должны превышать допустимых значений ($\lambda_{\text{доп}}$, $\alpha_{\text{доп}}$). База знаний ИИС содержит информацию для реализации алгоритма функционирования ИИС, преобразования измеряемых величин в электрические сигналы, расчета коэффициентов тепло- и температуропроводности ИО и погрешности их измерения [2].

Предложенный алгоритм коррекции несовершенства компонентов ИИС НК ТФС материалов позволяет повысить точность определения коэффициентов тепло- и температуропроводности на 5-8 %

Библиографический список

1. Селиванова З.М. Информационно-измерительная система неразрушающего контроля теплофизических характеристик материалов / Селиванова З.М. // Электронная техника: межвуз. сб. науч. тр. Ульяновск, 2004. С. 41-44.
2. Селиванова З.М. База знаний теплофизических характеристик материалов для информационно-измерительной системы / З.М.Селиванова, Д.И.Колбасин, А.Ю. Любимов // Информационные системы и процессы: сб. науч. тр. Тамбов; М.; СПб.; Баку; Вена: Изд-во «Нобелистика», 2008. Вып. 7.С. 39-43.

ДИАГНОСТИКА ЗАБОЛЕВАНИЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО ФОРМЕ НОВООБРАЗОВАНИЙ ПРИ МАММОЛОГИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ

Е.А. Романычева, К.О. Иванов, Д.М. Батухтин
Научный руководитель – Севастьянов В.В., д-р мед. наук, профессор

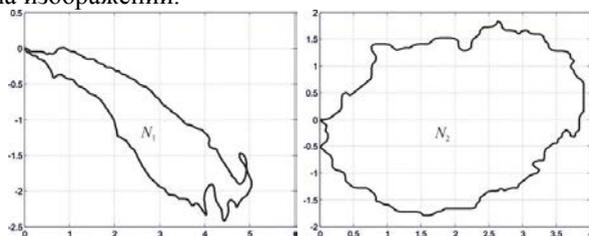
В настоящее время представляет интерес проблема ранней диагностики злокачественных новообразований в теле молочной железы. Это обусловлено тем, что по числу летальных исходов от рака у

женщин эта разновидность рака занимает второе место [1]. Следует отметить, что если выявить онкологическое заболевание молочной железы на ранней стадии, то его можно вылечить и значительно улучшить прогноз заболевания. Приоритетным методом диагностики онкологических заболеваний молочной железы в настоящее время является рентгеновская маммография, так как она обладает самой высокой специфичностью (более 92 %) [2]. При проведении маммографических исследований в нашей стране обычно используют аналоговые маммографы с высоким разрешением рентгеновской пленки. При этом врач субъективно ставит диагноз на основе анализа цвета и форм объектов на полутоновом рентгеновском изображении. Целью данной работы является разработка метода диагностики злокачественных новообразований в теле молочной железы по маммографическим данным на основе количественного анализа их форм на рентгеновском изображении. Материалом для исследования послужили цифровые копии реальных маммографических изображений, введенные в персональный компьютер с помощью сканера изображений.

При диагностике новообразований в теле молочной железы важная информация содержится в форме объектов рентгеновского изображения. Так, объекты уплотнений ткани (доброкачественные образования) имеют форму, образованную протяженными прямолинейными отрезками (рис. а), а границы злокачественных образований в значительной степени изрезаны (рис. б). Для анализа форм объектов маммографического изображения использовался математический аппарат контурного анализа [3]. Для этого осуществлялось прослеживание контуров сегментированных объектов рентгеновского изображения молочной железы и формирование их аналитического описания в виде последовательности комплексных чисел с помощью алгоритма Розенфельда [3]. Сегментация объектов выполнялась с помощью процедуры локальной оптимальной пороговой обработки изображений [3]. Затем прослеженные контуры подвергались процедуре эквализации и нормировки.

Для анализа форм полученных контуров введено понятие коэффициента линейности, который представляет собой отношение количества векторов контура, лежащих на одной прямой, к общему количеству векторов контура. Для вычисления коэффициентов линейности каждый контур подвергался процедуре согласованной фильтрации следующим образом: в пределах окна согласованного фильтра вычислялось отношение действительного значения суммы векторов к сумме их модулей.

Если полученное значение не меньше порогового, то считается, что векторы в пределах окна лежат на одной прямой. Далее, определив количество векторов, лежащих на одной прямой, можно вычислить коэффициент прямолинейности контура. По рассчитанному значению коэффициента прямолинейности осуществляется классификация объекта на изображении.



а

б

Прослеженные контура объектов маммографического изображения:
а – контур доброкачественного новообразования молочной железы;
б – контур злокачественного новообразования

Контурные объекты уплотнений ткани молочной железы характеризуются высоким значением коэффициента прямолинейности (порядка 0,3-0,4), в то время как контуры злокачественных новообразований имеют гораздо меньшее значение коэффициента прямолинейности (порядка 0,05-0,1). Полученные результаты свидетельствуют об эффективности применения методов локальной пороговой обработки изображений и анализа формы прослеженных контуров для получения информативных признаков, используемых для классификации новообразований в тканях молочных желез.

Библиографический список

1. Пак Д. Д., Усов Ф. Н., Фетисова Е. Ю., Волченко А. А., Ефанов В. В. Современные подходы к лечению больных с карциномой *in situ* молочной железы // Онкология. — 2013. — № 4. — С. 34—39.
2. Маммография. URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Маммография> (дата обращения 13.10.2014)
3. Фурман Я.А. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов [Текст] / Я.А. Фурман, А.В. Крещенский, А.К. Передреев, А.А. Роженцов, Р.Г. Хафизов, И.Л. Егошина, А.Н. Леухин. – М.: Физматлит, 2002. – 592 с. – ISBN 5-9221-0255-9.

ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ КЛЕТОК БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ В МЕДИКО- ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

М.В. Кусакина, А.А. Сорокин

Научный руководитель – С.И. Герашенко, д-р техн. наук, профессор
Пензенский государственный университет

Наиболее актуальными задачами современной медицины являются диагностика на ранних стадиях заболевания и выбор оптимальной тактики лечения. Чтобы решить эту задачу, требуется оценка состояния биологических тканей и жидкостей человека.

Методы изучения электрохимических и электрических свойств физиологических жидкостей человека, в частности крови, стали широко применяться в последние годы. Такие методы основаны на том, что происходящие в организме человека патологические процессы приводят к изменению свойств клеток биологических жидкостей. Особую роль приобретает экспресс-диагностика.

Биологические жидкости сложно устроены: трудно рассмотреть их структуру, определить молекулярный состав и установить, как функционируют их отдельные элементы. Для изучения биологических жидкостей разработано множество экспериментальных методов, таких как: светлопольная и темнопольная микроскопии, люминесцентная и электронная микроскопии, кондуктометрия и другие. Эти методы позволяют решить многие проблемы, связанные с диагностикой состояния биологических объектов, но сложность аппаратуры для их реализации, длительное время исследований, высокая стоимость оборудования и другие недостатки, характерные для данных методов, создают затруднения для их практического применения.

В последнее время в качестве решения поставленной задачи стали применять электрохимические методы анализа, которые основаны на измерении электрических параметров биологических объектов при пропускании через них электрического тока. Основные достоинства данных методов заключаются в простоте реализации, низкой стоимости аппаратуры, оперативности использования и безопасности для здоровья человека.

Весьма перспективными методами для исследования биологических жидкостей являются клеточный электрофорез и диэлектрофорез, принадлежащие к классу электрокинетических явлений. Суть этих методов состоит в фиксации и точных измерениях реакций живых клеток при воздействии на них электрических полей. При электрофорезе

кулоновское воздействие однородного постоянного поля приводит к перемещению либо деформации жизнеспособных клеток, при диэлектрофорезе – поляризация клеток под действием неоднородного средне- и высокочастотного поля приводит к их перемещениям, агрегации, деформации и распаду. Указанные трансформации клеток анализируются компьютерными программами в ходе автоматической обработки видеозаписи, затем измеренные по ходу обработки величины перемещений, деформации и других характеристик после подстановки в известные уравнения электрофореза или диэлектрофореза позволяют рассчитать электрические, вязкоупругие и диэлектрические клеточные показатели [3].

Один из новых и наиболее перспективных методов – джоульметрический. Он основан на изучении свойств объектов путём наблюдения за их откликом на внешнее электрическое воздействие. Для этого в исследуемый объект вводятся электроды, в результате образуется система «электрод – биообъект – электрод», которая становится неким датчиком, способным характеризовать свойства среды, заключаемой в образуемом межэлектродном пространстве. В качестве регистрируемых параметров наиболее часто при этом выступают значения пропускаемого через электроды тока и вызванного им падения напряжения на электродах во время электрического воздействия, т.е. снятия вольт-амперных характеристик. Суть данного метода заключается в регистрации происходящих в организме человека патологических процессов, отражающихся на изменении электрохимических свойств клеток исследуемых биологических жидкостей [1].

Устройство включает в себя электрохимическую ячейку с активными электродами, посредством которых осуществляется воздействие на исследуемые биологические жидкости. Принцип действия электрохимической ячейки основан на прохождении тока через электролиты. Электрическое поле создается электролитом. При отсутствии внешнего электрического поля движение ионов носит хаотический порядок. В процессе воздействия поля, помимо хаотического движения, возникает упорядоченное перемещение ионов в направлении поля [2].

В основу джоульметрического метода положено соответствие между работой, совершаемой внешним источником электрической энергии в исследуемом объекте, и изменением состояния исследуемого объекта. Если в качестве внешнего воздействия использовать ток $I(t)$, а в качестве параметра, характеризующего состояние объекта, измене-

ние межэлектродного напряжения $U(t)$ во времени, то значения работы $A(t)$ на временном интервале $t_1 - t_2$ можно определить на основании следующей зависимости:

$$A(t) = \int_{t_1}^{t_2} I(t)U(t)dt, \quad (1)$$

где: $A(t)$ – работа, произведённая клеткой; $I(t)$ – ток, действующий на клетки биологических жидкостей; $U(t)$ – изменение межэлектродного напряжения.

Значение произведенной работы $A(t)$ находится на основании обработки зависимостей тока $I(t)$ и напряжения $U(t)$ во времени. Поэтому одновременно с оценкой джоульметрических характеристик в любой момент времени можно получать значение потребляемой объектом мощности $W(t) = I(t) \cdot U(t)$ и протекающих через ячейку зарядов $Q(t) = \int I(t)dt$. При этом наличие значений входного воздействия и отклика в виде набора выходных переменных позволяет определять передаточную функцию исследуемой системы и идентифицировать параметры элементов принятых эквивалентных схем замещения.

Проведение экспериментальных исследований, направленных на идентификацию клеток биологических жидкостей в электрическом поле, проходит с помощью диагностического исследовательского комплекса.

В процессе исследований было выявлено, что электрические свойства крови зависят не только от её способности проводить ток, но и от температуры. С увеличением температуры возрастает подвижность ионов и уменьшается вязкость внеклеточной жидкости.

В исследованиях установлено, что различные патологические процессы приводят к определенным изменениям ряда этих биофизических показателей в живых клетках (в частности, в эритроцитах). Эти изменения отражаются в конкретных деталях поведения клеток в электрических полях, визуализируя таким образом различные патологии на видеозаписях.

Библиографический список

1. Герашенко С.И. Джоульметрия и джоульметрические системы: теория и приложение: монография. - Пенза: Изд-во Пензенского государственного университета, 2000.

2. Геращенко С.И., Волчихин В.И., Никольский В.И., Деревянкин С.С., Лушутин А.М. Диагностический датчик. Описание изобретения к патенту Российской Федерации. А.с. RU2134537 С1. Бюл. # 23, 1999.
3. Рувинский О.Е., Баранова Е.И., Привалова Н.М. Электрохимические методы исследования. М. – 2010, 154 с.

ОЦЕНКА ЖЕВАТЕЛЬНОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ В СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ НА ОСНОВЕ КОМПЬЮТЕРНОГО АНАЛИЗА ОККЛЮЗИОГРАММ ПАЦИЕНТА

Н.Е. Митин, Т.А. Васильева, Е.В. Васильев
Рязанский государственный медицинский университет им. ак.
И.П.Павлова
Рязанский государственный радиотехнический университет

Задача измерения жевательной эффективности является актуальной в стоматологической практике, поскольку такие измерения позволяют оценить качество оказанного пациенту ортопедического лечения, выработать рекомендации по дальнейшим направлениям оказания пациенту стоматологической помощи [5]. В настоящее время существуют прямые и косвенные методы такой оценки, применяемые в клинической практике, однако необходимо отметить, что большинство из них связано с затратами времени и не всегда дает возможность получения точной или хотя бы в достаточной мере воспроизводимой оценки жевательной эффективности [1, 4].

В связи с этим возникает задача разработки метода оценки жевательной эффективности, сочетающего малые затраты времени и математически обоснованную величину получаемой оценки. Указанные преимущества возможно получить при условии использования компьютерных способов получения исходных данных в сочетании с математической их обработкой на основе хорошо зарекомендовавших себя методов сжатия данных (понижения размерности массивов данных) [3]. Такие математические методы в настоящий момент развиваются и применяются в передовых разработках в области аналитической химии (хеометрики) [2] для извлечения полезной информации из многомерных массивов спектральных данных, которые в исходном виде обладают значительной мультиколлинеарностью (избыточностью).

В настоящей работе обсуждается косвенный метод оценки жевательной эффективности, состоящий в получении исходных данных

путем компьютерного сканирования в специальном аппарате окклюзиограмм пациента, сжатии полученных массивов, т.е. декомпозиции с применением трехмодального алгоритма декомпозиции матрицы исходных данных (разложения на главные компоненты) и последующим оценивании результата – величины жевательной эффективности путем проецирования сжатых данных на массив так называемых обучающих данных, заранее записанных в специальную обучающую матрицу [3]. Обучающая матрица должна быть заранее подготовлена на основе предварительных прямых измерений жевательной эффективности, проведенных у группы пациентов, с последующим получением их окклюзиограмм и оцифровыванием таких окклюзиограмм аналогичным способом сканирования в специальном аппарате.

На настоящий момент нами проводится работа в рамках указанной темы по нескольким направлениям: повышению качества оцифровывания окклюзиограмм, созданию обучающего набора окклюзиограмм, обладающего нужной степенью представительности выборки, разработке эффективного алгоритма декомпозиции данных, разработке регрессионного (проекционного) алгоритма получения конечного результата на основе тестовых окклюзиограмм и обучающего набора окклюзиограмм.

Библиографический список.

1. Бейнарович С.В. Модифицированная методика оценки жевательной эффективности путем определения площади окклюзионных контактов с использованием компьютерного программного обеспечения / С.В. Бейнарович // Материалы I международной (VIII итоговой) научно-практической конференции молодых ученых. — Челябинск: Изд-во «Челябинская государственная медицинская академия», 2010. — С. 22-25.
2. Родионова О.Е. Интервальный метод обработки результатов многоканальных экспериментов: дис. ... д-ра. физ.-мат. наук / О.Е. Родионова. — Москва, 2008. — 272 с.
3. Эсбенсен К. Анализ многомерных данных: пер. с англ. / К. Эсбенсен. — Черноголовка: Изд-во ИПХФ РАН, 2005. — 160 с.
4. Юрченко С.Ю. Коррекция окклюзионных взаимоотношений в комплексном лечении синдрома жжения полости рта: дис. ... канд. мед. наук / С.Ю. Юрченко. — М., 2011. — 136 с.
5. Lytle J.D. Occlusal disease revisited: part II / J.D. Lytle // Journal of Periodontics Restorative Dent. — 2001. — № 21. — P. 273-282.

ОККЛЮЗИОГРАФИЯ – ОДИН ИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ОККЛЮЗИИ

Н.Е. Митин, Т.А. Васильева

Рязанский государственный медицинский университет им. ак.

И.П.Павлова

В настоящее время возросли требования к качеству ортопедического лечения. Проведение более точных диагностических мероприятий помогает воссоздать правильные окклюзионные контакты на искусственных протезах, предупреждает развитие вторичных деформаций всей зубочелюстной системы в целом и зубных рядов в частности, исключает возможность появления серьезных осложнений, связанных с некачественным ортопедическим лечением. В ортопедической стоматологии есть различные способы изучения окклюзии и окклюзионного ландшафта, но наиболее доступным и информативным методом является окклюзиография. Окклюзиография – это с выявления и регистрации окклюзионных контактов. Для проведения окклюзиографии применяют разные методы.

Наиболее простым и часто применяемым методом является использование окклюзионной фольги толщиной 8-12 мкм и копировальной бумаги, которые накладывают на зубной ряд пациента. Обследуемый смыкает и размыкает челюсти, на зубах-антагонистах остаются отпечатки. Метод имеет низкую информативность из-за размокания копировальной бумаги, размытости отпечатков, чрезмерного перетирания бумаги из-за избыточного жевательного усилия и возможной регистрации ложных результатов окклюзии. Чтобы посчитать более точно площадь окклюзионных контактов, можно между полосками артикуляционной бумаги вставлять вкладыш миллиметровой бумаги. После смыкания зубных рядов на миллиметровке остаются следы-отпечатки контактирующих поверхностей. По миллиметровым делениям рассчитывают площадь окклюзионных контактов. Этому методу также присущ недостаток окрашивания лишних участков из-за чрезмерного жевательного усилия пациента, что резко снижает точность обследования [1].

С повышением качества стоматологических материалов врачи-ортопеды стали часто применять для регистрации окклюзии винилполисилоксановые оттисковые массы. Замешивают базу с катализатором материала типа Zetta Plus, в виде полосок вносят в полость рта и просят его сомкнуть челюсти в положении центральной окклюзии. По-

сле затвердевания массы оценивают состояние окклюзионных контактов. Метод недостаточно точен, так как может произойти деформация и разрыв массы при выведении ее из полости рта из-за перфорации материала по точкам окклюзионных контактов. По такому же описанному выше принципу для регистрации окклюзии можно использовать регистрационный материал типа Futar D и полимерную пластмассу типа G.C.resin [4]. Общим недостатком описанных методов является затрудненная оценка результатов исследования, основанная скорее на субъективном анализе окклюзии врачом-стоматологом, ориентированном на собственные знания, личный опыт, практику и убежденность.

Повысить достоверность оценки окклюзии позволяют применение компьютерных методов анализа с использованием программного обеспечения.

Определение площади окклюзионных контактов с использованием программного обеспечения по методике А.А. Долгалева предполагает регистрацию окклюзионных контактов на артикуляционной бумаге, наклеенной на полоску пластыря. После смыкания челюстей в положении центральной окклюзии на лейкопластыре остаются отпечатки окклюзионных контактов. От лейкопластыря отделяют артикуляционную бумагу и закрепляют лейкопластырь на прозрачной пленке для предохранения рабочей поверхности сканера, затем сканируют. Дальнейшую обработку изображения проводят с использованием программного обеспечения Adobe Photoshop и Universal Desktop Ruler. Метод позволяет выполнять процедуру подсчета площади окклюзионных контактов быстро и точно, может использоваться для оценки жевательной эффективности при протезировании различными видами ортопедических конструкций [3].

Усовершенствованный метод Долгалева основан на регистрации окклюзиограммы с использованием тонких видов артикуляционной бумаги толщиной от 8 до 40 мкм кальки для более точного и полного отображения окклюзионных контактов. При этом проводится сканирование окклюзиограммы, отпечатанной на кальке при высоком разрешении, что позволяет перевести изображение окклюзиограммы в цифровой вариант без значительных потерь данных, а значит, получить суммарную площадь окклюзионных контактов, приближенную к действительной. Эта методика достаточно точная, учитывает индивидуальные особенности окклюзии и не требует специализированного оборудования, только компьютер со сканером и соответствующим программным обеспечением [2].

Измерение площади окклюзионных контактирующих поверхностей зубов можно проводить с помощью Dental Prescale system, которая состоит из чувствительной к давлению бумаги толщиной 0,1 мм и компьютера, анализирующего информацию. Бумагу помещают между зубными рядами, после чего пациент кусает бумагу с максимальным усилием в течение 2-3 секунд. Данные анализируют с помощью специальной компьютерной программы [5].

Система компьютеризированного анализа окклюзии T-scan III включает в себя тензодатчик, расположенный на поддерживающем устройстве, схему съема и обработки сигналов с тензодатчика, а также программное обеспечение, совместимое с операционной системой Windows. Тензодатчик выполнен в виде тонкой пластины. Каждый тензодатчик используется для одного пациента, после чего может храниться в его карточке бессрочно, не исключено многократное его применение до 15-25 раз. Для регистрации окклюзии обследуемому накладывают на зубные ряды тензодатчик параллельно окклюзионной плоскости и просят его сомкнуть челюсти. При этом можно определить точную последовательность возникновения окклюзионных контактов, распределение нагрузки между левой и правой сторонами и силу смыкания в каждой конкретной точке, площадь и силу окклюзионных контактов. Окклюзионное усилие закодировано с помощью цвета: синим цветом отображается самый слабый контакт, красным - самый сильный. Данные передаются на анализирующее устройство. Анализ проводится в двух- и трехмерном изображении и выводится на экран компьютера. Полученные сведения можно распечатать на бумаге и оставить в амбулаторной карте пациента в качестве дополнительной документации. Существенным отличием системы T-scan является то, что она позволяет измерять усилие с учетом времени для оценки динамической окклюзии непосредственно в полости рта пациента [6]. Недостатками метода являются сложность проведения процедуры, наличие специализированной компьютерной системы T-scan, специально обученного персонала, дороговизна оборудования.

Таким образом, внедрение в современную стоматологию компьютерного анализа окклюзии повышает достоверность диагностики состояния окклюзии на этапах ортопедического лечения, ускоряет обработку информации об окклюзионных соотношениях, дает возможность систематизировать и интегрировать полученную информацию в электронную карту пациента, улучшает качество ортопедического лечения. На кафедре ортопедической стоматологии и ортодонтии ГБОУ ВПО РязГМУ им. ак. И.П. Павлова в настоящее время проводятся исследования, направленные на разработку новой методики регистрации

и оценки объемного окклюзионного рельефа с помощью компьютерного сканирования окклюзиограммы и последующей математически обработкой на основе проекционных методов анализа многомерных данных.

Библиографический список.

1. Анализ статической и динамической окклюзии зубных рядов на диагностических моделях / М.М. Антоник [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2011. – № 1. – С. 4-5.
2. Бейнарович С.В. Новейшие методы исследования в ортопедической стоматологии / С.В. Бейнарович // Медицина-Урал. 2014. № 2. С. 9-10.
3. Долгалёв А.А. Методика определения площади окклюзионных контактов с использованием программного обеспечения Adobe Photoshop и Universal Desktop Ruler / А.А. Долгалёв // Стоматология. – 2007. – № 2. – С. 68-72.
4. Скотт Дж. Точная регистрация прикуса: повышение предсказуемости результата ортопедического лечения / Джефф Скотт // Современная ортопедическая стоматология. – 2013. – № 20. – С. 11-15.
5. Токаревич И.В. Современные методики оценки функции жевания / И.В. Токаревич, Ю.Я. Наумович // Современная стоматология. – 2009. – № 3-4. – С. 14-19.
6. Юрченко С.Ю. T-Scan в диагностике неврогенных заболеваний полости рта / С.Ю. Юрченко, А.В. Шумский, А.А. Мацкевич // Клиническая стоматология. – 2011. – № 2. – С. 76-78.

**СИСТЕМА НЕЧЕТКОГО ЛОГИЧЕСКОГО ВЫВОДА С
ОБУЧЕНИЕМ ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ
РЕГУЛЯТОРОВ ОРГАНИЗМА**

А.В. Антоненко

Рязанский государственный радиотехнический университет

Применение систем нечеткого логического вывода для оценки функциональных регуляторов организма и его адапционных возможностей сопряжено с рядом трудностей [1]. Одна из них связана с ограниченностью опыта эксперта, участвующего в настройке базы правил и функций принадлежности лингвистических переменных (ЛП), что прямым образом сказывается на объективности проектируемой системы.

Одно из возможных решений предполагает применение элементов обучения системы нечеткого логического вывода на заранее подготовленной презентативной обучающей выборке.

Такая постановка задачи позволяет представить систему нечеткого логического вывода в виде многослойной нейронной сети, каждый слой которой соответствует этапам нечеткого логического вывода. Такие нейронные сети в литературе [2] принято называть гибридными, так как они объединяют в себе свойства и возможности как нечетких систем, так и аппарата нейронных сетей.

В общем виде рассматриваемая нейронная сеть (рис. 1) описывается выражением:

$$y_i = F_i^{(4)} \left(\sum_{j=1}^{n_j^{(3)}} w_{ij}^{(4)} \cdot F_{ij}^{(3)} \left(\sum_{l=1}^m w_{lij}^{(3)} \cdot F_l^{(2)} \left(\sum_{v=1}^n \sum_{k=1}^{n_k^{(1)}} w_{lvk}^{(3)} \cdot F_{vk}^{(1)}(x_v) \right) \right) \right),$$

где $F^{(1)}$ и $F^{(3)}$ - функции активации нейронов первого и третьего слоев, которые интерпретируются как функции принадлежности входных и выходных ЛП соответственно; $F^{(2)}$ - функции активации нейронов третьего слоя, которые осуществляют объединение лингвистических высказываний по правилам И или ИЛИ; $F^{(4)}$ - функции активации нейронов четвертого слоя реализуют этап дефаззификации, например, по методу центра тяжести.

В качестве функций принадлежности входных и выходных ЛП в данном случае требуется использовать дифференцируемые функции, например радиально-базисные функции Гаусса F_{PB} следующего вида [3]:

$$F_{PB} = e^{-\frac{(G-c)^2}{2\sigma^2}},$$

где C – центр активационной радиально-базисной функции; σ^2 – параметр гауссовой кривой, называемый шириной окна.

Для обучения предложенной нейронной сети может быть использован алгоритм обратного распространения ошибки [3], который является эффективным средством обучения нейронных сетей.

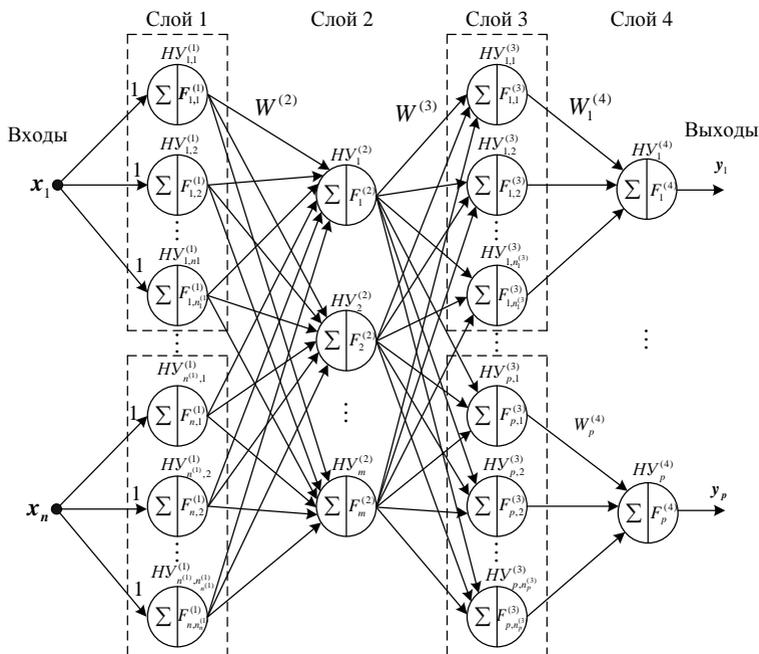


Рис. 1. Система нечеткого логического вывода в виде нейронной сети

В данном случае система нечеткого логического вывода обладает следующими преимуществами:

- возможность обучения, что позволяет уйти от субъективности мнения эксперта при настройке системы;
- потенциальная возможность подстраивать систему по мере поступления новых данных, т.е. исходить из конкретного ЭКГ-сигнала, а не из общих представлений о нем;
- структурная организация сети позволяет интерпретировать ее работу как последовательность этапов нечеткого вывода, что в дальнейшем позволит извлечь дополнительные знания, такие как функции принадлежности, правила нечетких продукций и др.

Библиографический список

1. Локтюхин В.Н., Черепнин А.А. Поддержка принятия решений на основе нейро-нечеткой технологии при диагностике патологий желудочно-кишечного тракта // Биотехносфера. № 2. СПб.: Политехника, 2009. С. 20-23.

2. Галушкин А.И., Иванов А.И. Перспективы применения нейрокомпьютеров в биометрических системах идентификации личности // Нейрокомпьютеры: разработка и применение. 2003. № 5. С. 39-56.
3. Головкин В.А. Нейронные сети: обучение, организация и применение. Кн. 4: учеб. пособие для вузов / Общ. ред. А.И. Галушкина. М.: ИПРЖР, 2001. 256 с.

МЕТОДЫ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ РАКА КОЖИ

А.А. Грубова

Научный руководитель – Акулов С.А., канд.техн.наук, доцент
Самарский государственный аэрокосмический университет им. С.П.
Королева

Онкологические заболевания находятся на втором месте после сердечнососудистых заболеваний среди всех болезней человечества. По прогнозам Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), к 2020 г. распространенность онкологических заболеваний в мире возрастет до 20 млн. В России онкологическая заболеваемость также неуклонно растёт, каждый год выявляется порядка 400-500 тыс. новых больных раком.

Одна из наиболее распространённых форм рака у человека – *рак кожи*. В последнее 10-летие в общей структуре онкологической заболеваемости мужчин опухоли кожи составили 7 % и заняли 3-е место после рака легкого и желудка; женщин — 11,6 % и 2-е место после рака молочной железы. Ежегодно в Российской Федерации регистрировалось от 40 до 53 тыс. новых случаев злокачественных новообразований кожи, а в мире от 2 до 3 млн случаев.

Методы диагностики рака кожи (см. рисунок) можно разделить на две группы: инвазивные и неинвазивные. К первой группе относятся различные виды биопсий. Биопсия – метод исследования, при котором проводится прижизненный забор клеток или тканей из организма с диагностической целью.

Существует несколько методик биопсии. Выбор методики зависит от размера пораженного участка, его локализации и других факторов.

Бритвенная биопсия - предполагает срез поверхностных слоев кожи под местной анестезией. Используется для выявления кожных заболеваний с низким риском развития опухоли. Однако при существенном подозрении на злокачественную опухоль проведение данной биопсии не рекомендуется: толщина полученного образца клеток может

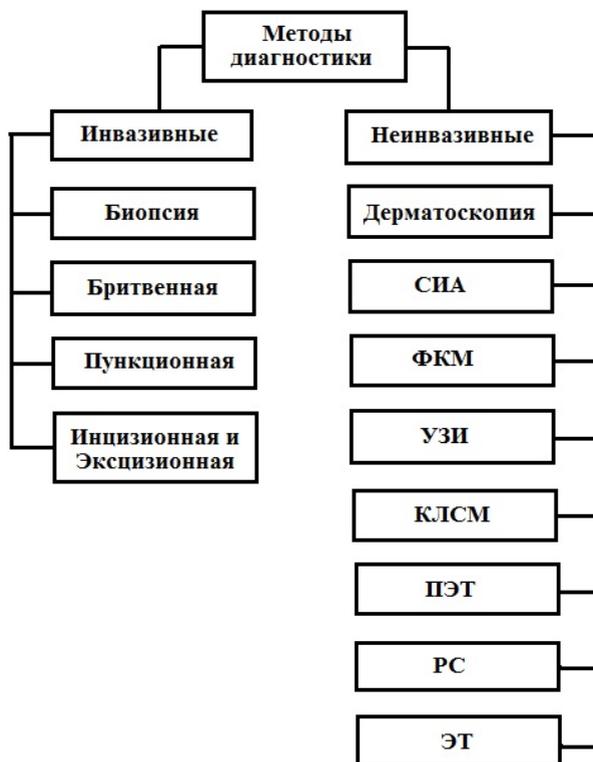
быть недостаточной для определения глубины проникновения опухоли в кожу.

Пункционная биопсия позволяет получить больший образец ткани, включая эпидермис, дерму и верхние слои подкожной жировой клетчатки.

Методика инцизионной и эксцизионной биопсии используется для исследования опухоли, которая могла прорасти в глубокие слои кожи. Полученный при этом клиновидный или прямоугольный образец ткани отправляется в лабораторию, а края раны сшиваются. При инцизионной биопсии удаляется лишь часть опухоли. Эксцизионная биопсия, которая считается предпочтительным методом забора образца ткани при меланоме, включает удаление опухоли целиком.

Неинвазивные методы диагностики рака кожи предполагают отсутствие прямого вмешательства в структуру ткани.

Дерматоскопия – неинвазивный метод визуальной оценки высыпаний на коже, позволяющий изучить морфологические и субэпидермальные структуры под различным увеличением. Для этой цели применяются приборы — дерматоскопы. Механизм действия прибора основан на изучении объекта с помощью линз, имеющих различное увеличение (до 100 раз), при достаточном освещении очага поражения и использовании иммерсионного масла, улучшающего освещение эпидермиса и преломляющего поток световых лучей. Свет, направленный на кожу, может отражаться на уровне рогового слоя эпидермиса, распространяться в пределах ткани либо поглощаться ею. При неровной поверхности эпидермиса происходит значительное отражение света и его меньшая часть достигает глубины эпидермальных и дермальных структур.



Методы диагностики рака кожи.

Спектрофотометрический интрадермальный анализ (СИА) - основан на быстром сканировании изучаемой области с помощью светового потока через спектральные фильтры, полученные изображения компьютерными алгоритмами преобразуются в СИАграфы (пиксельные карты). На СИАГрафах при всех формах рака кожи наблюдаются изменения изображений гемоглобина и сосудистой сети.

Флуоресцентная контактная микроскопия (ФКМ) заключается в последовательном локальном нанесении на исследуемый участок флуорохрома акридинового оранжевого с целью выявления эпителиального рака кожи по участкам интенсивно флуоресцирующих эпителиальных клеток в дерме и фотосенсибилизатора для подтверждения злокачественного характера новообразования при обнаружении флуоресценции красного цвета

Ультразвуковое диагностическое сканирование (УЗИ) - неинвазивный метод диагностики, позволяющий изучать изображения всех слоев кожи и подкожной жировой клетчатки до мышечной фасции. Для этой цели применяются ультразвуковые приборы с высокой разрешающей способностью и частотой датчиков 20—100 МГц.

Конфокальная лазерная сканирующая микроскопия (КЛСМ) - неинвазивный метод диагностики, позволяющий получить изображения всех слоев эпидермиса и поверхностной части дермы с разрешением, приближенным к обычной световой микроскопии. Методика позволяет в режиме реального времени наблюдать изменения в структуре кожи, при этом в отличие от гистологического исследования целостность кожных покровов не нарушается.

Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) - современный диагностический метод, применяемый для диагностики функциональной активности тканей и органов. В основе метода ПЭТ лежит применение радиофармпрепаратов. Для получения наиболее полноценной информации ПЭТ сочетается с компьютерной томографией.

Радиоизотопное сканирование (РС) - абсолютно безопасный и достаточно эффективный метод ранней диагностики рака кожи путем введения медицинских изотопов. Метод позволяет при первичном сканировании выявить патологию в организме пациента, а в дальнейшем использовать полученные изображения для более тщательного исследования кожных новообразований.

Электроимпедансная томография (ЭТ) - методика, позволяющая визуализировать пространственное распределение электрического импеданса (или проводимости) внутри объекта, в частности кожного покрова человека, по результатам неинвазивных электрических измерений. Для реконструкции изображения используются значения электрического потенциала, измеренные на поверхности объекта при пропускании через него тока.

Подводя итоги и анализируя разнообразие методов для диагностики рака кожи на ранних стадиях, можно сделать следующий вывод. Многие из методов являются дорогостоящими, а также нереализуемыми в России из-за недостатка специалистов и оборудования. Наиболее перспективным, на наш взгляд, считается метод электроимпедансной томографии. Практическая реализация метода требует разработки быстрого и эффективного алгоритма реконструкции и создания измерительной аппаратуры, обеспечивающей высокую точность электрических измерений, что позволяет в реальном времени визуализировать патологию, её размеры и вид, а значит, практически сразу определить способ лечения, не запустив болезнь и предотвратив летальный исход.

Библиографический список

1. Денисов Л.Е. Активное выявление злокачественных новообразований кожи/ Л.Е. Денисов, М.И. Курдина, В.Д. Володин – М., 1995 г. – 172 с.
2. Birgersson U. Electrical impedance of human skin and tissue alterations: mathematical modeling and measurements. Karolinska university, Stockholm 2012 -251 pp

МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЕМОГЛОБИНА В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

Е.Е. Малюшина

Научный руководитель – Акулов С.А., канд.техн.наук, доцент,
Самарский государственный аэрокосмический университет им. С.П.
Королева

Гемоглобин - основной дыхательный пигмент и главный компонент эритроцита, выполняющий важные функции в организме человека: перенос кислорода из легких в ткани и углекислого газа из тканей в легкие. Он также играет существенную роль в поддержании кислотно-основного равновесия крови. Буферная система, создаваемая гемоглобином, способствует сохранению рН крови в определенных пределах.

Определение содержания гемоглобина в крови человека является одним из самых важных и массовых показателей, так как уровень гемоглобина может меняться под воздействием различных естественных процессов (времени суток, жизни на высоте, курении и т.д.) или же определенных расстройств в организме человека. Нормальные величины: у мужчин 130-160 г/л; у женщин 120-140 г/л. Повышение уровня гемоглобина (для мужчин значение должно быть более чем 176 г/л, для женщин – 155 г/л.) может говорить о хроническом заболевании легких, обезвоживании, сердечной недостаточности, раке почек и печени и т.д. Снижение концентрации гемоглобина в крови (85—114 г/л) является основным лабораторным симптомом анемии [1].

Рассмотрим более подробно методы определения концентрации уровня гемоглобина в крови.

1. Колориметрические методы.

а) Метод Сали. Основан на сравнении цвета исследуемого раствора со стандартным раствором. Сущность метода заключается в том, что хлористоводородная кислота вызывает гемолиз эритроцитов и разрушение гемоглобина. Выделившийся гем вступает в соединение с

кислотой и превращается в хлористоводородный гематин. В результате этой реакции содержимое этой пробирки принимает тёмно-коричневую окраску [2].

б) Цианметгемоглобиновый фотометрический метод. Принцип метода: кровь смешивают с реактивом, превращающим гемоглобин в цианметгемоглобин, концентрацию которого измеряют фотометрически. В качестве реактива употребляют раствор Драбкина. Под влиянием железосинеродистого калия гемоглобин окисляется до метгемоглобина, который затем превращается при помощи цианида калия в цианметгемоглобин. Наиболее употребительное разведение крови в реактиве Драбкина - 1:250 (0,02 мл крови и 5 мл реактива). Через 20 минут измеряют экстинцию при длине волны 540 нм и толщине слоя 1 см против воды на спектрофотометре СФ-4 или на ФЭК-М и ему подобных фотоэлектроколориметрах [2].

в) Гемихромный метод. Принцип гемихромного метода основан на переводе всех форм гемоглобина в одну - гемихром. При взаимодействии гемоглобина с трансформирующим раствором, содержащим жирные кислоты с феррицианидом калия или додецилсульфат натрия, происходит его превращение в окисленную низкоспиновую форму - гемихром (HbChr), имеющую красноватый цвет, интенсивность окраски которого прямо пропорциональна концентрации гемоглобина в пробе [3].

2. Газометрические методы. При этом гемоглобин насыщают газом (например, кислородом), окисью углерода (СО). По доле поглощенного газа определяют количество гемоглобина. Долю кислорода находят прибором Ван-Слайка, прибором Баркрофта или каким-нибудь другим аппаратом для определения кислорода [2].

Достоинства и недостатки различных методов измерения уровня гематокрита крови

Метод	Достоинства	Недостатки
Метод Сали	- простота и невысокая стоимость в исполнении.	- длительный процесс измерения (2-40 минут); - ошибка метода достигает ~ 30%, т.к. метод основан на визуальной оценке содержания гемоглобина путем сравнения окраски исследуемой пробы со стандартными растворами солянокислого гематина.
Цианметгемоглиновый метод	- высокая точность; - простота реализации.	- длительный процесс измерения (20 минут); - трансформирующий реагент ядовит, т.к. содержит цианистые соединения.
Гемихромный метод	- высокая точность; - простота реализации; - трансформирующий реагент безвреден	- ошибка метода $\pm 2\%$, связанная с калибровочным раствором гемиглобинцианида
Газометрические методы	- высокая точность	- длительный процесс подготовки результатов;
Методы, основанные на определении железа		- технически сложные; - дорогостоящие.
Расчетный метод	- малый объем пробы крови; - возможность определения гематокрита наряду с другими параметрами; - невысокая стоимость оборудования и расходных материалов; - мобильность.	- погрешности, обусловленные отклонением уровня гемоглобина от стандартной величины у различных возрастных групп; - погрешности, вызванные изменением уровня гемоглобина при различных патологиях; - погрешности алгоритма вычисления.

3. Методы, основанные на определении железа в гемоглибиновой молекуле. Так как гемоглобин содержит строго определенное количество железа (0,374 %), то по его содержанию устанавливают и количество гемоглобина. Существует такое понятие, как метгемоглобин. Метгемоглобином называется производное гемоглобина, в котором двухвалентный атом железа переходит в трехвалентный. В эритроцитах в ходе обмена всегда формируются известные количества метгемоглобина, который восстанавливается обратно в гемоглобин под влиянием фермента метгемоглобинредуктазы так, что в цельной крови здорового человека метгемоглобин не превышает 2 % от общего содержания гемоглобина (0,03 – 0,3 %) [2].

4. Расчетный метод. Уровень концентрации общего гемоглобина (сНВ) может быть рассчитан на основе данных о количестве гематокрита (НСТ), средней концентрации гемоглобина в эритроците (МСНС). Данный метод описывается формулами (1) -(2). Более подробно методика расчета описана в [4].

$$ctHB(\text{ммоль/л}) = \frac{HTC(\%) / 100\% - 0.0083}{0.0485} \quad (1)$$

$$ctHB = \frac{HCT(\%)}{MCHC} \cdot 100 \quad (2)$$

Для дальнейших исследований будем использовать расчетный метод определения концентрации уровня гемоглобина по известному количеству гематокрита в крови, так как он наиболее легко реализуем технически, также возможно использование в полевых условиях.

Библиографический список

1. Кассирский И. А., Алексеев Р. А. Клиническая гематология. — М.: Медицина, 1970.
2. Пупкова В.И. Определение гемоглобина в крови [Текст] : информационно-методическое пособие / В.И. Пупкова; Закрытое акционер. о-во «Вестор-бест». - Кольцово: Б. и., 2001. - 18 с.
3. Тимирбулатов Р.А.,Тумаков С.А. Кровь. Методы физико-химического анализа. Аппаратное обеспечение. – Самара: НОУ СМИ «Реа-Виз», 2010. – 130 с.
4. Kokholm G.. Simultaneous measurements of blood pH, pCO₂, pO₂ and concentrations of hemoglobin and its derivatives – a multicenter study. Radiometer publication AS107. Copenhagen: Radiometer Medical A/S, 1991.

РЕШАЮЩЕЕ ПРАВИЛО ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ НА ОСНОВЕ ГРАФИЧЕСКИХ МЕТОДОВ

С.В. Моторина

Научный руководитель – А.Н. Калиниченко, д.т.н., проф.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

Одним из наиболее распространенных и опасных видов нарушений сердечного ритма является мерцательная аритмия (фибрилляция предсердий). В настоящей работе представлен новый подход к выявлению этого нарушения, основанный на исследовании закономерностей в порядке следования и длине RR-интервалов.

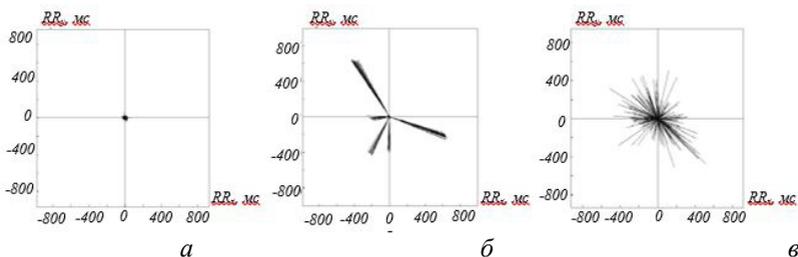
В данной работе для определения количественных показателей, позволяющих дифференцировать различные ритмы друг от друга,

использованы ритмограмма, скатерограмма, фазовый портрет. Для проведения экспериментального исследования была сформирована выборка данных, содержащая фрагменты трех типов сердечного ритма: фоновый ритм, мерцательная аритмия, другие виды аритмий.

На этапе предварительной обработки данных из последовательности RR-интервалов строился фазовый портрет, после чего каждая линия фазового портрета представлялась в виде вектора, характеризующегося длиной L и направлением α (углом наклона к оси абсцисс). Все векторы строились в полярной системе координат, а затем разворачивались в декартовую. С целью получения равномерно дискретизованного сигнала и избежания попадания информативных участков на границу, разделяющую первую и четвертую четверти пространства координат (360°), строилась диаграмма распределения длин векторов по направлениям $D(\varphi)$, к которой применялось сглаживание по трем точкам, а затем начало отсчета изменялось на первый минимум сглаженного сигнала $S_0(\varphi_0)$.

На изображении векторов в полярной системе координат хорошо видны отличительные признаки каждого из типов сердечного ритма:

- для фонового ритма характерна малая длина векторов (рис. а);
- для всех видов аритмий, кроме фибрилляции предсердий, характерна концентрация векторов по определенным направлениям (рис. б);
- для мерцательной аритмии – хаотическое распределение векторов по длинам и направлениям (рис. в).



Для построения алгоритма требовалось получить оценки следующих величин:

- пороговая длина векторов для отделения фонового ритма от аритмии и мерцательной аритмии (L_n);
- максимальный возможный разброс в значениях угла наклона векторов в пучке (области их концентрации) для аритмии ($\Delta\beta$);
- максимальный возможный разброс в значениях длины векторов в пучке для аритмии (ΔL).

Для того чтобы найти пороговую длину векторов L_n , строилось распределение количества векторов N , относящихся к фоновому ритму, и векторов, относящихся к аритмии, по длинам L . Для этого распределения рассчитывалась ошибка δ , зависящая от положения границы между фоновым ритмом и аритмией, а исходя из этого – оптимальное положение границы, которое находится на уровне 55 мс.

Максимальный разброс в значениях длины вектора ΔL определялся графически. Для всех фрагментов с типом сердечного ритма «аритмия» разность между максимальной и минимальной длинами векторов в пучке принималась равной малой полуоси эллипса, охватывающего концы всех векторов в этом пучке. При этом центр эллипса находился на конце самого длинного вектора в пучке. Из всех полученных значений выбиралось максимальное – 185 мс.

Максимальный разброс в значениях угла наклона ($\Delta\beta$) векторов определялся эмпирически, его значение составило 11° .

При формулировке решающего правила запись в первую очередь проверялась на наличие патологических участков. Для этого был предложен параметр N_0 , равный нормированному по количеству RR-интервалов в записи N числу векторов, длина которых превышает порог L_n .

Для того чтобы отличить мерцательную аритмию от других видов аритмий, для каждой пары векторов использовался счетчик числа пар векторов R_k , для которых разность по длинам и по направлениям не превышала пороговых значений ΔL и $\Delta\beta$. Максимальное значение счетчика нормировалось по количеству RR-интервалов в записи

$$R = \frac{\max R_k}{N}.$$

Для формулировки решающего правила был использован линейный дискриминантный анализ. В двумерном пространстве признаков (N_0 и R) рассчитывался вектор \mathbf{w} , при проекции на который все объекты выборки разделяются наилучшим образом на два класса: «мерцательная аритмия» и «другой тип ритма». Перпендикулярно к вектору \mathbf{w} на расстоянии a от начала координат проводилась оптимальная разделяющая прямая [1]. Координаты вектора \mathbf{w} составили $\{0.4595; 0.8882\}$, а длина расстояния $a - 0.2720$.

Таким образом, предложенное решающее правило имеет следующий вид:

$$\begin{cases} H_0, & \mathbf{w}^T \mathbf{x} < a \\ H_1, & \mathbf{w}^T \mathbf{x} \geq a \end{cases}$$

где H_0 – основная гипотеза о том, что запись содержит участки с мерцательной аритмией, H_1 – альтернативная гипотеза о том, что в записи отсутствуют участки с мерцательной аритмией, \mathbf{x} – вектор признаков анализируемого объекта.

Для проверки эффективности разработанного правила использовалась база данных, содержащая записи с мерцательной аритмией MIT-BIH AF Database [2]. Результаты тестирования приведены в таблице. Также в таблице приведены данные по алгоритмам, которые проходили проверку на тех же данных и показали наилучшие результаты.

	Чувствительность (Se), %	Специфичность (Sp), %	Суммарная ошибка (Err), %
Разработанное правило	94,49	90,84	7,21
Алгоритм Мууди [3]	87,54	95,14	7,88
Алгоритм Татенто [4]	91,20	96,08	5,32
Алгоритм Шмидта [5]	89,20	94,58	7,57
Алгоритм Бабайзадеха [6]	87,27	95,47	7,80

По данным таблицы видно, что по уровню суммарной ошибки разработанное решающее правило уступает лишь алгоритму Татенто, по уровню чувствительности оно превосходит другие алгоритмы более чем на 3 %, при этом уровень специфичности не выходит за пределы 90 %.

Дальнейшее улучшение разработанного правила может быть достигнуто путем уточнения границ мерцательной аритмии, а также путем сокращения длительности обрабатываемого участка записи.

Библиографический список

1. Немирко А.П. Цифровая обработка биологических сигналов. – М.: Наука, 1984. – 144 с.
2. Physionet: the research resource for complex physiologic signals. www.physionet.org [online].
3. Moody GB, Mark RG. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. //Computers in Cardiology 1983; 10:227-230.
4. Tatento K, Glass L. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and _RR intervals.//Medical & Biological Engineering & Computing 2001; 39: 664-671.
5. Schmidt R, Harris M, Novac D, Perkhun M. Atrial Fibrillation Detection.//Patent Cooperation Treaty 2008. Eindhoven, Netherlands.
6. Babaeizadeh S, Gregg RE , Helfenbein ED, Lindauer JM, Zhou SH. Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring.//Journal of Electrocardiology 2009; 42: 522-526.

ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОЦЕНКИ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПЛОДА ДОПЛЕРОВСКИМ МЕТОДОМ

Л.Р. Газиева

Научный руководитель Уразбахтина Ю. О., декан факультета
авиационного приборостроения, канд. Техн. наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Одним из важных показателей нормально развивающейся беременности является сердцебиение плода. По нему можно определить жизнеспособность будущего ребенка. В идеале у ребенка должны быть ритмичные тоны, которые возникают через равные промежутки времени. А изменение сердцебиения может сразу указать на появление неблагоприятной ситуации. Именно поэтому современные врачи, акушеры и гинекологи стараются мониторировать работу сердца плода на протяжении всего хода беременности и особенно во время родов.

Для оценки сердцебиения и контроля над всей сердечной деятельностью плода используется различные методы.

1. Аускультация.
2. Эхокардиография.

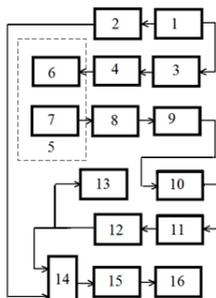
3. Электрокардиография плода.
4. Кардиотокография.
5. Ультразвуковое исследование плода.
6. Фетальный доплер.

Нами предлагается устройство, предназначенное для прослушивания сердцебиения и определения ЧСС плода, работа которого основана на эффекте Доплера.

Основой доплеровских методов является эффект Доплера, который состоит в том, что частота колебаний звуковых волн, излучаемых источником (передатчиком) звука, и частота этих же звуковых волн, принимаемых приемником звука, отличаются, если приемник и передатчик движутся друг относительно друга (сближаются или удаляются). Тот же эффект наблюдается, если в приемник поступают сигналы источника звука после отражения движущимся отражателем. Этот последний случай имеет место при отражении УЗ сигналов от движущихся биологических структур (например, элементов крови) [1].

В основу принципа работы разрабатываемого устройства положена способность ультразвуковых колебаний отражаться от границ раздела физических структур, обладающих различным акустическим сопротивлением.

На рисунке приведена структурная схема измерительно-вычислительного комплекса для оценки сердечной деятельности плода доплеровским методом.



Структурная схема измерительно-вычислительного комплекса для оценки сердечной деятельности плода: 1-генератор; 2-блок тестового сигнала; 3-усилитель мощности; 4-согласующее устройство; 5-датчик; 6-излучающая пьезопластина; 7-принимающая пьезопластина; 8-усилитель высоких частот; 9-фильтр полосно-пропускающий; 10 – цифровой адаптивный фильтр; 11-амплитудный детектор; 12- усилитель низких частот; 13-звуковой динамик; 14-коммутатор режима; 15-микроконтроллер; 16-дисплей

Устройство работает следующим образом.

При включении прибора датчик 5, который состоит из двух пьезопластин 6 и 7, устанавливается на животе беременной.

Генератор 1, построенный на кварцевом резонаторе, необходим для создания импульсов, которые возбуждают пьезопластину 6. С генератора 1 усиленный в усилителе мощности 3 электрический сигнал через согласующее устройство поступает на пьезопластину 6, в ней электрические сигналы преобразуются в ультразвуковые волны. Ультразвуковые колебания через переднюю брюшную стенку беременной женщины проникают вглубь ее организма. Эти колебания распространяются в организме женщины, отражаясь от различных акустических неоднородностей, в частности от стенок сердца плода.

Отраженный от стенки сердца плода сигнал поступает на приемную пьезопластину 7, в которой акустические сигналы преобразуются в электрические.

Далее сигнал поступает на усилитель высоких частот (УВЧ) 8. Сигнал с УВЧ содержит информацию не только о частоте сердцебиения плода, но и частоте сердцебиения матери, а также различные шумы и помехи, сигналы, отраженные от внутренних органов матери. Для того чтобы выделить сигнал, соответствующий сердцебиению плода, используется фильтр полосно-пропускающий 9.

С помощью амплитудного детектора (АД) 11, построенного по двухкаскадной схеме с общей обратной связью, выделяются максимальные пики сигнала, соответствующие сердцебиению плода. С АД сигнал поступает на усилитель низких частот (УНЧ) 12 для усиления частоты сигнала до диапазона, которая воспринимается человеческим ухом.

Усиленный сигнал поступает на звуковой динамик 13, с помощью которого можно прослушать сердцебиение плода.

Также сигнал с УНЧ через коммутатор режима поступает на вход микроконтроллера 15, в котором с помощью встроенного таймера происходит подсчет прямоугольных импульсов, соответствующих сердцебиению. Подсчитанное число импульсов выводится на дисплей 16, на котором отображается информация о ЧСС в ударах в минуту.

Точность результата у разрабатываемого устройства главным образом будет зависеть от точности подсчета частоты микроконтроллером. В разрабатываемом устройстве предусмотрена функция тестирования, которая позволяет проверить правильность работы устройства.

Для ее реализации используется тестовый сигнал.

Сигнал с генератора поступает на блок тестового сигнала 2. Далее сигнал через коммутатор режима 14 поступает на вход микроконтроллера 15, в котором аналогично расчетам ЧСС производится расчет частоты тестового сигнала.

Для устранения помех, созданных функционированием органов матери, в схему введен адаптивный цифровой фильтр 10.

Отличительной особенностью разрабатываемого устройства от аналогов является наличие фильтра, что позволяет уменьшить влияние помех на полезный сигнал. Микроконтроллер обеспечивает точный расчет ЧСС. Наличие блока тестового сигнала позволяет проверить правильность работы устройства. Наличие в системе фильтра Винера позволяет устранить шумы и помехи, создаваемые сердцебиением матери и функционированием органов матери и плода.

Преимущества разрабатываемого устройства.

- Общедоступность и простота проведения исследования.
- Комфортность процедуры: безболезненность, отсутствие специальной подготовки для проведения исследования.
- Исследование проводится в режиме реального времени и дает достоверную информацию о сердцебиении плода.
- Разработанное устройство позволяет отчетливо прослушать сердцебиение плода.

1. Попечителей Е.П. и др. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы [Текст]: учебник / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.П. Серегин, Курск.гос.техн.ун-т. – Курск: ОАО «ИПП «Курск», 2009. – 986 с.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЗОН СТОПЫ

Э.А.Даминова

Научный руководитель – Мирина Т.В., канд.техн.наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Больные с патологией органов опоры и движения остаются одним из сложных контингентов для системы медицинской реабилитации. Существенной проблемой данной категории является диагностика нарушений двигательной функции и определение динамики её разви-

тия. Для исследования функции движения и опоры применяются инструментальные двигательные тесты: ходьба и исследование баланса в вертикальной стойке [1].

Уровень комплексной реабилитации и качество жизни пациентов с деформациями, заболеваниями, ампутированными дефектами нижних конечностей в значительной степени определяются качеством протезирования и ортезирования, основным показателем которого является функциональная эффективность. Оценка этого показателя на различных этапах протезирования и ортезирования пациентов с патологией нижних конечностей – эффективное средство обеспечения адекватности назначения протезно-ортопедического изделия, правильного выбора его конструкции, индивидуализации её параметров для пациента, более полной реализации функциональных возможностей, заложенных в конструкцию протезно-ортопедического изделия, снижения риска ошибок и негативного влияния протезно-ортопедического средства на состояние опорно-двигательного аппарата и опорно-двигательной функции пациента [2].

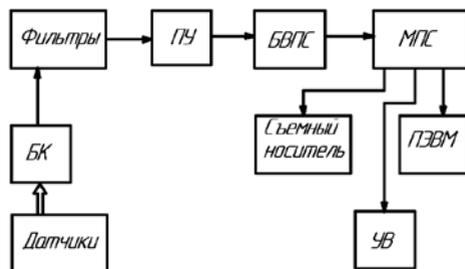
Тело человека представляет собой сложную биомеханическую систему, которая в повседневной жизни может испытывать значительные ускорения, при этом возникают усилия, приводящие к травмам, к нарушению координации движений. Своевременное обнаружение таких изменений в опорно-двигательном аппарате человека позволит снизить неблагоприятные для здоровья человека риски и поможет лечащему врачу в правильной и своевременной постановке диагноза.

Разрабатываемое устройство относится к области медицины и медицинской техники, а именно к ортопедической диагностике и может быть использовано при диагностическом обследовании пациентов. Параметры ходьбы, а именно параметры взаимодействия стоп с опорой, которые позволяют анализировать подобные системы (распределение давления под стопами, траектории центра давления под стопами и графики интегральной нагрузки на стопы), являются информативными для определения нарушений опорно-двигательной функции человека при большинстве патологий нижних конечностей [3].

Отличительной особенностью является форма представления устройства. Если известные устройства выполняются в виде платформы, то разрабатываемое устройство предполагается выполнить в виде портативной стельки, предусмотрев разброс размеров ноги человека, т.е. диагностику опорно-двигательного аппарата, посредством разрабатываемого устройства, можно будет проводить как среди детей (с относительно малым размером ноги), так и среди взрослых (с относи-

тельно большим размером ноги). В стельку будут вмонтированы тензометрические датчики давления. Расположить их следует в соответствии с поясами и элементами постуральной стимуляции. Выделяют пояса: субкапитальный, передний, задний, пояс под бугристостью пяточной кости. Элементы – это локальные структуры, а именно: внутренний субкапитальный, передненаружный, средневнутренний, задневнутренний, внутренний [4].

Прежде чем передать полученные сигналы в ПЭВМ или на съемный носитель информации, их нужно обработать. Для этого в приборе предусмотрены блок коммутации (БК), который необходим потому, что прибор будет иметь два измерительных канала: один канал для правой ноги, второй – для левой, блоки фильтрации, предварительного усиления (ПУ), выделения полезной составляющей сигнала (БВПС), микропроцессорная система (МПС) с микроконтроллером и встроенным аналогово-цифровым преобразователем, а также устройство визуализации (УВ) – жидкокристаллический дисплей и интерфейсы для передачи данных на съемные носители информации и в персональную ЭВМ (ПЭВМ). Также структура содержит обобщенный блок – блок датчиков. Этот блок содержит непосредственно стельки с матрицей датчиков. Так как стелька будет непосредственно контактировать с телом пациента, необходимо предусмотреть гальваническую развязку, а также разработать требования санитарных норм и обработки устройства и требования к помещению, где будут происходить диагностические процедуры. Описанное устройство можно представить в виде структурной схемы (см. рисунок).



Структурная схема устройства для пространственно-временного определения зон стопы

Проблемы исследования движений человека имеют большое значение для медицины, спорта, трудовой деятельности людей. Анализ

движений человека помогает диагностировать функциональные нарушения, планировать операции с учетом возможных изменений в двигательной системе больного, конструировать протезы и разрабатывать системы управления ими, оптимизировать конструкции орудий труда и органов управления и т.д. [5].

Библиографический список

1. Скворцов Д.В. Биомеханические методы реабилитации патологии походки и баланса тела. Автореферат. – Москва, 2008.
2. Смирнова Л.М. Методология и унифицированная технология оценки функциональной эффективности протезирования и ортезирования пациентов с патологией нижних конечностей. Автореферат. – СПб., 2010.
3. Патент №2116046, опубликовано: 27.07.1998 «Система диагностики опорно-двигательной функции человека».
4. Гаже П.-М., Вебер Б. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека. СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2008. – 316 с.
5. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463 с.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОБЪЁМА И ХАРАКТЕРА ЖИДКОСТИ В ПЛЕВРАЛЬНОЙ ПОЛОСТИ МЕТОДОМ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ

Н.Б.Минязева

Научный руководитель – Дёмин А.Ю., доктор техн. наук, профессор
Уфимский авиационный государственный технический университет

В хирургии и реанимации врачи часто сталкиваются с таким явлением, как скопление жидкости в плевральной полости - плевральный выпот. Несмотря на различия в этиологии, патогенезе, патоморфологическом субстрате и составе жидкости, клинические проявления имеют выраженную общность — характер четко очерченного синдрома.

Причиной этому может служить: двусторонний выпот (гидроторакс), не носящий характеристик экссудата, встречающийся при тяжелой сердечной недостаточности. Односторонний выпот по типу экссудата является частым осложнением пневмонии, абсцесса легкого, может быть проявлением туберкулеза, злокачественной опухоли легких

или самой плевры (мезотелиомы), при скоплении в плевральной полости крови (при ранении, при геморрагическом диатезе), могут быть плевриты при аллергиях, бруцеллезе, кандидамикозе [1].

На сегодняшний день существуют несколько способов определения объема и характера плеврального выпота. Небольшие по объему выпоты определяются при плановых рентгенологических исследованиях по поводу основного заболевания. Появление тяжести в боку и нарастающей одышки свидетельствует о накоплении значительного количества жидкости. В этом случае больной предпочитает лежать на больном боку, уменьшая тем самым давление выпота на легкое и средостение. При очень больших выпотах или низких исходных функциональных резервах органов дыхания и сердечно-сосудистой системы больные принимают полусидячее положение. При осмотре отмечаются отставание в акте дыхания пораженной стороны, увеличение объема грудной клетки, расширение и взбухание межреберных промежутков. Методом перкуссии можно определить не менее 300—400 мл жидкости [2].

Наибольшее значение имеют ультразвуковые исследования при выявлении небольших количеств жидкости в плевральной полости, обычно измеряют «глубину» и «высоту» выпота. Пациент лежит на больном боку, чтобы жидкость скопилась в наружном отделе плевральной полости. Существуют различные способы математического расчета объема выпота, среди которых наиболее распространена формула, предложенная G. Mathis (1996):

$$V = (h + b) * x * 70,$$

где h — максимальный кранио-каудальный размер выпота вдоль грудной стенки (см); b — базальное периферическое расстояние от диафрагмы до нижнего края легкого (см); 70 — эмпирически выведенный коэффициент. Метод позволяет быстро решить важный для диагностики вопрос: состоит образование из мягкой ткани или содержит жидкость [3].

Пункция плевральной полости, или торакоцентез, может преследовать диагностические и лечебные цели. Показанием к диагностической пункции служит наличие плеврального выпота неясного происхождения. Плевральная пункция входит в обязательный диагностический минимум, но недостаток состоит в том, что метод является инвазивным [2].

Главной проблемой на сегодняшний день является определение объёма и характера жидкости в плевральной полости, так как различные методы дают значительное расхождение в результатах. Важно точно определить объём и характер выпота, так как при определённых результатах требуются разные меры по устранению жидкости. Так, например, при раковом плеврите большие плевральные выпоты должны быть эвакуированы для облегчения дыхания, а лечение плеврита туберкулезной этиологии проводится обычно тремя туберкулостатическими препаратами (изониазид, рифампицин и таривид) [1].

В случае других патологий плевральную жидкость следует удалять в раннем периоде при больших выпотах, вызывающих отдышку и смещение сердца, или если перкуторные границы тупости спереди доходят до II ребра. В целях предупреждения коллапса одномоментно рекомендуют эвакуировать не более 1,5 литра жидкости. Небольшой по объёму серозный экссудат, связанный с туберкулёзом или другим инфекционным заболеванием, удалять необязательно [2].

Существует возможность проводить биоимпедансометрию, чтобы определять общее количество воды в организме и состав всего тела. Соответственно теоретически возможно измерение объёма и состава жидкости только в плевральной полости. В ходе выполнения выпускной работы планируется исследовать диагностические возможности биоимпедансного метода для определения объёма и характера жидкости именно в плевральной полости.

Библиографический список

1. Болезни органов дыхания / под ред. Н.Р.Палеева. - М.: Медицина, 2000.-728 с.
2. Болезни плевры / под ред. В.В.Ерохина. - М.: Медицина, 2010. – 256 с.
3. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учеб. пособие / В.Г.Гусев. – М.: Машиностроение, 2004. – 597 с.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОЦЕНКИ ИНТЕГРАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ИНЕРЦИОННОСТИ ЗРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

Л.И.Фараизова

Научный руководитель – Мирина Т.В., канд.техн.наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Посредством зрительной системы человек получает информацию о внешнем мире благодаря чувствительности к световым волнам, отражаемым или излучаемым окружающими объектами, и с помощью нервной обработки строит модель этого мира. Свет попадает в глаз - парный орган, состоящий из глазного яблока, соединенного зрительным нервом с мозгом, и вспомогательного аппарата (глазодвигательных мышц, век). Через отверстие в радужной оболочке (зрачок) лучи света входят в глаз и, преломляясь на поверхности глазного яблока, в роговице, хрусталике и стекловидном теле, сходятся на сетчатке, давая на ней изображение видимого предмета. Эта информация по главному нерву поступает в головной мозг, где и происходит ее окончательная обработка и интерпретация [1].

Простейшими, но очень важными психическими познавательными процессами являются ощущения. Они сигнализируют нам о том, что происходит в данный момент вокруг нас и в нашем собственном организме, дают возможность ориентироваться в окружающих условиях. Цвет – одно из свойств объектов материального мира, воспринимаемое как осознанное зрительное ощущение. Чтобы возникло зрительное ощущение, свет должен обладать некоторой минимальной (пороговой) энергией. Зрительное ощущение появляется не мгновенно. Прежде чем возникнет ощущение, в зрительной системе должны произойти многократные преобразования и передача сигналов. Время «инерции зрения», необходимое для возникновения зрительного ощущения, в среднем равно 0,03 - 0,1 с [2].

Предлагаемое устройство позволяет исследовать интегральные параметры инерционности зрительной системы человека в целом в естественных условиях его профессиональной деятельности, упростить процедуру исследования параметров инерционности зрительной системы без использования сложного оборудования, определить действительное значение параметров инерционности зрительной системы, исключив влияние эффекта последовательной маскировки [4].

Устройство содержит генератор миллисекундных импульсов (Γ), который подает сигналы на два формирователя импульсов: эталонной длительности (БФИЭД) $T_3=50$ мс и регулируемой длительности (БФИРД) $T_p=5\div 150$ мс. Известно, что обработка зрительной информации идет временными квантами с частотой альфа-ритма 8-13 Гц, что соответствует периоду 75-125 мс, поэтому длительность каждого из импульсов выбрана равной 50 мс [3].

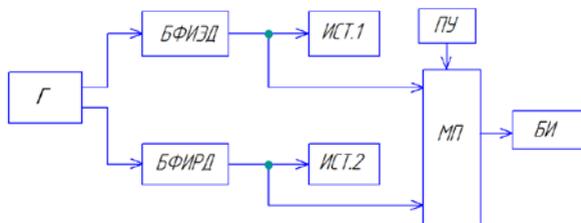


Рис. 1. Структурная схема устройства. Γ - генератор миллисекундных импульсов; БФИЭД – блок формирователя импульса эталонной длительности; БФИРД – блок формирователя импульса регулируемой длительности;

ИСТ.1, ИСТ.2 – источники света; МП - микропроцессор;

ПУ – пульт управления; БИ - блок индикации.

Испытуемому предъявляется пара световых импульсов: эталонного и регулируемого по длительности. В качестве источников света (ИСТ.1, ИСТ.2) могут использоваться светодиоды зеленого цвета, так как этот цвет является наиболее благоприятным для восприятия зрительной системе человека. В том случае, если у пациента возникает ощущение раздельности тестовых импульсов, он сигнализирует об этом, нажимая кнопку на пульте управления (ПУ). Получив этот сигнал, микропроцессор (МП) программно начинает уменьшать длительность регулируемого импульса на 5 мс до тех пор, пока у пациента не возникнет ощущение слияния тестовых импульсов. Когда испытуемый перестает различать два импульса, а начинает видеть их как один, он снова сигнализирует, нажимая кнопку на пульте управления, после чего микропроцессор программно начинает увеличивать длительность регулируемого импульса на 1 мс до тех пор, пока у пациента не возникнет ощущение раздельности тестовых импульсов для того, чтобы определить точное значение длительности импульса, при котором у испытуемого возникает ощущение раздельности тестовых импульсов. Разность дли-

тельности эталонного импульса и длительности того импульса, при котором у пациента возникает ощущение раздельности тестовых импульсов будет определяться как параметр инерционности зрительной системы человека.

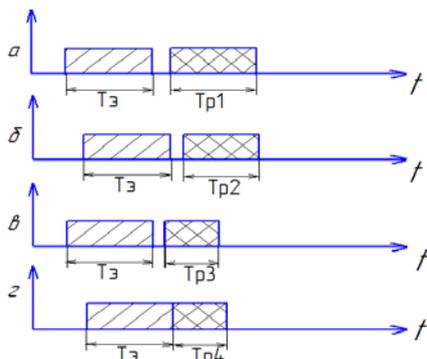


Рис. 2. Временные диаграммы

На рис. 2 представлены временные диаграммы изменения длительности T_p регулируемого светового импульса, где: 2, а – временная диаграмма импульсов эталонной длительности и регулируемой, при которой у испытуемого возникает ощущение раздельности тестовых импульсов (2, б); 2, в – временная диаграмма импульсов эталонной длительности и регулируемой, при которой у испытуемого возникает ощущение слияния тестовых импульсов (2, г).

К микропроцессору подключается блок индикации (БИ), на котором отображается следующая информация: длительность импульса, при котором у пациента возникает ощущение слияния тестовых импульсов, время инерционности зрительной системы пациента.

Для исключения эффекта маскировки по принципу интеграции предлагается предъявлять тестовые импульсы с временем повторения, равным 1000 мс.

Разрабатываемое устройство отличается простотой в эксплуатации и может найти широкое применение в области биотехнических систем, а также в эргономике при оценке функционального состояния операторов в различных профессиональных областях.

Библиографический список

1. Александров Ю.И. Основы психофизиологии. – М. ИНФРА-М, 1998. - 95 с.

2. Прокопенко В.Т., Трофимов В.А., Шарок Л.П.. Психология зрительного восприятия: учебное пособие. – СПб: СПбГУИТМО, 2006. – 73 с.
3. Шевелев И.А., Костелянец Н.Б., Каиенкович В.М., Шараев Г.А., Ильянок В.А. Электроэнцефалограмма и считывание информации в зрительной коре человека при опознании образов// Физиология человека. – 1985. – Т.11. – 5. – 711 с.
4. Патент 2220656 Российская Федерация, МПКА61В5/16. Устройство для исследования параметров инерционности зрительной системы человека; авторы: Роженцов В.В., Петухов И.В.; патентообладатель: Марийский государственный технический университет.- №2002109579/14; заявл. 15.04.2002; опубл. 10.01.2004.

ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ

Е.П. Матюхин

Научный руководитель – Гуржин С.Г., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Технократическая деятельность человека вызывает значительные попутные неблагоприятные факторы, оказывающие порой существенные вредные воздействия на все живое. К ним, в частности, относится и электромагнитное загрязнение, вызванное производством, передачей и использованием электромагнитной энергии. Электромагнитное облучение, так же как и радиоактивное, человеком не ощущается, а вред наносится незаметно, порой на ионно-молекулярном и клеточном уровнях [3]. Отсутствие приборов объективного контроля и измерения распределения уровня электромагнитного излучения в рабочем пространстве является одной из причин невозможности реальной оценки превышения действующих норм по электромагнитному излучению.

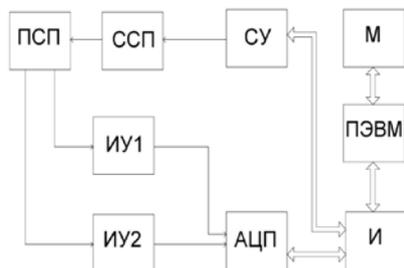
В современных магнитотерапевтических аппаратах, в том числе комплексах общего воздействия серии «Мультимаг», содержится большое количество индукторов. Их определенное пространственное расположение в рабочем объеме, зависимость генерируемого магнитного поля от множества других факторов обуславливает необходимость измерения и контроля параметров лечебного воздействия на этапах настройки, регулировки, проведения плановых проверок и ремонтных работ [2].

Существующие приборы для определения индукции магнитного поля, как правило, определяют значения только в конкретной точке измеряемого пространства, поэтому мониторинг электромагнитного поля таким устройством трудоемко, требует дополнительных математических вычислений, временных затрат для создания визуальной карты распределения уровней магнитной индукции. Поэтому необходим автоматизированный способ реализации измерительной системы экологического мониторинга электромагнитных полей.

Для этой цели предлагается следующий вариант реализации устройства. Измерительная система может базироваться на основе метода компьютерной томографии, которая может снизить погрешность измерений, повысить оперативность обработки и обеспечить наглядную визуализацию распределения магнитного поля. Разработка и исследование такой системы является актуальным и практически значимым шагом для осуществления социальной политики в области здоровьесберегающей компетентности.

В основу разработки положен алгоритм компьютерной томографии. Он позволяет получить любое количественное физическое распределение путем измерения значений его интегральных параметров. Так реализован оригинальный метод получения изображения магнитного поля как векторной величины с использованием алгоритма компьютерной томографии. Он позволяет строить изображение распределения магнитной индукции каждой компоненты по напряжению, индуцируемому в токоведущей линии и прямоугольном контуре, которые движутся в магнитном поле с постоянной скоростью [1].

В соответствии с описанным методом предложена измерительная система, структурная схема которого представлена на рисунке.



Структурная схема измерительной системы на основе метода компьютерной томографии

Схема содержит: ПСП – плоскость сканирования и позиционирования, ССП – система сканирования и позиционирования, СУ – система управления, ИУ1, ИУ2 – измерительные усилители, АЦП – аналогово-цифровой преобразователь, И – интерфейс, ПЭВМ – персональная электронно-вычислительная машина, М – монитор.

Измерительная система экологического мониторинга электромагнитных полей состоит из магниточувствительного преобразователя, расположенного на специальной плоскости, которой осуществляется сканирование и позиционирование, и собственно механизма сканирования и позиционирования.

Значения напряжений, наведенных на магниточувствительные преобразователи ПСП, подаются на ПЭВМ. Их значения масштабируются и преобразуются в код с заданным коэффициентом. По окончании процесса измерения из полученного массива данных в соответствии с заложенным алгоритмом визуализации на экране монитора формируется изображение распределения магнитного поля.

Предлагаемый автоматизированный способ измерения индукции магнитного поля на основе метода компьютерной томографии может обладать высокой точностью, чувствительностью и помехозащищенностью. Подобная измерительная система может служить новым этапом в развитии устройств для визуализации магнитного поля на экране ПЭВМ, содействовать развитию восстановительной медицины – магнитотерапевтическим, физиотерапевтическим методам лечения, а также производить качественную аттестацию рабочих мест на промышленных предприятиях, в образовательных, медицинских учреждениях и в быту.

Библиографический список

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: учеб. пособие для вузов / под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория базовых знаний, 2000. 376 с.
2. Комплексная хрономагнитотерапия: методы и средства диагностики и контроля: монография / под ред. А.Г. Борисова, С.Г. Гуржина. – М.: Радиотехника, 2011. – 200 с. (Научная серия «Системы комплексной хрономагнитотерапии», редактор серии В.И. Жулев).
3. Комплексная хрономагнитотерапия: методы и средства повышения эффективности: монография / под ред. А.Г. Борисова, С.Г. Гуржина. – М.: Радиотехника, 2012. – 176 с. (Научная серия «Системы комплексной хрономагнитотерапии», редактор серии В.И. Жулев).

СРАВНЕНИЕ ОДНОРОДНОСТИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ, ВОСПРОИЗВОДИМОГО СФЕРИЧЕСКОЙ И КУБИЧЕСКОЙ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИМИ КОНТУРНЫМИ СИСТЕМАМИ

С.А. Голь, Е.А. Захарова, Ю.С. Глазунова
Рязанский государственный радиотехнический университет

За последние десятилетия возрос интерес к влиянию на организм человека геомагнитных возмущений, происходящих на Земле, в том числе магнитных бурь. Как показывают многолетние исследования, воздействие этих полей заметно ощущают на себе люди со слаборазвитыми адаптационными характеристиками, а также люди, длительное время находящиеся в стрессовом состоянии. Магнитные бури весьма пагубно влияют на людей, страдающих сердечно-сосудистыми заболеваниями. К тому же Всемирная организация здравоохранения подтвердила, что присутствующее в силу специфики на многих рабочих местах низкочастотное магнитное поле смещает естественный магнитный фон данной местности и «обладает возможным канцерогенным эффектом по отношению к людям» [1].

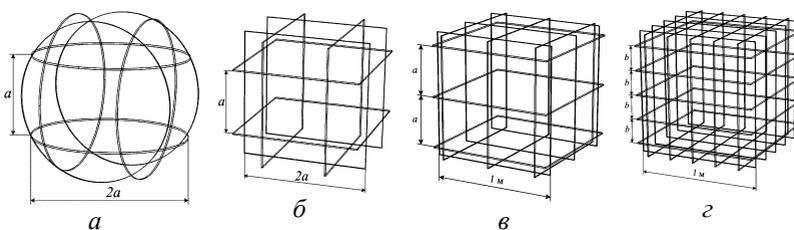
Для решения данной проблемы и обеспечения магнитной безопасности сегодня наиболее обоснованными и эффективными признаны следующие пути:

- развитие адаптационных способностей человека сеансами кратковременного воздействия на него искусственными переменными магнитными полями, идентичными по характеристикам с магнитными бурями;
- компенсация геомагнитных возмущений в пространстве пребывания человека.

Целью данного сообщения является сравнение создаваемых трехкомпонентными контурными системами круглой и квадратной геометрии в различных конфигурациях однородностей магнитного поля и выбор оптимального для целей обеспечения магнитной безопасности человека.

Для моделирования различных систем формирования однородных магнитных полей используется программный пакет COMSOL Multiphysics, ранее называемый Femlab.

Исследуемые системы состоят из контуров, которые представляют собой бесконечно тонкие медные пластины с конечной шириной и длиной. На рисунке 1 представлены контурные системы с круглой (на основе колец Гельмгольца) и квадратной геометрией [2].



Трехкомпонентные контурные системы:

- a – на основе колец Гельмгольца, $б$ – с квадратной геометрией с 2 контурами,
- $в$ – с квадратной геометрией с 3 контурами, $г$ – с квадратной геометрией с 5 контурами

В ходе работы над данной темой были проведены следующие исследования и получены следующие результаты:

- при сравнении трехкомпонентных систем формирования однородного магнитного поля на основе круглых контуров (кольца Гельмгольца) и квадратных контуров было установлено, что система на основе квадратных контуров способна формировать магнитное поле с большей степенью однородности, чем система на основе колец Гельмгольца, и в больших объемах;
- при модификации системы путем увеличения числа контуров в системе с пятью квадратными контурами (рис. г) однородность поля оказалась выше, чем в двух- (рис. б) и трехконтурных (рис. в) системах;
- исследование влияния значений токов в крайних контурах на однородность магнитного поля показало отсутствие зависимости между этими характеристиками;
- при исследовании влияния ширины контуров на однородность создаваемого магнитного поля было установлено: чем больше ширина контуров, тем больше выравнивается магнитное поле и соответственно повышается однородность.

Библиографический список

1. IARC monographs on the evaluation of carcinogenic risks to humans. Volume 80. Non-ionizing radiation, part 1: static and extremely low-frequency (ELF) electric and magnetic fields. France, Lyon: IARCpress, 2002.
2. Виноградов А.Л., Глобин В.И., Савельев В.Ю., Устинов К.С. Техническое обеспечение исследований влияния геомагнитного поля на биообъекты // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2008. № 7. С. 67 – 73.

ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ МОНИТОРИНГ ЗАГРЯЗНЕНИЯ ВОЗДУШНОЙ СРЕДЫ НА ПРЕДПРИЯТИЯХ НПЗ

Н.А. Слободянюк

Научный руководитель – Прошин Е.М., д-р. техн. наук, проф.
Рязанский государственный радиотехнический университет

Проблема контроля загрязнения физических характеристик воздушной среды на предприятиях НПЗ на сегодня стоит очень остро [1]. Достаточно указать на последний случай загрязнения воздушной среды 10-13 ноября 2014 г. в Москве сероводородом именно в связи с выбросом на НПЗ.

В докладе, прежде всего, анализируется перечень наиболее важных и вредных возможных составляющих загрязнения воздушной среды при реализации технологических процессов производства на НПЗ. Среди них, кроме сероводорода возможны загрязнения изопропилбензолом, диоксидом серы, стиролом и рядом других газов, число которых в некоторых случаях достигает 50-ти и более. Поэтому создание специализированного для НПЗ электронного газоанализатора с практически мгновенной выдачей результатов является актуальной задачей, решение которой на сегодня или слишком громоздко, или, когда это связано с необходимостью проведения химического анализа, с большими задержками.

Проведен анализ возможных чувствительных элементов газового состава на основе масс-спектрометров, фотоспектрометров, хроматографов, сенсоров типа «электронный нос» и др. Предложено использовать комплексный подход, основанный на применении нескольких сенсорных систем. Разработана схема такого газоанализатора в переносном варианте, который позволяет не только контролировать состав газа из наиболее важного перечня, но и мониторировать его по пространству и времени с использованием навигационных систем GPS и ГЛОНАСС.

Использование разработанного газоанализатора позволит в максимально сжатые сроки обнаружить утечки и выбросы, зафиксировать время и области распространения.

1. Ту-газ 86 Требования к установке сигнализаторов и газоанализаторов. М.: Стандартиздат, 1986 г.

ПРИБОР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КРИТИЧЕСКОЙ ДОЗЫ УЛЬТРАФИОЛЕТОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

С. Г. Коновалов

Научный руководитель – Акулов С. А., канд. техн. наук, доцент
Самарский государственный аэрокосмический университет им. С.П.
Королева

Солнечная радиация — электромагнитное и корпускулярное излучение Солнца. Солнечное излучение имеет сложный состав и включает в себя ультрафиолетовое излучение, видимое и инфракрасное. Условно различают три различных типа ультрафиолетового излучения (УФИ), существующих в диапазоне длин волн от 100 до 400 нм: UVA (УФ А типа), UVB (УФ В типа), UVC (УФ С типа).

Наиболее активная компонента ультрафиолетового излучения Солнца с длинами волн менее 180 нм практически полностью поглощается атмосферой. Основная часть длинноволновой составляющей (320-400 нм) достигает поверхности Земли, однако ее влияние на биологические объекты невелико. Радиация с промежуточными длинами волн 180-320 нм, хотя и поглощается частично озоновым слоем стратосферы, оказывает существенное влияние на биосферу и человека.

УФИ способно индуцировать злокачественные опухоли двух типов: немеланомные (плоскоклеточный и базальноклеточный рак) и меланому кожи [1]. Медико-биологические эффекты УФИ принято оценивать на основании его биологически эффективной интенсивности [1].

Спектр действия – параметр, описывающий относительную эффективность энергетического воздействия с точки зрения биологического воздействия в зависимости от длины волны. Спектр эритемного действия спадает с увеличением длины волны, что является индикатором того, что UV-B часть спектра воздействует гораздо сильнее, чем волны UV-A диапазона [2].

Индекс ультрафиолета (УФ индекс) – международный стандарт в измерении силы солнечного излучения УФ диапазона. УФ индекс – число, линейно связанное с облученностью УФИ в определённой точке поверхности Земли. Он не может быть привязан непосредственно к Вт/м² и взвешивается согласно спектру эритемного воздействия, и результат интегрируется по всему спектру.

На рынке приборов для индивидуального мониторинга УФ-составляющей солнечного излучения имеются дозиметры двух типов: дозиметры, дающие качественный результат, то есть показывающие,

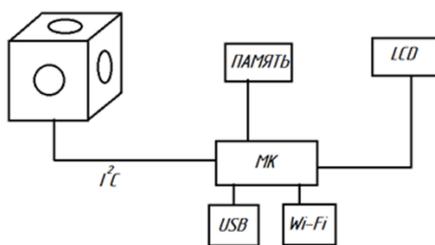
что получена некоторая доза УФ-облучения; дозиметры, дающие количественный результат на цифровом индикаторе.

В первом типе дозиметров используются сенсоры, основанные на фотохромных превращениях органических соединений различного типа, изменяющих коэффициент пропускания под воздействием УФ-излучения.

Дозиметры этого типа наиболее простые в эксплуатации, однако они обладают весьма серьёзными недостатками. Прежде всего, это субъективность оценки получаемой дозы, зависящей от особенностей зрения пользователя, большой разброс параметров и др.

Реальный практический интерес представляют дозиметры второго типа, то есть приборы, производящие измерение интенсивности УФ-излучения или полученной дозы в реальных физических единицах измерения. Их основой служат полупроводниковые сенсоры УФ-излучения. По принципу преобразования "излучение - электрический сигнал" все фотонные детекторы делятся на приборы с мгновенным фотооткликом и приборы, работающие в режиме накопления заряда [3].

В проектируемом устройстве используются датчики с вычислением УФ индекса серии Si144X от Silicon Labs. Датчик проводит обработку измерений с учётом параметров калибровки и спектра эритемного воздействия, что позволяет получить на выходе значение, линейно связанное с биологически эффективным значением облучённости. Структурная схема разрабатываемого устройства приведена на рисунке.



Структурная схема устройства

Чтобы избежать зависимости результата измерения от угла поворота устройства относительно Солнца, в устройство устанавливаются 6 одинаковых датчиков. Датчики установлены во взаимно перпендикулярных плоскостях, по два противоположно направленных датчика в каждой плоскости. На LCD дисплее планируется отображение мгновенного значения УФ индекса для контроля его значения. Измеренные значения заносятся в память. Результаты измерений интегрируются во

времени для вычисления суммарного воздействия УФ излучения за время интегрирования. Также предполагается возможность передачи мгновенного значения УФ индекса и истории значений индекса с помощью Wi-Fi и USB.

Библиографический список

1. Космическая биология и медицина [Текст]:/ В.В. Антипов [и др.] // Т. 3, кн. 2. - М.: Наука, 1997. – 549 с.
2. <http://sedac.ciesin.org/ozone/docs/AS.html>
3. Зотов. В.Д. Измерители интенсивности и дозы [Текст] / В.Д. Зотов // ChipNews. 2002. – № 9. – С. 51-54.

ОБ ОДНОМ ПОДХОДЕ К ПОСТРОЕНИЮ КАРДИОСТИМУЛЯТОРА

А.Ф. Хусниярова

Научный руководитель – Жернаков С.В., д-р техн. наук, профессор
Уфимский государственный авиационный технический университет

Электрическая стимуляция сердца давно уже признана единственным надежным средством лечебной помощи больным с предсердно-желудочковой блокадой. По существующим оценкам в условиях современного промышленно развитого государства на каждые 6-7 миллионов жителей ежегодно появляется около 1000 пациентов с нарушениями сердечного ритма, которые не поддаются медикаментозному лечению. [1]

Электрокардиостимуляция — это метод, с помощью которого на какой-либо участок сердечной мышцы наносят внешние электрические импульсы, вырабатываемые искусственным водителем ритма (электрокардиостимулятором), в результате чего происходит сокращение сердца. Устройство необходимо использовать в ситуациях возникновения перебоев в работе сердца, к которым относятся: клинически значимые паузы между сердечными сокращениями, редкий пульс, синдром слабости синусового узла, атриовентрикулярные блокады, синдром повышенной чувствительности каротидного синуса и др. Сфера применения кардиостимуляторов довольно широка, но все показания к их установке сводятся к одной проблеме – аритмия, нарушение правильного ритма работы сердца [2]. Кардиостимуляторы могут быть однокамерными, двухкамерными и трехкамерными.

Однокамерными электрокардиостимуляторы способны стимулировать только один желудочек либо только одно предсердие.

Устройства могут функционировать с определенной неизменной частотой или ускорять ритм в автоматическом режиме (если имеются физические нагрузки). Сегодня однокамерные кардиостимуляторы чаще всего используются при мерцательной аритмии или синдроме слабости при сохранной функции атриовентрикулярного узла.

Двухкамерные электрокардиостимуляторы одновременно стимулируют желудочек, и предсердие. Помимо характеристик их однокамерных аналогов, двухкамерные ЭКС оснащены дополнительными функциями, суть которых - в возможности настройки работы аппарата в соответствии с индивидуальными особенностями пациента. Иными словами, они автоматически контролируют частоту сердечных сокращений [2].

Трехкамерные электрокардиостимуляторы самые современные, дающие возможность навязывать и контролировать сердечный ритм при таких серьезных патологиях как сердечная недостаточность при наличии асинхронной работы желудочков сердца. Также трехкамерные ЭКС широко используют при борьбе с аритмией, угрожающей жизни пациента (желудочковая тахикардия, фибрилляция желудочков), и желудочковой аритмией. Для названных заболеваний характерно внезапное проявление нарушения координации сокращений некоторых волокон сердечной мышцы, из-за чего сердце может остановиться очень быстро [2].

Главным недостатком современных электрокардиостимуляторов является их неспособность адаптироваться под изменения в организме человека. Существует необходимость согласования частоты производимых электросигналов с тем, какой вид жизнедеятельности ведет пациент: поднимается ли он в данный момент по лестнице, прогуливается ли по лесу, работает, спокоен ли он или чем-то возбужден. Главной целью дальнейшего усовершенствования различных способов физиологической электростимуляции сердца, помимо нормализации сердечного ритма, является достижение максимально возможной коррекции имеющихся у больного нарушений гемодинамических показателей [3].

Целью научного исследования ставится разработка прототипа кардиостимулятора для сбора, обработки и принятия решения о состоянии организма, а также ПО для него. Основное преимущество такого устройства – в его «приспосабливаемости» под функциональное состояние, степень усталости, психоэмоциональное состояние человека, также наличие встроенных средств распознавания критических ситуаций в реальном времени и передача этой информации по беспроводным каналам связи в центральный сервер хранения и обработки информа-

ции, к которому имеют доступ высококвалифицированные врачи. Работают эти устройства в комплексе со специальными приложениями и серверами, обеспечивающими синхронизацию и обработку данных, получаемых от устройств.

Таким образом, разработанный в дальнейшем прибор позволит обеспечить пациенту наиболее комфортные условия для жизни с кардиостимулятором и поможет ему самому следить за своим здоровьем. В то же время появление более сложных и специфичных систем электрокардиостимуляции требуют особых знаний и навыков врача.

Библиографический список

1. Барковский А. В., Беззубчиков В. А., Бельгов В. Е. и др. / под ред. Р. И. Утямышева, М. Враны. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей: сборник научных трудов /. - М. : Энергоатомиздат, 1983. - 384 с.
2. Электрокардиостимуляторы [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.gosmed.ru>.
3. Имплантируемые электрокардиостимуляторы [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.cardioimplant.ru>.

МАТЕРИАЛЬНО-ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛАЗЕРНЫХ ОПЕРАЦИЙ

А.А. Калий

Научный руководитель – Умаров М.Ф., д.ф.-м.н., профессор
Вологодский государственный университет

В последние годы появились современные недорогие отечественные лазерные устройства, сочетающие достаточную для хирургических применений мощность излучения, высокую надежность и простоту управления с малыми габаритами, весом и энергопотреблением. Такое улучшение эксплуатационных характеристик лазерной медицинской аппаратуры создало условия для внедрения лазерной техники в массовое здравоохранение РФ.

В медицинской хирургической практике наибольшее распространение получили диодные лазерные аппараты с длинами волн в диапазоне от 0,81 до 1,06 мкм. Мощность излучения современных лазерных аппаратов составляет на сегодняшний день до 120 Вт. Лазеры диапазона 0,81 – 1,06 мкм можно охарактеризовать как тепловые, поскольку основным фактором физического воздействия является тепловая энергия,

выделяющаяся при взаимодействии лазерного излучения с биологической тканью [1].

В настоящей работе была поставлена задача материально-технического обеспечения хирургических операций на основе полупроводниковых лазеров, а также анализ используемых методов и изучения необходимых параметров лазерных аппаратов при реализации медицинских технологий.

Важную роль при реализации медицинской технологии с использованием лазеров играет выбор длины волны рабочего излучения. Это - основной параметр, определяющий, на какой глубине поглощается лазерное излучение, а значит, и характер его воздействия на биоткани. Указанные зависимости могут быть качественно использованы при оценке глубины проникновения излучения в реальные биоткани. Из экспериментальных результатов стало известно, что длина волны излучения 0,97 мкм приходится на локальный максимум поглощения в воде и крови. При этом глубина поглощения лазерного излучения составляет 1-2 мм, что обеспечивает хорошее сочетание режущих и коагулирующих свойств.

Для доставки лазерного излучения с длинами волн 0,81 - 1,06 мкм в зону работы используется тонкое (с внутренним диаметром 0,4 – 0,6 мм) гибкое кварцевое световолокно. Лучше всего использовать световолокно с кварцевой отражающей оболочкой (кварц - кварцевое волокно). Для защиты от механических повреждений световолокно имеет защитную полимерную оболочку. Для удобства работы дистальный конец световолокна вставляется в ручной держатель, который может иметь сменные наконечники различной длины и формы.

Из-за распределения поглощаемой мощности в толще биоткани и наличия водной среды, где проводится воздействие, приходится увеличивать мощность излучения, при этом растёт риск поражения при операциях подлежащих органов. Следует отметить, что, помимо поглощения, на глубину проникновения излучения 0,81 мкм сильное влияние оказывает коэффициент рассеяния. Благодаря рассеянию излучение в биоткани распространяется не только вдоль первоначального направления, но и в стороны. Хотя использование контактных методов позволяет в какой-то мере скомпенсировать глубокое проникновение, но всегда имеется потенциальная опасность нежелательного воздействия на подлежащие структуры. В этом случае следует учитывать, что при контактном режиме происходит нагрев до температуры выше 423К и происходит обугливание биоструктур, при котором резко возрастает поглощение.

Различают два метода воздействия лазерного излучения на биологические объекты: дистанционный и контактный [1].

При дистанционном методе источник лазерного излучения удален от биологической ткани. Метод в основном применяется для прогрева, коагуляции или вапоризации тканей. Глубина проникновения и возникающий при этом температурный градиент зависят от длины волны и мощности излучения, степени пигментации ткани, интенсивности кровотока и других факторов. Воздействие осуществляется расходящимся или сфокусированным лазерным лучом. При плотности мощности лазерного излучения, не превышающей порог карбонизации, происходит разогрев тканей до коагуляции, при превышении - послойное удаление ткани. Сфокусированный луч при дистанционной методике имеет наибольшую плотность мощности и чаще всего используется для послойного удаления тканей, выступая при этом альтернативой контактному методу. Рассеянное излучение наиболее эффективно для прогрева, гипертермии и объемной коагуляции. Как нам стало известно, лазерное излучение в диапазоне 0,81 – 1,06 мкм обладает наибольшей проникающей способностью, что является достоинством дистанционного метода при прогреве и гипертермии биотканей. Это позволяет обеспечивать обширную фотодеструкцию, особенно важную при онкологических заболеваниях. Попытки отработки методики дистанционного разрезания тканей лазерным лучом с длиной волны от 0,81 до 1,06 мкм в большинстве случаев приводили к неудовлетворительным результатам, которые были обусловлены обширной зоной теплового поражения, что неблагоприятно сказывалось на заживлении ран.

Контактный метод рассечения или удаления тканей используется для минимизации области некроза. При контактном воздействии происходят следующие процессы.

Образующийся между концом световолокна и биологической тканью углерод приводит к многократному, по сравнению со слабопигментированной тканью, возрастанию поглощения лазерного излучения в области карбонизации. Это приводит к выжиганию тканей.

Дополнительное выделение углерода при выжигании способствует ограничению области повреждения тканей.

Раскаляющийся при этом конец световолокна дополнительно способствует рассечению тканей.

На основании этого при контактном методе рассечение биотканей с одновременным ограничением области повреждения происходит благодаря комбинированному воздействию концентрированного

лазерного пучка и раскаленного конца волокна. Таким образом, к достоинствам контактного метода, по сравнению с дистанционным воздействием, при рассечении тканей относятся:

- значительное уменьшение зоны некроза;
- прецизионность воздействия;
- возможность эффективного применения лазера при меньшей мощности излучения.

Эффективность проводимой операции зависит от среды, в которой осуществляется лазерное воздействие. При работе в водной среде требуется мощность, в несколько раз большая, поскольку вода за счет хорошей теплопроводности и светопреломления снижает степень теплового воздействия на ткань и уменьшает плотность мощности лазерного пучка. Техника проведения операций в контактном режиме предусматривает равномерное, без задержек или остановок, продвижение световолокна, что предотвращает избыточное тепловыделение и позволяет уменьшить зону некроза. Особое внимание следует уделять положению световолокна при рассечении тканей.

Таким образом, в заключение следует отметить, что, учитывая малоинвазивность, безболезненность, почти полное отсутствие послеоперационных реактивных явлений и кровотечений, стерилизующее действие лазерного излучения, а также высокую точность при контактной работе гибким волоконным световодом, рекомендуется широкое применение полупроводникового хирургического лазера для амбулаторного и стационарного лечения различных заболеваний

1. Неворотин А.И. Введение в лазерную хирургию. СПб.: СпецЛит, 2000. 175 с.

ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБСЛУЖИВАНИЕ ОТДЕЛЕНИЯ РЕАНИМАЦИИ И АНЕСТЕЗИОЛОГИИ

Т.В. Архипова, А.С. Лазарева
Научный руководитель – Умаров М.Ф., д.ф.-м.н., профессор
Вологодский государственный университет

Анестезиология и реанимация – одни из самых сложных разделов медицины. В отделениях анестезиологии и реанимации используется дорогостоящая медицинская техника, которая очень сложна в эксплуатации. Ее использование требует большого количества специаль-

ных знаний. Вместе с тем долгие годы реаниматологи нашей страны работали только на отечественной аппаратуре, пользовались только отечественными препаратами, то есть тем, что было доступно. В это время медицину нашей страны обошел стороной ряд новых достижений технической мысли. Одним из реальных результатов стало появление на отечественном рынке наркозно-дыхательных аппаратов, искусственных вентиляций легких (ИВЛ), мониторов, инфузоматов ведущих мировых компаний.

Современное анестезиологическое оборудование должно быть надежным и многофункциональным. С его помощью должна быть обеспечена высокая степень безопасности выполняемых наркозов. Оборудование должно создавать все условия для индивидуального подбора дозировок и схемы выполнения анестезии, учитывая состояние здоровья пациента и его физиологические данные.

В качестве оборудования для реанимации применяют аппараты интенсивной терапии, которые помогают восстановить дыхание и сердцебиение больного, устранить проблемы, возникшие из-за нарушения данных функций. В тяжелых случаях используют оборудование, которое временно заменяет естественную работу внутренних органов, тем самым поддерживая жизнедеятельность организма. К таким относятся аппарат ИВЛ, дефибрилляторы, кардиостимуляторы и другие. Также незаменимым прибором на отделении служит прикроватный монитор, с помощью которого ведется постоянное наблюдение за состоянием пациентов.

Все это и многое другое указывает на актуальность изучения технического обслуживания отделения реанимации и анестезиологии.

Целью данной работы является более подробное изучение конкретных зарубежных медицинских приборов, имеющихся в отделении анестезиологии и реанимации Вологодской областной клинической больницы, в частности:

- 1) аппарат ИВЛ Drager Savina,
- 2) наркозно-дыхательный аппарат Drager Fabius Tiro.

Высококачественный аппарат для ИВЛ Drager Savina сочетает в себе такие качества, как высокая эффективность, простота использования, надежность. Он обеспечивает эффективную терапию при любом состоянии пациентов, причем как взрослых, так и детей. Аппарат оснащен стандартными режимами вентиляции по объему, а также режимами по поддержанию самостоятельного дыхания. Встроенная батарея позволяет выдерживать перерывы в электроснабжении до пяти часов, что также очень хорошо при транспортировке пациента. Благодаря

сенсорному дисплею возможен быстрый доступ к настройкам, параметрам и элементам управления. К минусам данного аппарата можно отнести размер дисплея.

Модульный наркозно-дыхательный аппарат Drager Fabius Tiro также может использоваться для всех категорий пациентов. К положительным качествам данного аппарата можно отнести его компактность, возможность обновления аппаратного и программного обеспечения. Drager Fabius Tiro обладает многофункциональным цветным дисплеем с отображением цифровых и графических параметров, а также надежной и безопасной системой механических ротаметров. Широкое основание тележки позволяет разместить дополнительное оборудование, такое, как бронхиальный отсос, монитор, газоанализатор на кронштейнах без риска опрокидывания аппарата. На базе отделения отсутствует система отвода анестетических газов, поэтому аппарат не может полностью функционировать.

В заключение необходимо сказать, что отделение реанимации и анестезиологии Вологодской областной клинической больницы осуществляет наиболее ответственный этап в процессе лечения контингента тяжелых больных. В данном отделении проводятся общие мероприятия по восстановлению расстройств жизненно важных функций, выведению больных из терминальных состояний независимо от этиологического фактора. Организация данного отделения многофункциональной больницы позволяет достигать впечатляющих результатов по эффективности лечения и снижения летальности.

Многолетний опыт организации работы отделения реанимации и анестезиологии в системе клинической практики Вологодской областной клинической больницы позволяет сделать следующие выводы.

1. В отделении реанимации и анестезиологии должны работать квалифицированные анестезиологи-реаниматологи и инженеры биомедицинской техники.

2. Отделение должно быть достаточно оснащенным необходимой медицинской аппаратурой и оборудованием, а также иметь в своем арсенале портативные аппараты.

3. Техническое обслуживание данного отделения должно быть на высоком медико-техническом уровне.

СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ

ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ ЗРИТЕЛЬНОГО ВНИМАНИЯ ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ ВИЗУАЛЬНОГО КОНТРОЛЯ

В. В. Туреев

Научный руководитель – Акулов Л. Г., канд. техн. наук
Волгоградский государственный технический университет

В оценке состояния человека важную роль играет концентрация внимания. При этом внимание может быть связано с удержанием в определенных сенсорных рамках какого-либо объекта или их комбинации при воздействии на стандартные органы чувств человека или с более сложной умственной деятельностью. Внимание – это процесс и состояние настройки субъекта на восприятие приоритетной информации и выполнение поставленных задач. Теоретически и операционально внимание (настройка) характеризуется уровнем (интенсивностью, концентрацией), объемом (широтой, распределением), селективностью, скоростью переключения (перемещения), длительностью и устойчивостью [2].

Наибольший интерес среди сенсорных типов внимания представляет зрительное, поскольку соответствующий входной информационный поток для человека максимален. Повсеместное распространение устройств, требующих длительного визуального контакта (прежде всего, мобильные телефоны с большими экранами и персональные ЭВМ), приводит к повышенной утомляемости органов зрения. Кроме того, отдельный интерес представляет распределение очагов внимания непосредственно в процессе взаимодействия человека с устройствами. Полученная информация используется маркетологами, чтобы понять, на что смотрят люди, когда показывается реклама, когда они смотрят фильмы или выбирают товары. Технология айтрекинга (от англ. *eye tracking*) также используется психологами для изучения поведения людей и, например, работает с парализованными людьми, у которых движимыми остаются только глаза.

Простым методом инструментального контроля состояния внимания человека является контроль камерами фото и видео фиксации, поскольку таковые получили повсеместное распространение в виде встраиваемых устройств современных ЭВМ. Косвенными признаками степени концентрации внимания при визуальном контроле являются эргономические характеристики рабочего места пользователя: 1)

удобный стул с регулируемой спинкой и высотой, чтобы спина чувствовала опору и всегда стремилась к ней, а ноги не свисали, касались пола; 2) монитор находится на расстоянии вытянутой руки; 3) пользователь держит прямую осанку, и голова смотрит прямо (монитор должен стоять на уровне глаз, не ниже и не выше); 4) работая с мышью и клавиатурой, руки в запястьях не падают и не напрягаются, чтобы удерживать собственный вес, поэтому клавиатура и мышь находятся на уровне согнутого локтя (желательно пользоваться подлокотниками стула); 5) периодически делаются перерывы.

Основным же средством контроля визуального внимания является контроль соответствующих органов чувств – глаз. Направление взгляда в пространстве и во времени есть основная измеряемая характеристика. В данном случае задача сводится к следующему: 1) задание физических и геометрических параметров «сцены», на которой находится человек и объекты его рабочего пространства; 2) задание параметров геометрической модели с физическими свойствами тела человека; 3) определение координат частей тела человека на указанной сцене; 4) корректное определение направления взгляда на указанной сцене; 5) определение законов зависимости состояния внимания от параметров сцены, параметров тела человека и направления его взгляда; 6) исследование внимания человека во времени и пространстве в зависимости от типа решаемых им задач и прочих внешних факторов; 7) управление вниманием человека через посредство выдачи рекомендаций и неявно осознаваемого воздействия на него.

Среди доступных на рынке устройств для контроля внимания с помощью фотофиксации положения зрачков в пространстве следует выделить следующую пару: «The Eye Tribe Tracker» (компания «The Eye Tribe») [3] и «SMI Eye Tracking Glasses 2 Wireless» (компания «SensoMotoric Instruments») [4].

«The Eye Tribe Tracker» представляет собой устройство длиной около 20 сантиметров, которое можно поставить на штатив и направить на человека. Затем с помощью программного обеспечения, предоставляемого поставщиком, можно откалибровать устройство и далее взглядом начать управлять операционной системой либо какими-то её функциями.

«SMI Eye Tracking Glasses 2» – это очки весом около 50 грамм. Так же, как и ТЕТТ, принимающее устройство следит за глазами пользователя, а программное обеспечение позволяет настроить конкретные функции, которые будут использоваться человеком в ОС или в программах.

Технология такая. Инфракрасные светодиоды подсвечивают лицо оператора. Затем от роговицы глаза и хрусталика фиксируется отражение подсветки приёмниками-камерами. По изменению расположения этих бликов можно рассчитать направление взгляда.

Среди систем визуального контроля, получивших массовое распространение, особо следует выделить «Kinect» от Microsoft [5]. Это устройство, вернее это целая технология человеко-машинного взаимодействия, включающая в себя как аппаратную, так и программную часть, интегрированную с современными средствами разработки ПО. В основе лежит распознавание поз человека как набора кинематических элементов, моделирующих его конечности. Однако на сегодняшний день данное устройство не позволяет распознавать взгляд человека.

В основе зрительного внимания лежит динамика глазных саккад [1], то есть быстрых движений глазных яблок между фокусами взгляда. Длительность саккады, как правило, не превышает 200 мс, а потому для ее распознавания достаточно устройства визуального контроля с частотой съемки 5 Гц. Камера с приемной матрицей 1600*1200 (1,3 Мегапикселя) на расстоянии полуметра с углом обзора 70 градусов дает разрешающую способность порядка 0,5 мм. Этого достаточно для определения зрачков и грубого распознавания узора радужной оболочки глаза. То есть достаточно обычной веб-камеры. Кроме того, данное устройство является стандартным и не требует дополнительных затрат на покупку и подключение дополнительного оборудования.

Таким образом, стандартного оборудования ПК или смартфона достаточно для грубой оценки фокусов внимания пользователя. Как следствие, появляется возможность фонового контроля в процессе выполнения им стандартных задач. К простым, но эффективным методам применения накопленной в процессе такого контроля информации относится контроль слепого метода печати. Пользователь получает числовой маркер замедления печати, связанный с поиском нужных клавиш при вводе. При этом возможно уловить такие изменения в скорости печати, которые обычными методами не различаются. В итоге возможна выдача индекса работоспособности пользователя, связанная с его навыками и общим состоянием внимания.

Библиографический список

1. Шиффман, Х. Р. Ощущение и восприятие. 5-е изд. / Х. Р. Шиффман. – СПб.: Питер, 2003. – 928 с.
2. Мещеряков, Б. Г. Большой психологический словарь / Б. Г. Мещеряков, В. П. Зинченко. – М.: Олма-Пресс, 2003. – 672 с.

3. The Eye Tribe Tracker (официальный сайт). URL: <https://theeyetribe.com/products/> (дата обращения: 04.11.2014).
4. SMI Eye Tracking Glasses 2 (официальный сайт). URL: <http://www.eyetracking-glasses.com/products/eye-tracking-glasses-2-wireless/technology/> (дата обращения: 04.11.2014).
5. Kinect for Windows (официальный сайт). URL: <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/> (дата обращения: 04.11.2014).

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ 3D-ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ

Г.Ю. Пивень

Научный руководитель – Умаров М.Ф., д.ф.-м.н., профессор
Вологодский государственный университет

Трехмерная печать с каждым годом все более активно внедряется в нашу обычную жизнь. Сегодня сложно даже сказать, чего нельзя напечатать с помощью 3D-принтера. Возможности такой технологии для медицины и вовсе безграничны, а главное, могут спасти человеческую жизнь. И хотя, на первый взгляд, некоторые эксперименты могут показаться на грани фантастики, тем не менее, со временем без 3D-печати будет сложно представить многие области медицины. Уже сегодня западные ученые развивают свои исследования в этой сфере, а также используют их на медико-биологической практике. Так, только лишь с помощью трехмерных устройств можно распечатать специальные медицинские инструменты, которые могут стать единственным способом эффективного проведения важной операции конкретному пациенту. Помимо этого, 3D-принтер в реале раскрывает широкие перспективы для развития таких 3D-технологий в медицине, как ортопедия, стоматология, трансплантология, пластическая хирургия, протезирование и многих других областей медицины. Например, мировая трансплантология сегодня стоит на пороге переворота. Ведь многие пациенты нуждаются в донорских органах, которых катастрофически не хватает. Ученым удалось доказать возможность создания искусственной печени или почки с помощью быстрого прототипирования на основе трехмерных печатных устройств. 3D-печать базируется на воссоздании заданного объекта в цифровом формате и его послойном воспроизведении. При этом, вместо пластика, например, или гипса, который используют для печати архитектурных макетов, можно использовать живые человеческие клетки. Таким образом, можно смело сказать, что 3D технологии в биомедицине – это перспективное направление в развитии

медицинской науки, которое может спасти жизни многих людей во всем мире и их изучение является актуальным.

В данной работе ставилась задача изучения и анализ 3D-принтера и его применения в медико-биологической практике. Для решения поставленной задачи необходимо продемонстрировать, что применение 3D в медицине помогает облегчить выполнение сложных операций, помогает найти метод лечения некоторых болезней и упрощает работу врачей.

Биологическая ткань создается на 3D-принтере аналогично обычной печати, однако вместо различных красок используются разные типы клеток. Например, для создания прототипа искусственной печени специалисты американской компании **Organovo** в 2013 году использовали три типа клеток: гепатоциты, звездчатые клетки и клетки эпителия, выстилающего кровеносные сосуды. Эти клетки создаются из стволовых клеток, взятых из подкожного жира или костного мозга. Напечатанный ими искусственный фрагмент печени функционировал в течение 40 дней. При этом сформированный фрагмент печени не просто жил, но и показывал стандартную для печени реакцию на разного рода вредные вещества (вредные для организма человека), что является важнейшим достижением на данном этапе развития этой отрасли.

Сотрудники компании Oxford Performance Materials, штат Коннектикут, США, успешно проводили операцию, в результате которой пациент получил имплантат куска черепа после того, как была создана точная модель его черепа с помощью 3D сканера. Эта модель учитывает все индивидуальные особенности строения черепа пациента и характера травмы и позволяет изготовить идеально подходящий имплант. Причем напечатанный череп не является монолитным куском пластмассы, он создан из 23 костей из которых состоит наш череп. На изготовление подобного черепа ушло 2 недели после сканирования. Это уже сейчас помогает многим людям в США с черепно-мозговыми травмами.

На выставке Inside 3d printing (США, 2014) было представлено много разных протезов, причем даже особенно сложных, которые в реальной жизни испытывают сильные нагрузки. Чтобы повысить их прочность, в протезах оставляют специальные микрополости для миграции собственных клеток костной ткани пациента. Именно по такой технологии компании Lima и Adler изготавливают уже применяющиеся в клинической практике протезы тазобедренных суставов.

Ученые Корнеллского университета (США) сейчас разрабатывают методику восстановления поврежденных межпозвоночных дисков с помощью 3D принтера. Для этого используется особый материал

с высоким содержанием стволовых клеток. С этим материалом и будет работать 3D принтер. Как только стволовые клетки начинают контактировать с родными клетками межпозвоночного диска, они трансформируются в соответствующие ткани, восстанавливая таким образом поврежденные места. Через пару недель пациент должен быть здоров и не испытывать проблем с обновленным диском. Реализация технологии находится на завершающем этапе. Уже завершились опыты на крысах. На себе эту технологию испытали около 100 пациентов, и все поправили своё здоровье.

Российские ученые тоже занимаются развитием 3D-технологий регенеративной медицины. Осенью 2013 года на базе Сколково открылась частная лаборатория биотехнических исследований «3D Биопринтинг Солюшенс», которая разрабатывает методы трехмерной органной биопечати. Трехмерная печать может позволить создавать не только титановые импланты, но и модели костей, структура которых максимальна, схожа с настоящими. Эта технология в дальнейшем сделала бы процесс трансплантации более простым и безопасным.

Таким образом, в качестве заключения можно отметить, что компьютерная графика (3D) успешно нашла свое применение в медицине, так как облегчает врачам сложные операции – уменьшая их риск. Она может дать многим людям с ограниченными возможностями жить полноценной жизнью.

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ ТКАНИ ПИЩЕВОДА НА ОСНОВЕ МНОГОМЕРНОГО СТАТИСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ NBI ИЗОБРАЖЕНИЙ

Д.М. Батухтин, Е.В. Пеганова

Научный руководитель – Н.Н. Митракова, д.м.н, профессор
Поволжский государственный технологический университет

Важным элементом профилактики и лечения онкологических заболеваний является диагностика таких патологических изменений на ранней стадии [1]. Эффективным методом исследования на предмет наличия новообразований пищевода является узкоспектральная (NBI) эндоскопия. Данная технология позволяет получить изображение в узком спектре синего и зеленого цвета, что, в свою очередь, дает возможность врачу-эксперту на основе цветовых характеристик дифференцировать ткани по степени их состояния [2,3]. Однако эффективность дан-

ного метода значительно снижается с увеличением нагрузки на медицинский персонал при проведении скрининговых исследований. Кроме того, достоверность таких исследований в значительной мере зависит от опыта, квалификации и особенностей цветовосприятия врача-эндоскописта.

Повысить эффективность и качество вынесения решения врачом при проведении скрининговых исследований пищевода возможно путем перехода от субъективной оценки к объективной [4]. Объективная оценка состояния биологических тканей может быть получена путем их классификации на исходных медицинских изображениях. Целесообразно в качестве критерия классификации тканей использовать их цветовые характеристики.

Работы базировались на цифровых узкоспектральных эндоскопических изображениях, предоставленных Республиканской клинической больницей. Неделимыми структурными элементами изображения являются пиксели [5]. Цвет пикселей задается смещением красной, зеленой и синей компоненты, взятых с определенными коэффициентами. Таким образом, каждый пиксел определен точкой в пространстве RGB с тремя координатами, равными значению этих коэффициентов. Совокупность пикселей изображения формирует точечное поле.

Для реализации классификатора необходимо создать алфавит эталонных классов здоровой ткани и патологии. Из вышесказанного следует, что каждый класс представляет собой точечное поле в трехмерном пространстве RGB. По расположению этих полей в пространстве делается предположение о возможности классификации. Далее каждому классу ставится в соответствие математическая модель. В качестве математической модели класса априорно принят закон о нормальном характере распределения вероятностей светимости точки на поверхности ткани пищевода. Так как цвет точки определяется соотношением трех компонент, то каждый класс задается трехмерным нормальным распределением совместной плотности вероятностей цветовых компонент пикселя [6]:

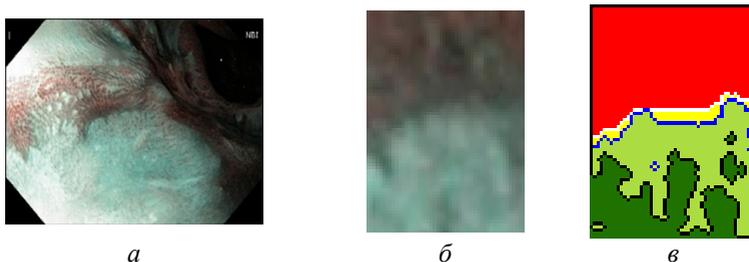
$$p(\mathbf{X}) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}} |\Sigma|^{\frac{1}{2}}} \exp \left\{ -\frac{1}{2} (\mathbf{X} - \mathbf{M})^T \Sigma^{-1} (\mathbf{X} - \mathbf{M}) \right\}$$

Классификатор считается обученным, если получены значения среднего вектора \mathbf{M} , задающего центр масс точечного поля, и матрицы ковариации Σ .

Структура классификатора содержит два параллельных канала, на входы которых подается классифицируемый отсчёт. В первом канале вычисляется значение правдоподобия отсчёта математической модели здоровой ткани, а во втором – величина правдоподобия этого отсчёта математической модели патологии. Далее формируется отношение правдоподобия, которое сравнивается с пороговым уровнем, на основании чего выносится решение о соответствии тому или иному классу. Данной процедуре подвергаются все элементы изображения, после чего формируется двумерный массив значений отношения правдоподобия, элементы которого соответствуют элементам исходного изображения.

Имея эти данные, можно получить границу больной и здоровой ткани, задав определенный порог. Значение порога определяется при анализе информации о значениях отношения правдоподобия пикселей изображения. Далее формируется изображение в псевдоцветах таким образом, что пиксели, отнесенные к классу здоровой ткани имели зеленый цвет, пиксели, отнесенные к классу патологии, – красный. На основании свойства четырехсвязности пикселей изображения происходит поиск граничных точек на изображении [7]. В результате получаются бинарные изображения с однопиксельной линией границы.

На рисунке *a* представлено исходное NBI изображение пищевода. Зоны зеленого цвета свидетельствуют о нормальных процессах в ткани, зоны красного цвета – индикаторы патологии. Рисунок *б* является фрагментом исходного изображения, содержащим переход здоровой ткани в патологию. Рисунок *в* представляет собой результат поиска границ на изображении фрагмента (красным цветом показана зона ниже порога отношения правдоподобия, равного единице, желтым – в пределах диапазона значений от 1 до 10^{14} , светло-зеленым – в диапазоне $10^{14} - 10^{32}$, темно-зеленым – выше порога 10^{32}).



Выделение границ патологии и здоровой ткани на NBI-изображениях

Состояние ткани в пределах граничных точек содержит необходимую информацию для количественного определения целого ряда важных для динамики болезни факторов, в первую очередь, следующих:

- 1) ранняя диагностика малоразмерных очагов патологии;
- 2) локализация участка ткани, непосредственно примыкающего к участку с патологией, характеризующегося достаточно высокими значениями отношения правдоподобия;
- 3) оценка тенденции расширения неоплазий ткани пищевода;
- 4) определение границ участка пораженной поверхности пищевода, который целесообразно удалить при хирургическом вмешательстве.

Совокупность этих факторов, а также объективная природа получаемых данных позволяет перейти от субъективной оценки состояния пищевода к количественной. Метод достаточно просто реализуется и обладает высокой, с практической точки зрения, эффективностью.

Библиографический список

1. Аксель Е.М. Состояние онкологической помощи населению России и стран СНГ в 2004г. / Е.М. Аксель // Вестник РОНЦ им. Блохина. -2006.-Т.17. – № 3, прил.1. – С.11-44.
2. Gono, K. An introduction to high-resolution endoscopy and narrow-band imaging / K. Gono; In Cohen J. Editor // Advanced digestive endoscopy: comprehensive atlas of high resolution endoscopy and narrowband imaging. – Oxford, UK: Blackwell Publishing Ltd, 2007. – P. 9-22.
3. Gheorghe, C. Narrow-Band Imaging Endoscopy for Diagnosis of Malignant and Premalignant Gastrointestinal Lesions / C Gheorghe // Journal of gastrointestinal and Liver Diseases. – 2006. Vol. 15, №1. – P. 77-82.
4. Пеганова Е.В., Батухтин Д.М., Митраков Н.Н, Оптимизация эндоскопической диагностики патологии пищевода на основе автоматизированной системы сегментации узкоспектральных изображений / Е.В. Пеганова, Д.М. Батухтин, Н.Н. Митракова // Практическая медицина. – 2014, № 3 (79). – С.155-161.
5. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с.
6. Калинина В.Н., Соловьев В.И. Введение в многополярный статистический анализ: учеб. пособие / ГУУ. – М., 2003.

7. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов / Я.А. Фурман, А.В. Кревецкий, А.К. Передереев и др.; под ред. Я.А. Фурмана. - 2-е изд., испр. –М.:ФИЗМАТЛИТ, 2003. - 592 с.

СИСТЕМА ВВОДА ДАННЫХ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ, ЗАПИСАННЫХ НА БУМАЖНЫХ НОСИТЕЛЯХ, В ПЕРСОНАЛЬНЫЙ КОМПЬЮТЕР

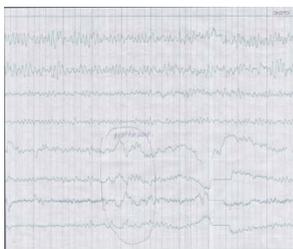
К. О. Иванов, С. Н. Свинцов

Научный руководитель – Фурман Я. А., д.т.н., профессор
Поволжский государственный технологический университет

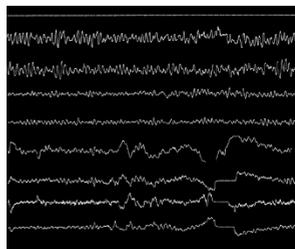
Электроэнцефалография на настоящее время является одним из основных методов объективного тестирования состояния центральной нервной системы [1]. Это обусловлено доступностью указанного метода, а также более высоким временным разрешением по сравнению с магнитно-резонансной или компьютерной томографией. Подавляющее большинство современных электроэнцефалографов осуществляют запись данных исследований на цифровой накопитель, что упрощает процесс передачи и хранения данных исследований, дает возможность создания автоматизированных систем выявления артефактов и патологий в сигнале ЭЭГ, в основе которых лежат математический аппарат цифровой обработки сигналов и теория распознавания образов [2]. Однако в ряде медицинских учреждений по-прежнему используются аналоговые электроэнцефалографы, выполняющие запись графиков электроэнцефалограмм (ЭЭГ) на бумажные носители, в результате чего их анализ приходится осуществлять вручную, затрудняется хранение и передача полученных результатов исследования. Кроме того, справочная литература по электроэнцефалографии, в которой излагаются принципы цифровой обработки сигналов ЭЭГ, чаще всего не сопровождается цифровыми записями электроэнцефалограмм, а информация в ней представляется лишь в виде изображений графиков ЭЭГ. Таким образом, создание системы оцифровки ЭЭГ по их изображениям является актуальной задачей, так как она позволит создать электронные базы данных записей электроэнцефалограмм, выполненных на аналоговых электроэнцефалографах и накопленных за многолетние исследования, а также может использоваться при изучении методов анализа электроэнцефалограмм с применением цифровой обработки сигналов без исполь-

зования дорогостоящего оборудования для получения экспериментальных данных, поскольку появляется возможность получить данные непосредственно с изображений графиков ЭЭГ, представленных в справочниках и пособиях.

Целью работы является разработка системы, осуществляющей получение цифровых дискретных отсчетов графиков электроэнцефалограмм по их цветным растровым изображениям. В рамках поставленной задачи было создано специализированное программное обеспечение «Трассировка2D» [3], осуществляющее автоматизированный ввод данных электроэнцефалографических исследований в персональный компьютер, используя их зашумленные растровые изображения, полученные с помощью сканера изображений. Использование сканера изображений позволяет получить цифровую копию фальца ЭЭГ - участка бумажной ленты, на которую нанесены записи электроэнцефалограмм, в полной палитре цветов из векторного пространства RGB. Алгоритм работы программы заключается в следующем. На начальном этапе формируется эталонная выборка цветов в пространстве RGB, соответствующая изображениям графиков электроэнцефалограмм. В ходе работы выяснилось, что данные трехмерного распределения изображений графиков ЭЭГ хорошо аппроксимируются трехмерным нормальным распределением, следовательно, вероятность принадлежности произвольного пиксела цифровой копии фальца ЭЭГ к эталонной выборке будет зависеть только от расстояния Махаланобиса от этого пиксела до центра масс эталонной выборки [4]. Причем, если это расстояние меньше или равно трем, то пиксель принадлежит эталонной выборке с вероятностью 0,997 [4]. Данное значение вероятности может быть получено на основании обратной кумулятивной функции нормального распределения размерностью 3. Далее осуществляется вычисление расстояний Махаланобиса от каждого пиксела цифровой копии фальца ЭЭГ до центра масс эталонной выборки и цветное изображение фальца преобразуется в бинарное по яркости по следующему правилу: если расстояние Махаланобиса от пиксела до центра масс эталонной выборки меньше или равно трем, то ему присваивается единичное значение яркости (белый цвет), в противном случае – нулевое значение яркости (черный цвет). Полученное бинарное изображение содержит лишь изображения участков графиков электроэнцефалограмм (рисунок б).



a



б

Изображения санированной ЭЭГ: *a* – цифровая копия; *б* – изображение после цветовой сегментации

На следующем шаге на бинарном изображении выделяются граничные точки. Для этого из него вычитается результат его эрозии [5]. На граничном изображении осуществляется прослеживание контуров по алгоритму, предложенному Розенфельдом [6]. В качестве цифровых дискретных отсчетов электроэнцефалограмм принимаются нижние части замкнутых контуров, а возможные пробелы в сигнале одного отведения заполняются с помощью линейной интерполяции [7].

Разработанное программное обеспечение упрощает процесс анализа аналоговых электроэнцефалограмм за счет возможности применения алгоритмов цифровой обработки сигналов к их оцифрованным копиям, а также дает возможность получения дополнительных экспериментальных данных из бумажных справочников и пособий. Кроме того, появляется возможность создания электронных баз данных исследований ЭЭГ, выполненных на бумажных носителях.

Библиографический список

1. Зенков Л. Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей / Л. Р. Зенков. – 5-е изд. – М.:МЕДпресс-информ, 2012. – 356 с.
2. Канайкин, А.М. Обнаружение артефактов в сигнале электроэнцефалограммы с помощью вейвлет-преобразования / А.М. Канайкин, К. А. Рощина, О. Р. Чертов, В. А. Шашков // Электроника и связь 4' Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии», 2011. С. 126-130.
3. Иванов К. О. Трассировка 2D – Программа для получения цифровых дискретных отсчетов графиков электроэнцефалограмм по их зашумленным растровым изображениям, версия 1.0 // Свидетельство о

государственной регистрации программы для ЭВМ №2014619523, РОСПАТЕНТ, 17.09.2014.

4. Bajorski, Peter. Statistics for Imaging, Optics, and Photonics / Peter Bajorski. – Wiley, 2012. – 404 p.
5. Гонсалес Р. С. Цифровая обработка изображений / Р. С. Гонсалес, Р. Е. Вудс. - М.: Техносфера, 2006. - 1072 с.
6. Фурман Я.А. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов [Текст] / Я.А. Фурман, А.В. Кревецкий, А.К. Передреев, А.А. Роженцов, Р.Г. Хафизов, И.Л. Егошина, А.Н. Леухин. – М.: Физматлит, 2002. – 592 с. – ISBN 5-9221-0255-9.
7. Севастьянов В. В., Иванов К. О. Комбинированный подход к анализу изображений аналоговых электроэнцефалограмм с целью получения цифровых дискретных отсчетов // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2014. № 2 (21). – С. 55-66.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА МОДЕЛИРОВАНИЯ СОГЛАСОВАННОГО С ПАЦИЕНТОМ ОПЕРАЦИОННОГО ПРОСТРАНСТВА ПРИ МАЛОИНВАЗИВНЫХ ОПЕРАЦИЯХ

Роженцов А.А., д.т.н., проф., Фурман Я.А., д.т.н., проф., Ерусланов Р.В., к.т.н., доцент, Егошин А.А., асп.

Научный руководитель – Дубровин В.Н., д.м.н., проф.

ФГБОУ ВПО Поволжский государственный технологический университет, ГБУ РМЭ Республиканская клиническая больница

Особенностью проведения малоинвазивных операций на органах брюшинного пространства является необходимость тщательного выбора способа доступа и обеспечение точной установки портов. Это обусловлено тем, что нет широкого доступа к окружающим органам, зона работы привязана к небольшому пространству, имеется жесткая фиксация инструментов к операционному каналу. Визуализация объектов, находящихся в операционном поле, затруднительна, имеется опасность повреждения жизненно важных органов, что связано с анатомическими особенностями брюшинного пространства [1]. Кроме того, при проведении некоторых видов операций зачастую вызывает затруднение и определение точной локализации оперируемого элемента органа. Это может привести к увеличению времени проведения операции и стать причиной конверсии [2].

Существующие системы согласования виртуальной модели и реального пациента основаны на применении УЗИ или МРТ, что в ряде случаев ограничивает свободу действий хирурга и не всегда обеспечивает необходимую точность наведения инструмента. Применяемая при этом аппаратура является узкоспециализированной и имеет высокую стоимость. Разработанный в Поволжском государственном технологическом университете при сотрудничестве с Республиканской клинической больницей Республики Марий Эл аппаратно-программный комплекс предоставляет собой более экономичный вариант системы, обеспечивающей наглядный и достоверный визуальный контроль за манипуляциями при планировании операции [3]. В состав системы входит три элемента:

- 1) ЭВМ;
- 2) специализированное программное обеспечение;
- 3) устройство согласования – 3D дигитайзер;

В основе работы лежит применение автоматизированного анализа томографических данных, получаемых на этапе предоперационного планирования [4]. В результате анализа выполняется сегментация интересующих органов и строятся их трёхмерные модели, визуализируемые на экране монитора. Отличительной особенностью разработки является механизм сопряжения виртуальной и физической моделей координат. Для указания найденной точки на поверхности тела пациента в работе предложено использовать 3D дигитайзер. При проведении томографического исследования на поверхность тела пациента прикрепляются рентгеноконтрастные метки (титановые клипсы), хорошо обнаруживаемые на изображениях срезов томограммы. Для сопряжения систем координат дигитайзера с системой координат томограммы устанавливается их взаимное соответствие и формируется матрица перехода из одной системы координат в другую. Число опорных точек должно быть не менее 4-х, их расположение определяется из расчёта минимизации смещения меток при различных положениях тела пациента, например нижний край мечевидного отростка грудины, верхний край лонного сочленения, передний край правого 11 ребра, передний край левого 11 ребра.

На текущий момент система позволяет решать следующий круг задач:

- полуавтоматическая сегментация томографических изображений для выделения оболочек отдельных органов (см. рисунок);
- классификация тканей организма по травмоопасности для обеспечения возможности автоматизированного выбора способов доступа к точкам хирургического интереса;

- оптимизация путей доступа к точкам хирургического интереса по различным критериям;
- сопряжение систем координат томограмм и пациента на базе 3D дигитайзера.
- трехмерная визуализации томографических изображений.



Результат построения трехмерной модели сегментированных почки, опухоли и артерии

Одним из вариантов применения данной системы является решение задачи выбора способа хирургического доступа к интересующему органу [5]. Хирург должен указать на изображении томограммы или поверхности 3D модели точку (область хирургического интереса), к которой необходимо получить извне доступ. Программа на основе автоматического анализа проходимости тканей организма предлагает путь от выбранной области к поверхности кожи, отвечающий заданным критериям оптимальности, например допустимый путь минимальной длины. После привязки по опорным точкам системы координат, связанной с телом пациента, и системы координат виртуальной модели хирург имеет возможность с помощью 3D дигитайзера указать на поверхности тела пациента найденные точки доступа и направление, в котором необходимо выполнять проколы. Результаты обработки и манипуляции, связанные с текущим доступом, могут отображаться на 3D мониторе, не требующем использования специальных очков, т.е. хирургу дается возможность работать не с проекциями отдельных томограмм, а наблюдать объемное многоракурсное изображение, что повышает качество визуализации и достоверность принимаемых решений.

Сейчас коллектив разработчиков работает по следующим направлениям:

- комплексирование цифровых изображений, полученных от различных датчиков, и построение на их основе моделей;
- применение системы как комплекса интраоперационной навигации для проведения фокальной (лазерной) абляции.

Разработанная платформа рассмотренного аппаратно-программного комплекса обладает большим резервом дальнейшего совершенствования.

Библиографический список

1. Anderson K, Kabalin J, Cadeddu J: Surgical Anatomy of the Retroperitoneum, Adrenals, Kidneys, and Ureters in Walsh PC, Retik AB, Vaughan ED Jr, Wein AJ eds, Campbell's Urology, 9th ed., Philadelphia, Saunders, 2008; Chapt 1, pp. 32-37.
2. Неймарк А.И., Рублевский Б.В., Рублевский В.П. Ретроперитонеоскопия в хирургии органов забрюшинного пространства: диагностические, лечебные возможности и осложнения ретроперитонеоскопии // Сибирский медицинский журнал. 2009. № 4, Вып.1. С.84 – 87.
3. V.N. Dubrovin, V.I. Bashirov, J.A. Furman, A.A. Rozhentsov, A.A. Baev, I.L. Nazarov. System optimization of surgical access during minimally invasive operations /// 8th Open German-Russian Workshop "Pattern Recognition and Image Understanding" - OGRW-8-2011 - Nizhny Novgorod. - 2011.
4. Mitterberger M., Pinggera G.M., Peschel R. et al. The use of three-dimensional computed tomography for assessing patients before laparoscopic adrenal-sparing surgery. BJU Int 2006; 98: 1068—1073.
5. Dubrovin V.N., Rozhentsov A.A., Bashirov V.I., Furman Ya.A., Eruslanov R.V., Kudryavtcev A.A. Choice of surgical access for retroperitoneoscopic ureterolithotomy according to the results of 3D reconstruction of operational zone agreed with the patient: initial experience // Central European Journal of Urology 66 (4) PP. 447 – 452. (SCOPUS, DOI: 20.4524/cej.2013.04.art16).

НАПРАВЛЕНИЯ КОМПЬЮТЕРИЗАЦИИ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Т.В. Глухарева

Научный руководитель – Кузнецов Д.А., канд. фармацевт. наук, доцент
Рязанский государственный медицинский университет

В современных условиях эффективность решения фармацевтическими организациями экономических и социальных задач во многом определяется внешними и внутренними информационными ресурсами – их доступностью, характером и рациональностью использования. За последние два десятилетия информация стала одной из важнейших частей аптечной организации как экономической системы,

представляя собой средство не только повышения конкурентоспособности, но и удовлетворения возросших потребностей населения и специалистов здравоохранения в информации о товарах аптечного ассортимента в целом и, особенно, – о лекарственных препаратах.

Целью настоящего исследования является теоретическое обоснование использования современных информационных технологий в фармацевтической деятельности. Исследование проводилось на базе региональной аптечной сети Рязанской области.

В настоящее время аптека - это организация, несущая значительную социальную ответственность. В аптеку приходят не только за лекарственными препаратами по рецептам, но и за здоровьем, улучшением качества жизни, красотой и удобством. Ассортимент аптеки – достигает нескольких тысяч наименований лекарственных и косметических средств, БАД и лечебного питания, медицинских изделий. Все эти товары нужно учитывать, хранить определенным образом, следить за сроками годности. Фармацевтическая деятельность строго регламентируется законодательством, в том числе и в сфере ценовой политики. При этом аптеки являются коммерческими организациями, что вызывает необходимость обеспечения прибыльности и рентабельности. В такой ситуации необходима эффективная система учета и товародвижения в аптеке, тщательный контроль бизнес-процессов от заказа товара до отпуска пациенту.

Анализ современного программного обеспечения показал большую широту ассортимента и коммерческих предложений для фармацевтических организаций. Все больше различных компаний предлагают аптекам и аптечным сетям интегрировать свои данные и оптимизировать работу в целом за счет автоматизации аптеки.

Установлено, что программное обеспечение должно быть полностью «когерентно» организации бизнес-процессов фармацевтической организации. Под компьютеризацией понимается такая организация процесса, когда программное обеспечение берет на себя часть функций сотрудника и, возможно, решает какие-то эвристические задачи. Например, программное обеспечение может помочь определять оптимальную ассортиментную матрицу не только на основании ретроспективного анализа фармацевтического рынка, а также используя методы прогнозирования на основании других процессов в аптечной сети (например, ценообразования и постановки планов продаж). Современное программное обеспечение помогает сформировать оптимальный ассортимент аптеки; определить приоритетные и маркерные лекарственные средства, автоматически по заданному алгоритму компилировать терапевтические цепочки.

«Социальная аптека» для автоматизации своей деятельности использует программный продукт - «еФарма2». Это система управления, охватывающая все основные рабочие процессы в аптеке - от принятия решения о закупке лекарственных средств у поставщика до реализации их конечному покупателю и формирования всей необходимой отчетности.

Следует отметить, что раньше прием и расценка товара осуществлялась в течение нескольких часов, а благодаря автоматизации, уже через 10-20 минут после отправки электронного заказа аптека получает подтверждение, т.е. почти сразу становится известно, какой товар и по какой цене будет получен, какие товары находятся в дефектуре. После получения электронных накладных расценка товара занимает несколько минут и тут же печатаются ценники.

Современное программное обеспечение создано в соответствии с российским законодательством и фармацевтическая организация тщательно отслеживает все изменения нормативно-правовых актов, чтобы им полностью соответствовать и исполнять лицензионные требования к фармацевтической деятельности. Например, введение обязательного указания международного непатентованного наименования (МНН) в медицинских документах (рецептах) было заранее реализовано в программном продукте «еФарма2» добавлением нового функционала - «Поиск по МНН». Подобная функция дает синергетический эффект, так как фармацевтический работник получает указания по препаратам, а пациент - возможность выбора лекарственного средства и профессиональную фармацевтическую консультацию.

Для каждого субъекта фармацевтического рынка разработаны оптимальные конфигурации программного обеспечения «еФарма 2», которые позволяют автоматизировать фармацевтические организации различного уровня от аптечного пункта (конфигурация «еФарма 2 – Аптечный пункт»), муниципальной аптеки («еФарма2 - Аптека¹») до сети федерального масштаба («еФарма2 - Центральный офис»), а также система сводного прайс-листа и электронного заказа «ePrice».

Установлено, что заказ лекарственных средств у поставщиков – это один из ключевых, трудоемких и ответственных процессов аптеки. В условиях ограничения торговых наценок на препараты возрастает борьба за каждый рубль, за каждый процент скидки и день отсрочки.

Практически все аптеки работают с несколькими поставщиками, предлагающими схожий ассортимент товаров, и чем доступнее и проще заказ продукции у поставщика, тем больше шансов на повышение эффективности работы фармацевтической организации.

Самостоятельный сбор прайс-листов контрагентов, анализ и сопоставление цен на товары, формирование нужных заказов занимают у работников фармацевтической организации не один час рабочего времени. Для решения этих задач аптека использует программный продукт «ePrіca». Он помогает проанализировать цены на препараты у разных поставщиков, найти оптимальную цену и сформировать заказ в режиме «одного окна», отказавшись от просмотра множества разрозненных прайс-листов.

Дополнительно существует комплексное решение «Автозаказ», объединяющее возможности программы «eФарма2» по анализу продаж и программы «ePrіca» по формированию заказа. На основании данных по обязательному ассортименту перечня лекарственных средств и истории продаж автоматически рассчитывается потребность необходимых товаров в аптеке и формируется заказ с учетом минимальной цены у поставщика, условий поставки и прочих выгод. Таким образом, повышается эффективность управления товарным ассортиментом и сокращается время на подготовку заказов. Еще одним преимуществом «ePrіca» является модуль «Накопления АУ», который дает возможность аптекам получать дополнительное вознаграждение за предоставление информации о закупках товаров.

При комплексной автоматизации фармацевтической деятельности трудозатраты сокращаются в несколько раз, что позволяет повысить эффективность работы сотрудников, оптимизировать ассортиментное планирование, настроить гибкую систему ценообразования лекарственных средств, снизить издержки при закупке товаров, а также повысить скорость обслуживания посетителей аптеки, предложить дополнительные услуги, программы лояльности, скидки и т.д.

Возможности программного продукта «eФарма2»: автономная работа модулей автоматизированных рабочих мест; удаленное развитие, насыщение и сопровождение модулей; гибко настраиваемый и удобный в использовании интерфейс; интеграция с 1С; наличие справочных систем; универсальная система обмена файлами; минимизация операций; работа как с одиночными аптеками, так и с аптечными сетями; проведение инвентаризации в кратчайшие сроки; отслеживание предоставленных скидок.

В настоящее время одной из приоритетных задач является разработка новых функциональных возможностей и их внедрение в систему управления фармацевтическим бизнесом. Например, расширяются возможности системы «ePrіca» - на основе программы сводного прайс-листа и электронного заказа, начали выстраивать принципиально

новый канал коммуникации между производителями, поставщиками и аптеками.

В заключение необходимо отметить, что автоматизация является залогом эффективного управления аптечной сетью, а также необходимым инструментом повышения прибыли за счет оптимизации труда фармацевтических работников, увеличения товарооборота, контроля и планирования деятельности каждой аптеки, быстрого и грамотного обслуживания пациентов.

Библиографический список

1. Кузнецов Д.А. Фармацевтическая организация: информационные технологии и обеспечение экономической безопасности / Д.А. Кузнецов // Рязан. гос. мед. ун-т им. акад. И.П. Павлова. – Рязань, 2003. – 84 с. – Деп. в ВИНТИ 18.07.2003 № 1418 – В2003.
2. Кузнецов Д.А. Направления информатизации аптечных учреждений / Д.А. Кузнецов // Здоровоохранение: право, экономика, информатика: сб. материалов Междунар. конф. - Кисловодск, 2001. – С. 24-26.

МЕХАНИЗМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПАРАМЕТРАМИ ЗРИТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

А.С.Жарова, Ю.Я.Клиновская

Научный руководитель – В.П.Мелехин, доцент кафедры ИИБМТ
Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассматриваемая как продукт эволюции кора большого мозга должна считаться одним из самых больших достижений в истории всего живого. У позвоночных, стоящих ниже млекопитающих, кора мозга едва выражена, если вообще можно говорить о ее существовании. Внезапно приобретает внушительные размеры у низших млекопитающих, она начинает доминировать в мозгу хищников и взрывоподобным образом увеличивается у приматов; у человека она почти полностью охватывает остальную часть мозга, имея тенденцию затмевать другие отделы. Степень зависимости животного от какого-то органа является показателем важности последнего, причем показатель этот даже более убедителен, чем размер, а зависимость от коры быстро нарастала по мере эволюции млекопитающих. Мышь без коры ведет себя относительно нормально, по крайней мере при поверхностном исследовании; в то же время человек без коры - это почти растение, бессловесное, невидящее, бесчувственное [1].

По аксонам ганглиозных клеток, объединенным в зрительный нерв, выходные сигналы сетчатки передаются в латеральные коленчатые тела; примерно половина аксонов перекрещивается и идет на противоположную сторону мозга, так что представление каждой половины зрительной сцены проецируется на коленчатое тело противоположного полушария мозга. Нейроны коленчатых тел посылают свои аксоны в первичную зрительную кору.

Удобнее проследить зрительный путь у приматов от сетчатки до коры. Входные сигналы каждого глаза идут в мозг примерно по миллиону нервных волокон, объединенных в зрительный нерв. Эти волокна — аксоны ганглиозных клеток сетчатки. Прежде чем сигналы светочувствительных элементов — палочек и колбочек — дошли до ганглиозных клеток, они уже преодолели от двух до четырех синапсов и вовлекли в работу четыре других типа клеток, так что довольно сложный анализ информации уже имел место [2].

Большая часть волокон зрительного нерва идет, не прерываясь, к двум клеточным ядрам, расположенным в глубине мозга; ядра эти называются латеральными коленчатыми телами; здесь волокна образуют синапсы. В свою очередь клетки латеральных коленчатых тел направляют свои аксоны прямо в первичную зрительную кору. Оттуда после нескольких синаптических переключений сообщения посылаются в ряд более далеких пунктов назначения: в соседние области коры, а также в несколько отделов в глубине мозга. Одна группа волокон даже направляется обратно в латеральные коленчатые тела; функция этой цепи обратной связи неизвестна. На данный момент самое главное то, что первичная зрительная кора ни в коей мере не является концом зрительного пути. Это только первая ступень, возможно, весьма ранняя в смысле степени абстрагирования информации, которую она обрабатывает.

Вследствие частичного перекреста зрительных нервов в хиазме коленчатое тело и кора левой стороны соединены с левыми половинами обеих сетчаток и соответственно имеют дело с правой половиной поля зрения, а для коленчатого тела и коры правой стороны справедливо обратное. Каждое коленчатое тело и кора получают сигналы от двух глаз и имеют дело с противоположной половиной зрительного мира.

Стратегия исследования работы данного зрительного пути с конца 50-х годов была простой. Начав с волокон зрительного нерва, активность отдельных волокон регистрировали микроэлектродами для нахождения наиболее эффективного способа влияния на их разряд путем стимуляции сетчатки светом. Для этой цели можно использовать

световые стимулы различного размера, формы и цвета, яркие, на темном фоне и, наоборот, неподвижные и движущиеся. Действуя таким образом, удалось обнаружить, что ганглиозные клетки сетчатки и клетки коленчатого тела лучше всего реагируют на приблизительно круглые пятна некоторого конкретного размера в определенной части поля зрения. Размер является критическим параметром, поскольку рецептивное поле каждой клетки (совокупность рецепторов сетчатки, посылающих сигналы к данной клетке) делится на две части и имеет либо возбуждающий центр и тормозную периферию (клетки с «on-центром»), либо прямо противоположную организацию (клетки с «off-центром»). Такая концентрическая организация впервые была описана С. Куффлером (S. Kuffler) из Медицинской школы Университета Джонса Гопкинса в 1953 г. Пятно, в точности совпадающее с центром рецептивного поля, служит при этом более эффективным стимулом, чем пятно большего размера, заходящее на тормозные области, или чем диффузный свет [3]. Линия (полоска света) эффективна, если она закрывает большую часть центральной области и только малую часть периферии. Поскольку поля этих клеток имеют радиальную симметрию, реакция на такие линии не зависит от их ориентации. Ганглиозные клетки сетчатки и клетки коленчатого тела, т. е. клетки, снабжающие входными сигналами зрительную кору, - это клетки с концентрическими рецептивными полями, центр и периферия которых антагонистичны. Они занимают, в первую очередь, не оценкой уровней освещенности, а скорее сравнением уровня освещенности в некоторой небольшой области поля зрения со средней освещенностью ее непосредственного окружения [4].

Библиографический список

1. Бастаков В.А. Роль ганглиозных клеток сетчатки различных классов в организации зрительно направляемого поведения (*Rana esculenta* L.). Зоол.ж., 1977, с.56, №9, 1340-1350.
2. Кондрашев С.Л., Орлов О.Ю. Новый метод изучения цветового зрения // Вестн. МГУ. Сер. биол., 1975, № 3. С.116-118.
3. Глезер В.Д. Механизмы опознания зрительных образов. М.-Л. Наука, 1966.
4. Орлов О.Ю. Механизмы зрения и зрительно-управляемое поведение // В кн.: Экология и биогеоценология. М.: изд-во МГУ. 1974. С.89-94

**ПРОГРАММА МОДЕЛИРОВАНИЯ СПОСОБА
НЕРАЗРУШАЮЩЕГО
МАГНИТОИНДУКЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ
ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ ГЕОМЕТРИИ
ВНУТРЕННЕЙ СТРУКТУРЫ ФЕРРОМАГНИТНЫХ ИЗДЕЛИЙ
ВНУТРИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ**

А.А. Жильников

Научный руководитель – Жулев В.И., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Проблема неразрушающего контроля внутренней структуры ферромагнитных изделий внутри биологических объектов обозначена в работах [1-7]. Для ее разрешения предложен оригинальный способ магнитоиндукционного исследования (МИИ), детально изложенный в [8]. Подтверждению реализуемости предложенного способа и проверки корректности разработанного математического аппарата [2-4] посвящена данная работа.

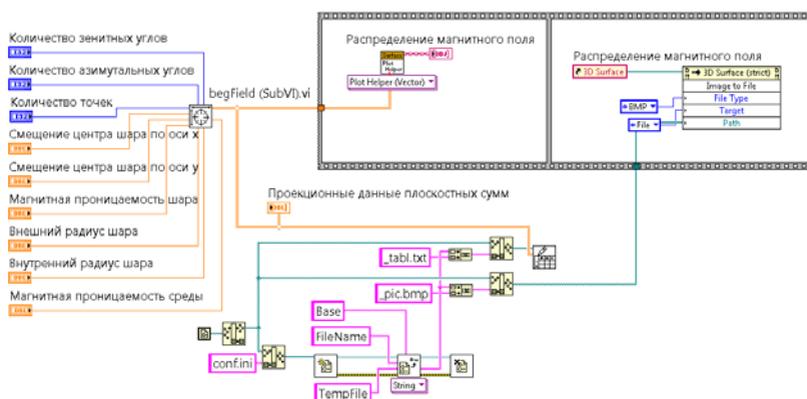
Моделированию подвергнута стартовая процедура способа – процедура пространственного сканирования, результатом которой явилось получение исходных данных о внутренней структуре ферромагнитного изделия внутри биологического объекта.

В ходе моделирования обращалось внимание на то, что при расчетах учет сложной геометрии, особенно в трехмерных задачах, приводит к необходимости решения систем алгебраических уравнений со многими неизвестными, что связано с большими наукоемкими и временными затратами. Поэтому предложены варианты решения проблемы выбора формы образца ферромагнитного изделия с приемлемой трудоемкостью аналитических расчетов электромагнитных полей намагниченных изделий со сложной геометрией.

Таким образом, для проведения указанного вычислительного моделирования способа неразрушающего МИИ посредством среды графического программирования LabVIEW разработана программа, в которой в качестве образца ферромагнитного изделия выбрана модель в виде полого шара.

Предложенная программа моделирования состоит из двух подпрограмм. Первая подпрограмма обеспечивает аналитическое моделирование образца посредством расчета распределения магнитного поля намагниченного полого шара, смещенного относительно центра, к которому применяется процедура пространственного сканирования, ос-

нованная на параллельном способе формирования массива проекционных данных плоскостных сумм метода компьютерной томографии. Применяемая к рассчитанной модели полого шара процедура пространственного сканирования реализована последовательно-чередующимися наклонами и поворотами на углы аналитической модели магнитоизмерительного органа, описанной в [5], с расчетом линейных проекций плоскостных сумм и записью их в массив. Наличие смещения центра шара по осям X и Y объясняется необходимостью исключения аксиальной симметрии намагниченного полого шара. Последнее приводит к тому, что в ограниченном исследуемом объеме моделируемой области магниточувствительного органа распределение магнитного поля намагниченного полого шара уже не обладает симметрией. Блок-диаграмма подпрограммы моделирования посредством аналитического расчета, к которому применяется процедура пространственного сканирования, изображена на рис. 1.



Рису. 1. Блок-диаграмма первой подпрограммы

Далее полученный массив линейных проекций плоскостных сумм обрабатывается второй подпрограммой. В ходе обработки этот массив преобразовывается в метрику тангенциальной составляющей, после чего, подвергаясь процедурам дифференцирования и фильтрации, реконструируется и пересчитывается в выходной массив значений, соответствующий конечной процедуре реконструкции границ внутренней структуры полого шара. Присутствующее дифференцирование предполагает наличие переменной, а следовательно, направления, которое в ходе реконструкции трансформируется в так называемый угол

наблюдения. Полная картина внутренней структуры изделий представляется после совмещения изображений под различными углами наблюдения.

Блок-диаграмма подпрограммы моделирования процедуры преобразования линейных проекций плоскостных сумм в метрику тангенциальной составляющей, дифференцирования, фильтрации и реконструкции границ намагниченного полого шара, изображена на рис. 2.

Функционал предложенной программы позволяет сохранять полученное визуальное представление поля в виде трехмерных изображений границ в формате BMP.

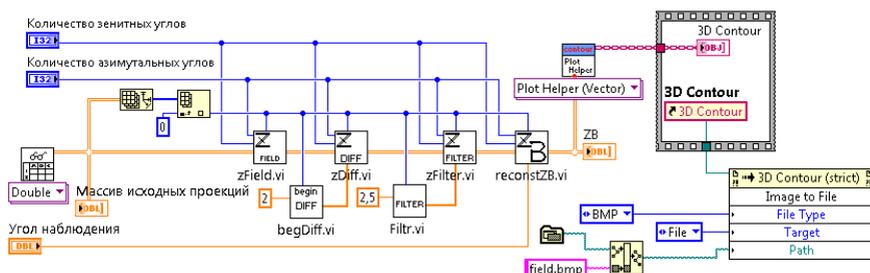


Рис. 2. Блок-диаграмма второй подпрограммы

Таким образом, в работе предложена программа моделирования способа неразрушающего магнитоиндукционного исследования, позволяющего получать изображение геометрии внутренней структуры ферромагнитных изделий внутри биологических объектов. Данная программа разработана посредством среды графического программирования LabVIEW, в которой в качестве образца ферромагнитного изделия выбрана модель в виде полого шара.

Библиографический список

1. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Получение изображения распределения магнитного поля внутри биологических объектов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2011, № 7. С. 41-46.
2. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Концептуальная модель способа неразрушающего измерения магнитных полей внутри биологических объектов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2012, № 7. С. 37-43.

3. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Неразрушающая регистрация распределения плотности магнитного потока внутри биологических объектов // Биомедицинская радиоэлектроника, 2013, № 7. С. 26-31.
4. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Вычислительное моделирование процедуры применения способа магнитоиндукционного исследования для анализа формы скрытых магнитных инородных включений внутри биологических объектов // Биомедицинская радиоэлектроника, 2014, № 7. С. 33-43.
5. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Имитационная модель способа неразрушающего измерения магнитных полей // Нелинейный мир. 2012. № 12. С. 924-931.
6. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Теоретический расчет и анализ распределения магнитного поля равномерно намагниченного шара во внешнем однородном магнитном поле // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. № 2 (выпуск 40). – Рязань: РГРТУ, 2012. С. 25-29.
7. Клиндух В.Ф. Неразрушающие методы контроля и диагностики узлов и деталей подвижного состава: учеб. пособие / В.Ф. Клиндух, В.М. Макиенко, Е.Н. Кузьмичев. – Хабаровск: Изд-во ДВГУПС, 2005. 109 с.
8. Способ неразрушающего объемного измерения векторной функции магнитной индукции неоднородно распределенного в пространстве и периодически изменяющегося во времени магнитного поля: пат. 2490659 Рос. Федерация: МПК G01R33 /00 / Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И.; заявитель и патентообладатель Рязанский государственный радиотехнический университет. №2012115677/28; заявл. 20.04.2012; опубл. 20.10.2013.

СИСТЕМА ОЦЕНКИ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА ПРИ УДАЛЕННОМ ОБЩЕНИИ

Д.И. Лукьянов

Научный руководитель – Кириллов С.Н., д-р. техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Современные тенденции развития медицинской диагностики подразумевают удаленное общение врача с пациентом, в связи с чем важной дополнительной информацией является речевая информация, заключенная в речевом сигнале (РС), передаваемая по каналам связи

(КС). Речевой сигнал несет в себе не только прямую информацию, передаваемую говорящим человеком, но и косвенную, заключающуюся в изменении его психоэмоционального состояния (ПЭС).

Известно [1], что ПЭС человека оказывает существенное влияние на итоговый смысл сообщения диктора, при этом в работе некоторых профильных специалистов, таких как психотерапевт, психиатр, эта информация выходит на первый план. В то же время при построении современных систем передачи РС основное внимание уделяется передаче прямой информации, в результате чего точность передачи ПЭС человека может существенно снижаться.

Таким образом, целесообразно создание системы оценки ПЭС человека посредством РС передаваемых по КС.

Проведены исследования, показывающие возможность определения психоэмоционального состояния человека посредством РС, передаваемых по КС. В качестве испытуемых выступали 10 дикторов, каждый из которых участвовал в трех сессиях записи для всех рассматриваемых эмоций. При этом использовались спровоцированные эмоции, обладающие большей достоверностью по сравнению с актерскими эмоциями, но при этом являющиеся более контролируемыми.

Определены значимые параметры для оценки различных эмоций, таких как: радость, ликование, возмущение, гнев, боязнь, страх, наслаждение, блаженство [2].

Установлено, что при использовании таких параметров, как коэффициенты линейного предсказания, коэффициент эксцесса фазового портрета, средняя интенсивность речи, длительность озвученного участка речи на выходе речевого тракта уровень распознавания по шкале удовольствие/неудовольствие составил 83,6 %, а по шкале расслабление/напряжение – 90,4 %.

Проведены исследования, показывающие возможность определения ПЭС человека на выходе существующих КС. Показано, что для осуществления качественной передачи эмоциональных сообщений необходима полоса частот не менее 6 кГц, что возможно при использовании современных речевых кодеков, таких как CELP, ARM-WB и AAC, которые позволяют обеспечить полосу передачи РС до 8 кГц при частоте дискретизации 16 кГц и минимальных искажениях исходного РС.

Библиографический список

1. Ильин Е.П. Эмоции и чувства. – СПб: Питер, 2001. – 752 с: ил. – (Серия «Мастера психологии»).

2. Кириллов С.Н., Лукьянов Д.И. Исследование влияния эмоционального состояния человека на параметры речевого сигнала // Вестник РГРТУ. – Рязань, 2014. № 48. – С. 45-51.

БОРЬБА С КОМБИНИРОВАННЫМИ ПОМЕХАМИ ПРИ ОБРАБОТКЕ КАРДИОСИГНАЛОВ

Т.Ф. Нгуен

Научный руководитель – Андреев В.Г., д-р техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

При оценке состояния сердца и сердечно-сосудистой системы человека ключевую роль играет анализ электрокардиограмм (ЭКГ) [1]. Отметим, что при получении ЭКГ характерно мешающее воздействие комбинированных (комплексов коррелированных и некоррелированных) помех на полезные кардиосигналы, снимаемые кардиологическими датчиками [2]. Помехи деструктивно влияют на результат обработки ЭКГ, поэтому борьба с комбинированными помехами является одной из важных проблем медицинской диагностики. Её решение заключается в обелении коррелированной мешающей компоненты до уровня некоррелированной шума [3, 4].

Построение фильтра обеления помех сопряжено с обращением корреляционной матрицы \mathbf{R} в условиях быстрых изменений мощности P_n некоррелированной шума. При этом матрица \mathbf{R} может быть представлена суммой корреляционных матриц коррелированной \mathbf{R}_c и некоррелированной $P_n\mathbf{I}$ компонент соответственно:

$$\mathbf{R}=\mathbf{R}_c+P_n\mathbf{I}, \quad (1)$$

где \mathbf{R}_c — $(q+1)\times(q+1)$ -мерная корреляционная матрица коррелированной компоненты мешающего процесса с нормированной к единице дисперсией, q — порядок нерекурсивного обеляющего фильтра (предполагается нормировка коэффициентов его импульсной характеристики к единичному значению первого коэффициента), \mathbf{I} — $(q+1)\times(q+1)$ -мерная единичная матрица, \mathbf{R} — $(q+1)\times(q+1)$ -мерная корреляционная матрица мешающего процесса, P_n — относительная мощность шума (некоррелированной компоненты).

Вектор $\mathbf{a}^T=[a_1;a_2;\dots;a_q]$ коэффициентов обеляющего рекурсивного фильтра q -го порядка при нормировке к единице нулевого коэффициента a_0 импульсной характеристики фильтра можно представить в виде уравнения Юла-Уолкера [4]:

$$\begin{bmatrix} 1 \\ \mathbf{a} \end{bmatrix} = -\mathbf{R}_c^{-1} \begin{bmatrix} 1 \\ \mathbf{r} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

где $\mathbf{r}^T=[r_1;r_2;\dots;r_q]$ — автокорреляционная последовательность мешающего процесса с единичной дисперсией $r_0=1$. Выражение (2) при сокращении до $(q \times q)$ мерности матрицы \mathbf{R}_c может быть представлено в виде:

$$\mathbf{a} = -\mathbf{R}_c^{-1} \mathbf{r}.$$

В условиях присутствия некоррелированной компоненты (1) мешающего процесса оптимальное решение принимает вид [4]:

$$\mathbf{a}_{\text{опт}} = -(\mathbf{R}_c + P_n \mathbf{I})^{-1} \mathbf{r}. \quad (3)$$

Известно [4], что справедливо следующее математическое равенство:

$$\mathbf{R}_c^3 + (P_n \mathbf{I})^3 = (\mathbf{R}_c + P_n \mathbf{I}) [\mathbf{R}_c^2 - P_n \mathbf{R}_c + (P_n \mathbf{I})^2],$$

в котором при типичных для медицинской диагностики уровнях нормированных шумов $P_n < 0,001$ значение $(P_n)^3 < 10^{-9}$ пренебрежительно мало и может полагаться нулевым: $(P_n)^3 \approx 0$. Тогда из выражения (4) можно получить приближенную формулу расчёта обратной матрицы \mathbf{R}^{-1} :

$$(\mathbf{R}_c + P_n \mathbf{I})^{-1} \approx [\mathbf{R}_c^2 - P_n \mathbf{R}_c + (P_n \mathbf{I})^2]^{-1} [\mathbf{R}_c^3]^{-1}. \quad (5)$$

Очевидно, что если свойства коррелированных помех не изменяются, то матрица \mathbf{R}_c фиксируется. При этом в формуле (5) величины $[\mathbf{R}_c^3]^{-1}$, $[\mathbf{R}_c^2]^{-1}$, \mathbf{R}_c будут неизменны для каждого значения P_n , что даёт возможность сохранить их в памяти устройства обработки. Поэтому при вариациях относительной мощности P_n шума расчёт обратной матрицы \mathbf{R}^{-1} по формуле (5) упрощается по сравнению с известными [4] алгоритмами обращения матриц общего вида.

Сравним вычислительные затраты на адаптацию при оптимальном (общего вида) и 2 предлагаемом упрощённом решении (5). Положим, что m — число изменений относительной мощности P_n шума ($m \geq 0$) в про-

цессе наблюдения при сохранении статистических свойств коррелированной компоненты ($\mathbf{R}_c = \text{const}$). В таблице приведены приближенные формулы для оценки вычислительных затрат в этом случае.

Вычислительные

затраты

Оптимальный метод	Предлагаемый метод
Общее количество арифметических операций	
$(m+1)(q+1)^3 + (m+1)(q+1)$	$(q+1)^3 + 4(q+1)^2 + 2(m+1)(4q+1)$

Из анализа данных таблицы следует, что при $q=3, m=3$ имеется выигрыш $\mu=1,17$ в вычислительных затратах; с ростом m выигрыши μ увеличиваются, так при $m=15, \mu=2$.

Рассмотрим результирующую эффективность (качество обеления комбинированных помех) предлагаемого алгоритма (5) по критерию среднеквадратического отклонения получаемого решения от оптимального похода. Обозначим через вектор \mathbf{a}_{opt} строгое решение задачи нахождения левого вектора-столбца обратной матрицы, т.е. $\mathbf{R} \mathbf{a}_{\text{opt}} = -\mathbf{r}$. Рассчитанные с помощью (5) значения векторов коэффициентов импульсной характеристики предлагаемого нерекурсивного обеляющего фильтра обозначим через \mathbf{v} :

$$\mathbf{v} = -[\mathbf{R}_c^2 - P_n \mathbf{R}_c + (P_n \mathbf{I})^2][\mathbf{R}_c^3]^{-1} \mathbf{r}.$$

Для оценки эффективности используемого алгоритма рассмотрим квадрат E длин векторов невязок между точным $\mathbf{R} \mathbf{a}_{\text{opt}} = -\mathbf{r}$ и приближённым $\mathbf{R} \mathbf{v} \rightarrow -\mathbf{r}$ предлагаемым (соответственно) решениями:

$$E = (\mathbf{R} \mathbf{v} + \mathbf{r})^T (\mathbf{R} \mathbf{v} + \mathbf{r}). \tag{6}$$

Анализ зависимостей $E(P_n)$ показал, что качество обеления по критерию (6) предлагаемого алгоритма (5) обращения корреляционной матрицы помех сохраняется высоким при $P_n < 0,001$, что подтверждается приведенной на рисунке зависимостью десятичного логарифма величины E для от относительной мощности P_n некоррелированного шума при порядке $q=4$ обеляющего фильтра.

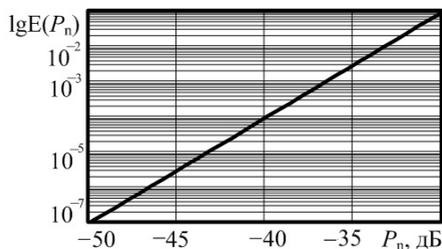


Рисунок — Логарифмические зависимости нормированной длины E вектора невязки от относительной мощности P_n шума

Из рисунка видно, что при малых значениях относительной мощности шума ($P_n < 10^{-3}$) $\lg E < 10^{-1}$, т.е. предлагаемый алгоритм (5) обеспечивает высокую точность вычисления нормированных коэффициентов крайнего левого вектора-столбца обратной матрицы \mathbf{R} . С ростом мощности шума $P_n > 10^{-3}$, эффективность обеления для предлагаемого метода (5), уменьшается. Поэтому наиболее актуальной областью, в которой целесообразно осуществлять подавление комбинированных помех предлагаемым методом, является ситуация, когда $P_n \ll 1$, что соответствует медицинским диагностическим задачам [2].

Таким образом, в условиях изменения мощности $0 < P_n \leq 10^{-3}$ некоррелированного шума анализ эффективности предлагаемого адаптивного алгоритма (5) расчёта коэффициентов обеляющего фильтра показал, что имеется выигрыш в 1,17...2 раз вычислительных по отношению к оптимальному решению (см. таблицу) при сохранении высокого качества обеления комбинированных помех (см. рисунок).

Библиографический список

1. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.М. Математический анализ измерений сердечного ритма при стрессе.— М.: Наука, 1984.— 221 с.
2. Мониторинг биомедицинских сигналов в автоматизированных комплексах ранней диагностики / В.А. Фесечко, В.Л. Ткаченко, Ю.С. Синекон и др. // Электроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии».— 2010.— № 2.— С. 154-160.
3. Андреев В.Г., Нгуен Т.Ф., Нарбеков А.Ю. Адаптивная фильтрация комбинированных помех // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета.— № 3.— Выпуск 45.— Рязань: РГРТУ, 2013.— С. 38-41.

4. Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения: пер. с англ.— М.: Мир, 1990.— 584 с.

НЕПРЕРЫВНЫЙ ИММУННЫЙ РЕГУЛЯТОР

А.А.Попова

Научный руководитель – Бобиков А.И., канд.техн.наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

За последние годы достаточно большое распространение получили иммунные регуляторы дискретного действия [1,2,3], базирующиеся на дискретных моделях биологической иммунной системы, со всеми вытекающими позитивными и негативными последствиями.

В докладе предлагается методика построения нового иммунного регулятора непрерывного действия, инициированная гипотезой о непрерывности иммунных процессов, имеющих место в организме человека. Закон управления подобного регулятора, называемого в дальнейшем как непрерывный иммунный регулятор (НИМР), определяется следующим выражением:

$$u(t) = k_{p1} (du / dt)e(t),$$

где $e(t) = v(t) - y(t)$ – ошибка между задающим воздействием $v(t)$ и управляемой величиной $y(t)$;

$$k_{p1} (du / dt) = K[1 - \eta f(du / dt)].$$

Здесь K – коэффициент усиления регулятора НИМР; η – постоянная, определяющая устойчивость процессов иммунного регулирования. Нелинейная функция $f(du / dt)$ определяется как

$$f(du / dt) = 1 - \frac{2}{1 + \exp(-\tau du / dt)}, \quad \tau > 0,$$

и отсюда для всех значений du / dt функция $f(du / dt)$ расположена между -1 и 1.

Показано, что такой закон управления гарантирует устойчивость нелинейной замкнутой системы с непрерывным объектом управления. Однако при этом появляется установившаяся ошибка слежения при постоянном задающем воздействии. С целью обеспечить робастность системы управления предлагается модифицировать регулятор НИМР путем введения в закон управления прямой связи по задающему воздействию. Тогда видоизмененный закон управления принимает вид:

$$u(t) = k_{p_1} (du / dt)e(t) + \alpha v(t).$$

За счет выбора коэффициента α можно добиться безошибочного воспроизведения постоянного задающего воздействия $v(t) = v_0 = \text{const}$ при ограниченном произвольном значении v_0 . Надо отметить, что в этом случае показатели качества переходного процесса для ряда рассмотренных объектов управления лишь незначительно изменяются при изменении значения. Наблюдается свойство псевдосуперпозиции в нелинейной системе управления.

Кроме того, спроектированный модифицированный регулятор НИМР является робастным относительно немоделируемой динамике объекта управления, связанной с неточностью определения или игнорированием малых постоянных времени, обусловленных трудностью получения адекватной модели на высоких частотах.

Вместе с тем полученный регулятор НИМР чувствителен к изменению свойств объекта в низкочастотной области, прежде всего к изменению коэффициента усиления объекта управления. К тому же он в малой степени ослабляет влияние на управляемую величину внешних возмущающих воздействий, так как он по своей природе является безынерционным регулятором. Если указанные факторы оказывают существенное влияние на процесс управления, в докладе предлагается дополнительно ввести в контур управления ПИД-регулятор и использовать комбинированный закон управления, позволяющий объединить положительные свойства как одного, так и другого регулятора. Этот предлагаемый закон управления имеет следующий вид:

$$u(t) = k_{p_1} (du / dt)e(t) + k_I \int e(\tau) d\tau + k_D de / dt.$$

Здесь k_I и k_D есть постоянные интегрирования и дифференцирования соответственно.

В заключение отметим, что результаты экспериментов, проведенные с помощью Matlab Simulink, показали для ряда объектов управления, что в противовес традиционным ПИД-регуляторам, предлагаемые в докладе регуляторы могут обеспечить более высокую точность и быстродействие при аperiodическом характере переходного процесса.

Библиографический список

1. Takahashi K, Yamada T. Application of an immune feedback mechanism to control systems. JSME IntJ, pp:184-191,1998.
2. Ibrahim Kaya. IMC based automatic tuning method for PID controllers in a Smith predictor configuration. ISATransactions. 2003; 42(4): 559-575.

3. Wang B, Li S Y. Simulation research on of fuzzy immune nonlinear PID control. Journal of Harbin University of Commerce, pp: 72–75, 2006.

НЕПРЕРЫВНАЯ МОДЕЛЬ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИММУННОЙ СИСТЕМЫ

А.А.Попова

Научный руководитель – Бобиков А.И., канд.техн.наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

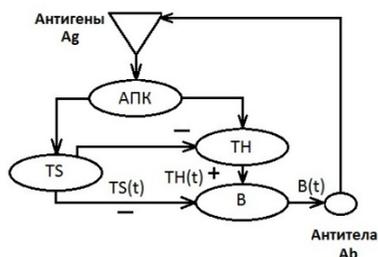
Искусственная иммунная система (ИИС) – новое направление вычислительного интеллекта, исследующее биологические аспекты иммунной системы человека. Иммунология как наука об иммунной системе способствует развитию искусственных интеллектуальных систем, которые являются областью исследования последних десятилетий [1, 2]. Искусственное иммунное управление (точнее иммунный регулятор (ИР)) имитирует биологическую иммунную систему, которая обладает свойствами и методологиями, чтобы спроектировать вычислительный алгоритм для эвристического решения сложных интеллектуальных задач.

Существуют различные модели иммунных систем, которые исследуют иммунные механизмы и роль клеток в иммунных процессах. В настоящее время для практических приложений применяются дискретные математические модели биологической иммунной системы [1], которые конструируют, исходя из представления о дискретности всех процессов, происходящих в этих системах. Но все процессы в человеческом организме являются непрерывными процессами, и с этой точки зрения ограничивать технические приложения искусственных иммунных процессов только путем использования цифровых регуляторов нецелесообразно. При этом мы также исходим из того обстоятельства, что практически все технические объекты управления, для которых проектируется ИР, являются непрерывными устройствами. Кроме того, применение цифровых иммунных регуляторов приводит к введению дополнительных устройств ЦАП и АЦП. Тогда возникает задача выбора периода дискретизации для физического осуществления цифровых иммунных систем. Не стоит забывать о том, что цифровой иммунный регулятор обычно используется в комбинации с традиционными регуляторами, такими, например, как ПИД-регуляторы. В отечественной промышленности в основном задействованы непрерывные ПИД-регуляторы. Отсюда введение цифровых ИР приводит к необходимости

применения цифровых ПИД-регуляторов, что во многих случаях сопряжено с определенными трудностями.

В докладе рассмотрена непрерывная модель биологической иммунной системы человека, позволяющая построить непрерывные ИР и устранить вышеперечисленные недостатки, связанные с применением цифровых ИР.

Иммунитет — это характерная физиологическая реакция биологического организма. Биологическая иммунная система может производить собственные антитела, чтобы противостоять вторжению антигенов извне. В иммунной системе существует механизм обратной связи, который позволяет человеку защищаться от инфекций и болезней. Рисунок ниже иллюстрирует принцип действия такой обратной связи. Основные клетки, которые участвуют в этом процессе, — антигены Ag, антитела Ab, В-клетки B, Т-клетки хелперы — TH и Т-клетки супрессоры — TS. Согласно рисунку антигены распознаются АПК (антигенпрезентирующие клетки) при вторжении в организм, после чего посылается соответствующий сигнал Т-клеткам. После получения сигнала TH-клетки стимулируют В-клетки для создания антител, чтобы немедленно ликвидировать антигены. Когда количество антигенов увеличивается, количество TH-клеток также увеличивается и человеческое тело создает большее количество В-клеток, чтобы защитить себя. Наряду с уменьшением антигенов в организме, увеличивается количество TS-клеток, а количество В-клеток соответственно уменьшается. После определенного периода времени иммунная система снова придет в равновесие [2].



Можно резюмировать управляющее действие Т-клеток в течение описанной иммунной реакции. После проникновения антигена в организм их консистенция становится высокой, а консистенция антител — минимальной. В последующей стадии иммунного процесса консистенция антигенов остается высокой, но консистенция антител увеличивается до небольшой величины за счет влияния консистенции TH-

клеток. Затем консистенция антигенов становится низкой, а консистенция антител возрастает до высокого значения, и начинает действовать механизм обратной связи (механизм подавления). Посредством увеличения числа TS-клеток число антигенов снижается до минимума, число антител также снижается до низкого значения, так что консистенция TH-клеток оказывается нулевой. Следовательно, клетки TS выполняют функцию подавления TH-клеток и В-клеток. В докладе обращено внимание на действия, направленные на подавление В-клеток. При вторжении антигена В-клетки активируются посредством TH-клеток и подавляются с помощью клеток TS. Таким образом, количество В-клеток в момент времени t представим с помощью следующего выражения:

$$B(t) = T_H(t) - T_S(t),$$

$$T_H(t) = K_1 \varepsilon(t),$$

$$T_S(t) = K_2 \{f[B(t) - B(t - \tau)]\} \varepsilon(t),$$

где $\varepsilon(t)$ - число антигенов, попавших в организм в течение времени t ; $K_1 > 0$ - постоянная хелперов TH; $K_2 > 0$ - постоянная супрессоров TS; $f[B(t) - B(t - \tau)]$ - нелинейная функция от $x = B(t) - B(t - \tau)$, описывающая взаимодействие между антителами и антигенами.

Отсюда можно найти выражение, связывающее консистенции В-клеток и антигенов:

$$B(t) = K_1 \varepsilon(t) - K_2 [f(x)] = K[1 - \eta f(x)] \varepsilon(t),$$

где параметр $\eta = K_2 / K_1$ - обозначает отношение между числом клеток TH и TS. Используя преобразование Лапласа, можно найти связь между $x(p)$ и $B(p)$:

$$x(p) = (1 - e^{-p\tau})B(p).$$

Учитывая, что τ - малая величина, получаем:

$$1 - e^{-p\tau} = 1 - (1 + p\tau + \frac{p\tau^2}{2!} + \dots) = p\tau.$$

Следовательно, можно трактовать линейную зависимость $x(t)$ от скорости изменения консистенции В-клеток, как

$$\dot{X}(\tau) = \tau \frac{dB(t)}{dt}.$$

В случае необходимости уточним это выражение, используя разложение в ряд Падэ:

$$x(p) = \frac{p\tau}{1 + \frac{p\tau}{2}} B(p), \quad x(p) = \frac{\frac{p\tau}{2} + \frac{p^2\tau^2}{\tau^2}}{1 + \frac{p\tau}{2} + \frac{p^2\tau^2}{\tau^2}} B(p).$$

Как видно, иммунный процесс в действительности является регулированием с обратной связью. Этот механизм обратной связи выполняет две функции: быстро реагирует на появление чуждых субстанций и быстро стабилизирует иммунную систему.

Заметим, что если применить дискретное время, т.е. положить $t = iT$, $z = dT$, где T -период дискретизации, то получаем

$$B[iT] = u[1 - \eta f[x]]\varepsilon[iT],$$

$$x[iT] = (1 - z^{-d})B[iT],$$

где z^{-d} – оператор смещения $B[iT]$ на d – периодов дискретизации в сторону дискретной последовательности. Выражение соответствует выражению дискретной ИИС [2].

Библиографический список

1. Takahashi K., Yamada T. Application of an Immune Feedback Mechanism to Control Systems / Takahashi Kazuhiko, Yamada Takayuki // JSME International Journal, Series C. Vol. 41, Feb. 1998.
2. Sharad Kumar Tiwari, Gagandeep Kaur. Analysis of Fuzzy PID and Immune PID Controller for Three Tank Liquid Level Control / Sharad Kumar Tiwari, Gagandeep Kaur // JSME International Journal. Vol 1, Issue-4, September 2011.

СТРУКТУРНАЯ МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ СОДЕРЖАНИЕМ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

Я.К. Шин

Научный руководитель – Мелехин В.П., канд.техн.наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Относительная стабильность концентрации глюкозы в крови в условиях неравномерного поступления ее из пищеварительного тракта обеспечивается функционированием специальной системы управления. В ее основу положена идея создания резерва углеводов в виде гликогена при избыточном поступлении глюкозы и использовании резерва при ее недостатке.

Предложена структурная схема системы управления концентрацией глюкозы в крови, включающая два относительно автономных контура.

Первый контур работает в условиях, когда скорость поступления глюкозы превышает ее потребление клетками организма. Управляемая реакция синтеза гликогена в печень позволяет уменьшить поток глюкозы, поступающей в кровь, и стабилизировать ее концентрацию. Второй контур включается при недостатке глюкозы и управляет скоростью распада резервного гликогена. Уставкой для системы является номинальное значение уровня концентрации глюкозы в крови, возмущениями – скорость потребления глюкозы и скорость поступления ее извне.

Исследовалась динамика системы управления как реакция на однократное введение глюкозы. Входной сигнал аппроксимировался функцией

$$y = t \cdot e^{-\frac{t}{T}},$$

где y - скорость потока глюкозы, T - постоянная времени. Показано, что кратковременный рост концентрации глюкозы сразу после приёма пищи является принципиально неизбежным. Такой характер переходного процесса – следствие наличия задержек в цепи обратной связи.

АВТОМАТИЗАЦИЯ ИЗМЕРЕНИЙ ГЛЮКОЗЫ КРОВИ

Е.В. Власова

Научный руководитель – Глинкин Е.И., д-р.техн.наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

В связи с ростом заболеваемости сахарным диабетом остро стоит вопрос о точном и оперативном контроле уровня глюкозы крови. Активно разрабатываются инновационные неинвазивные методики, в частности способ определения уровня глюкозы крови по артериальному давлению [1]. Реализация его в компьютерном анализаторе позволяет автоматизировать процесс измерения.

Для реализации способа контроля глюкозы крови по артериальному давлению была предложена аналитическая модель, описывающая физику процесса в явном виде с минимумом предельных параметров:

$$P_i(n) = P_0 \cdot \exp^{n_i/n_0}, \quad (1)$$

где P_0 [ммоль/л] – предельное содержание глюкозы крови, определяемое при калибровке;

n - текущее значение отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению,

n_0 - предельный калибровочный параметр отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому.

Данная модель позволяет измерять уровень глюкозы по калибровочным характеристикам. Калибровку проводят в заданном диапазоне отношений значений максимального систолического артериального давления и минимального диастолического артериального давления [2]. Количество калибровочных характеристик может варьироваться от одной до трех.

При измерении по калибровочным характеристикам изначально находят предельные параметры аналитической модели. На практике возможны случаи, когда предельные параметры известны и определяются однозначно, частично известны или неизвестны. Эти ситуации порождают наличие соответственно одной, двух или трех калибровочных кривых. Если оба предельные параметры известны, то в роли калибровочной кривой выступает одна аналитическая модель, а оба предельных параметра определяются однозначно. В случае, когда один предельный параметр неизвестен, второй принимает вид функции, которая является второй калибровочной кривой, компенсирующей незнание одного предельного параметра. Соответственно априорное незнание двух предельных параметров превращает их во взаимозависимые функции, и решение производится итерационным поиском оптимального решения. В этом случае калибровочных кривых становится три: аналитическая модель и два предельных параметра, принявшие вид взаимозависимых функций. Именно последний вариант и является основным в медицинской практике.

Для автоматизации процесса измерения методика определения глюкозы по артериальному давлению [1] реализована в среде графического программирования LabView в виде компьютерного анализатора глюкозы. Оригинальное программное решение реализует алгоритм калибровки всего по двум эталонам. Такой подход (доказано) не противоречит методам математической статистики, применяемым в медицине. Основу алгоритма составляет методика построения аналитической зависимости с двумя неизвестными предельными параметрами, имеющими вид взаимозависимых функций, для определения истинной

концентрации глюкозы в крови. Реализована также возможность регулирования по методикам калибровки в зависимости от наличия известных предельных параметров, определяемых однозначно. Такой подход позволяет упростить решение и повысить быстродействие программы в случае однозначности определения одного или обоих предельных параметров.

Для доказательства адекватности неинвазивного метода проведен ряд обследований (более 200 лиц с различной степенью заболевания сахарным диабетом) на базе ТОГБУЗ «Городская поликлиника № 6 города Тамбова». Натурные измерения с использованием компьютерного анализатора по точности не уступают инвазивным измерениям портативными глюкометрами. Точность метода обеспечивается, в первую очередь, таким высокоэффективным метрологическим средством, как калибровка. Проведено моделирование, показывающее, что подобный подход снижает погрешность до нано-уровня в случае с калибровкой по двум неизвестным предельным параметрам. В других видах калибровки точность будет несколько ниже, однако алгоритм такого измерения значительно проще и вычисление происходит существенно быстрее, а погрешность в итоге не превышает допустимую для инвазивных глюкометров.

Таким образом, описана автоматизация измерения глюкозы крови за счет использования компьютерного анализатора, в основу работы которого положена неинвазивная методика контроля глюкозы крови по артериальному давлению, с возможностью регулирования методики поиска предельных параметров, с доказанной точностью, не уступающей портативным глюкометрам, достигаемой за счет использования высокоэффективных метрологических средств.

Библиографический список

1. Патент № 2444279 (РФ), МКИ А 61 5/022: Способ определения концентрации глюкозы в крови/ И.В. Русавская, Е.В. Бирюкова, Е.И. Глинкин (Тамбовский государственный технический университет)// Изобретения. Полезные модели.-2012. №7-8 с.
2. Власова Е.В., Глинкин Е.И. Параметрическая оптимизация модели концентрации глюкозы в крови//Вестник Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки. Т. 17. Вып. 3. - Тамбов, 2012. - С. 1017-1021.

КОМПЬЮТЕРНЫЙ АНАЛИЗАТОР ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ СВЕРТЫВАНИЯ КРОВИ

А.А. Одинокова, аспирант кафедры «Биомедицинская техника»
Научный руководитель – Глинкин Е.И., Заслуженный изобретатель
РФ,
д-р.техн.наук, профессор
ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический
университет»

Определение времени свертывания крови имеет первостепенное значение для диагностики различных видов кровотоочивости, тромбофилических состояний.

Существующие способы определения времени свертывания крови обладают низкой чувствительностью из-за статистической обработки данных в неопределенном диапазоне и, как следствие, возникает неопределенность измерения времени начала и конца гемокоагуляции, приводящая к невозможности ранней диагностики нарушений в функционировании системы гемостаза.

Важно понять, что свертывание крови – динамический процесс, и измерение статистических показателей, как правило, не отражает достоверность полученных данных [1].

Физическую зависимость напряжения $U(t)=U$ динамического процесса гемостаза предложено [2] аппроксимировать экспоненциальной моделью:

$$U = U_0 \cdot e^{-\frac{t}{T}}, \quad (1)$$

которая связывает между собой измеряемое значение амплитуды U напряжения за время t исследования с предельным значением U_0 напряжения и постоянной времени T . Уникальным свойством параметров U_0 и T является их независимость от характеристик переменных значений напряжения U и времени t , т.е. они однозначно определяют динамическую характеристику эксперимента по экспоненциальной зависимости, поэтому их целесообразно принять за информативные параметры.

Данная модель позволяет определять время свертывания крови по калибровочной характеристике по информативным параметрам. На практике встречаются условия, при которых информативные параметры определяются однозначно, т.е. представляют собой константы, однако чаще один или оба параметра неизвестны. В этом случае возникают одна или две калибровочные характеристики, которые ком-

пенсируют неопределенность информативных параметров, что позволяет повысить метрологическую эффективность способа определения времени свертывания крови.

На основе описанной методики в среде LabVIEW разработан виртуальный прибор для калибровки измерений времени свертывания крови на основе графического языка программирования «G». Данный прибор представляет собой комплекс по обработке результатов измерений времени свертывания крови с использованием современных метрологических средств. Программа моделирует использование четырех видов калибровок (с неизвестными, частично и полностью и известными предельными параметрами) и оценивает их эффективность посредством определения относительной погрешности.

Таким образом, предложена математическая модель процесса свертывания крови и виртуальный прибор определения времени свертывания крови для анализа и оценки эффективности калибровочных характеристик точного и оперативного определения времени гемокоагуляции. В итоге повышается достоверность измерений и расширяется диапазон контроля гемокоагулологии, что позволяет снизить риск развития гемокоагуляционных осложнений.

Библиографический список

1. Сисла Б. Руководство по лабораторной гематологии / Б. Сисла; пер. с англ. под общ. ред. А.И. Воробьева. – М.: Практическая медицина, 2011. – 352 с.
2. Одинокова А.А., Наумова А.В., Глинкин Е.И. Технология проектирования динамических характеристик // Вестник ТГУ. – Тамбов: ТГУ, 2013, Т.18, № 5-3, С.2925 – 2933.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ БАЗИЛЯРНОЙ АРТЕРИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ГЕНЕЗИСА АНЕВРИЗМ

С.В. Синдеев

Научный руководитель: Фролов С.В. д-р.техн.наук. профессор
ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет»

Основным заболеванием базилярной артерии является аневризма, образующаяся в области бифуркации. В результате нарушения гемодинамики в базилярной артерии образуются области с низким значением пристеночного напряжения сдвига, что приводит к разрушению внутреннего слоя стенки сосуда и потере эластичности. В результате, в сосуде с ослабленной стенкой образуется аневризма.

Одной из актуальных задач на сегодняшний день является разработка методов прогнозирования возникновения и развития аневризм базилярной артерии. Наиболее перспективным методом для подобных задач является применение математических методов моделирования движения крови по базилярной артерии.

Учитывая то, что диаметр базилярной артерии сравнительно велик (> 1 мм), можно принять допущение о том, что кровь является ньютоновской жидкостью. Диаметр сосуда размером в 1 мм является критическим, так как для сосудов с диаметром, меньшим чем 1 мм, наблюдается эффект Фареуса-Линдквиста или сигма-эффект [1].

Для описания трехмерного движения крови как ньютоновской несжимаемой жидкости воспользуемся законом сохранения импульса:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \nabla u - \nu \Delta u + \frac{1}{\rho} \nabla P = f, \quad \nu = \frac{\mu}{\rho}, \quad (1)$$

где u - скорость крови ($м/с$); ν - кинематическая вязкость крови ($м^2/с$); μ - динамическая вязкость крови ($Па \cdot с$); ρ - плотность крови ($кг/м^3$); P - давление крови ($Па$); f - внешние силы; t - время (с).

Под внешними силами f в уравнении (1) понимаются, как правило, силы гравитации. Этой величиной при моделировании гемодинамики, как правило, пренебрегают ($f = 0$). Кинематическую вязкость крови считают постоянной $\nu = \text{const}$. Таким образом, в уравнении (1) две неизвестные: скорость крови u и давление P . Следовательно, необходимо добавить еще одно уравнение - уравнение неразрывности:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div} \rho u = 0. \quad (2)$$

Так как кровь моделируется как ньютоновская несжимаемая жидкость, то $\rho = \text{const}$. Следовательно, уравнение (2) запишется в виде:

$$\text{div} u = 0. \quad (3)$$

Рассмотрим расчетную область D . Расчетная область состоит из базилярной артерии и двух сосудов, на которые она разделяется (бифурцирует). Согласно экспериментальным данным, длина l_{BA} базилярной артерии варьируется от 24.8 до 38.5 мм. Диаметр d_{BA} базилярной артерии изменяется в пределах от 2.7 до 4.28 мм. В месте бифуркации базилярная артерия разделяется на левую и правую задние мозговые артерии. Угол бифуркации α составляет от 30° до 180° . Длина

левой/правой задней мозговой артерии ($l_{лев} / l_{прав}$) составляет 6.9 ± 3.1 мм / 6.8 ± 2.7 мм соответственно. Диаметр левой/правой задней мозговой артерии

($d_{лев} / d_{прав}$) равен 2.2 ± 0.6 мм / 2.1 ± 0.7 мм соответственно [2].

Для решения системы уравнений (1), (3) необходимо задать начальные и граничные условия. Для поверхности стенки сосуда D_C запишем условие прилипания:

$$u \Big|_{D_C} = 0. \quad (4)$$

Для входной границы $D_{вх}$ так же, как и для выходных границ $D_{лев,вых}$, $D_{прав,вых}$ граничные условия могут быть заданы исследователем. Однако в настоящий момент наиболее перспективным способом является получение граничных условий из многомасштабных моделей гемодинамики [3].

Для определения начальных условий $u_0 = u(x, y, z, t)$ и $P_0 = P(x, y, z, t)$ при $t = 0$ необходимо решить задачу Стокса.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Для проведения численных экспериментов была построена расчетная область D . Параметры расчетной области составляют: $l_{БА} = 30$ мм.; $d_{БА} = 3$ мм.; $\alpha = 120^\circ$; $l_{лев} = 7$ мм.; $l_{прав} = 7$ мм.; $d_{лев} = 2$ мм.; $d_{прав} = 2$ мм. Параметры крови: $\nu = 3.3 \cdot 10^{-6}$ м²/с; $\mu = 0.003$ Па/с; $\rho = 1050$ кг/м³.

В качестве алгоритма решения уравнений математической модели был выбран метод конечных элементов (МКЭ). Расчетная область была разделена на 18984 конечных элементов (тетраэдров). Для моделирования течения крови по базилярной артерии на входной границе потока $D_{вх}$ был задан профиль скорости в соответствии с законом Пуазейля (условие Дирихле):

$$u = u_{\max} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right), \quad u = u_{\max} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right), \\ r(y, z) = (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2, \quad (5)$$

где y_0, z_0 - координаты центра границы D_{ax} ; u_{cp} - средняя скорость потока крови; u_{max} - максимальная скорость потока крови.

Для выходных границ $D_{лев,вых}$, $D_{прав,вых}$ были заданы условия свободного вытекания (условия Неймана):

$$\left. \frac{\partial u}{\partial n} \right|_{D_{лев,вых}} = 0 \quad \left. \frac{\partial u}{\partial n} \right|_{D_{прав,вых}} = 0 \quad (6)$$

где n - внешняя нормаль к границам $D_{лев,вых}$, $D_{прав,вых}$.

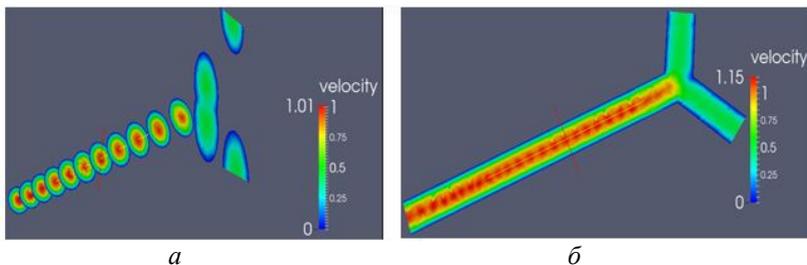
Для стенки сосуда было задано условие прилипания (4).

На языке программирования C++ была разработана программа решения системы уравнений математической модели движения крови по базилярной артерии (1), (3-6) с применением технологии MPI. Для расчетов использовался суперкомпьютер «Ломоносов» НИВЦ МГУ им. М.В. Ломоносова [4]. Программа запускалась со следующими параметрами:

$$N = 256, n = 2048,$$

где N – число вычислительных узлов; n – общее число MPI-процессов.

Моделировался период времени $t \in [0; 1]$ с с шагом дискретизации по времени $dt = 0.0001$ с. Результат расчета представлен на рисунке.



Скорость течения крови в области бифуркации базилярной артерии:
a - перпендикулярные сечения базилярной артерии при $t = 0.133$; *б* -
 продольное сечение базилярной артерии при $t = 0.133$

Таким образом, разработана математическая модель движения крови по базилярной артерии в частных производных. С помощью

данной модели возможен расчет гемодинамических параметров в области бифуркации базилярной артерии и расчет пристеночного напряжения сдвига. Полученная информация может использоваться для прогнозирования возникновения и развития аневризмы базилярной артерии.

Библиографический список

1. Formaggia, L. Cardiovascular Mathematics. Modeling and simulation of cardiovascular system / L. Formaggia, A. Quarteroni, A. Veneziani — Milan : Springer-Verlag, 2009. — 522 p.
2. Kamath, S. Observations on the length and diameter of vessels forming the circle of Willis // *Journal of Anatomy*. — 1981. — Vol. 133, № 3. — P. 419-423.
3. Frolov, S.V., Sindeev S.V., Lischouk V.A., Gazizova D.Sh., Liepsch D., Balasso A. Development of multiscale hemodynamics model for research of basilar artery circulation // *Вопросы современной науки и практики. Объединенный университет им. В.И. Вернадского*. — 2013. — Vol. 48, № 4. — P. 46-53.
4. Воеводин В., Жуматий С., Соболев С., Антонов А., Брызгалов П., Никитенко Д., Стефанов К., Воеводин В. Практика суперкомпьютера "Ломоносов" // *Открытые системы*, № 7. 2012. С. 36-39.

ИНТЕГРАЦИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ В ИНФОРМАЦИОННУЮ СИСТЕМУ ЛЕЧЕБНО- ПРОФИЛАКТИЧЕСКОГО УЧРЕЖДЕНИЯ

М.С. Фролова, И.А. Толстухин

Тамбовский государственный технический университет

В современной медицине переход на современные информационные технологии обеспечивает ряд новых возможностей и интеграцию с системами цифровой диагностики. Это улучшает качество сервиса, сокращает время обследования, увеличивает точность диагностики, позволяет проводить удаленные консультации, обследования, анализ и удаленную обработку первичной информации в высокоспециализированных центрах, а также предоставляет возможности долговременного хранения информации о пациентах в цифровой форме. В современном лечебно-профилактическом учреждении (ЛПУ) существует необходимость объединения сбора данных и улучшения информационного потока. Очевидно, что информационные технологии и электронное хранение медицинской информации повышают качество здравоохранения.

ния, а для эффективной работы важна тесная связь между всеми подразделениями ЛПУ. В настоящее время отмечается, что применение комплексных медицинских информационных систем (КМИС), позволяющих организовать управление ЛПУ на новом техническом/технологическом уровне, постепенно становится нормой для современных ЛПУ. Поэтому сегодня в мире все большее распространение получают медицинские информационные системы (МИС) и КМИС. Работа МИС основана на внедрении электронного документооборота [83].

На рисунке представлена возможная архитектура решения, использующего интеграционный интерфейс для решения вышеописанных задач.



Взаимодействие ЛИС и интеграционного интерфейса

Рисунок показывает возможную топологию, одним из элементов которой является независимый интеграционный интерфейс. Как видно из схемы, интерфейс, с одной стороны, взаимодействует с ЛИС посредством общепринятого протокола XML, значительно упрощая интеграцию с системой, с другой – он полностью берет на себя управление парком оборудования лаборатории. Приборы с портом RS-232 подсоединяются с использованием простого преобразователя сигнала, не требуя отдельного компьютера [1]. Приборы, основанные на РС, подключаются через принт-драйвер, и данные от них проходят процесс разбора системой [2].

Для оптимальной интеграции в МИС медицинская техника (МТ) должна обладать возможностью подключения к сети Интернет, а также иметь интерфейс для работы с ПК.

При разработке и интеграции в ЛПУ МИС и КМИС, а также при выборе медицинской техники с учетом этой интеграции необходимо уделять внимание защите медицинской информации. Эта про-

блема особенно важна, так как «большая сложность и специфика интегрированных медицинских систем обуславливают сложность вопросов безопасности» [3].

В МИС проблемы безопасности рассматриваются специфически: с одной стороны, необходимо соблюдать врачебную тайну, с другой – данные пациента могут использоваться в статистике, анализе и при проведении различных исследований. Обработка и анализ массивов записей могут быть чрезвычайно полезны как в научном плане, так и для получения разного рода прогнозов, оценок, важной статистической информации, они также могут быть весьма продуктивны для разработки и тестирования новых методик, лекарств, оборудования и др. [3].

Так, МИС и КМИС должны обеспечивать информационную безопасность, под которой «обычно понимают защиту интересов субъектов информационных отношений» [3]. Интегрируемая в МИС медицинская техника не должна противоречить механизму, применяемому для создания безопасности медицинской информации в конкретной МИС. При этом следует отметить, что проблемы информационной безопасности в общем случае относятся к алгоритмически неразрешимым проблемам, что говорит об их более высокой сложности и необходимости применения для исследования комплексных аспектов безопасности более сложных и затратных системных методов [3].

Считается, что для оптимальной работы МИС при ее разработке должны использоваться теория и методы открытых систем и построение среды открытой системы.

Взаимодействие программно-аппаратных компонентов и интеграция МТ в МИС будут упрощены при наличии среды открытой системы, представляющей «исчерпывающий набор интерфейсов, служб и поддерживающих форматов, отражающих представления пользователя о взаимодействии, переносимости прикладных программ, данных и мобильности пользователей, оформленных в виде стандартов информационных технологий и профилей» [4]. Разумеется, МТ легче может быть интегрирована в открытую систему. Но следует иметь в виду, что задача построения среды открытой системы в общем случае является весьма и весьма сложной, многоаспектной, с рядом недостаточно проработанных проблемных областей, как например, совместное рассмотрение факторов, имеющих различные уровни сложности, проблемы интероперабельности, связанной с несоответствием архитектур (architecture mismatch) и др. [3].

Таким образом, прогресс медицинских и информационных технологий, потребности общества и законодательные новации явля-

ются основой для разработки и интеграции систем электронного здравоохранения [5]. Так как количество МИС в России будет только увеличиваться, надо учитывать, как МТ может быть интегрирована в информационную систему. Такие проблемы, как безопасность данных, соответствие регулирующим законам, необходимость эффективно управлять большими объемами данных, желание уменьшить нагрузку на персонал, добавляют дополнительные уровни сложности к процессу интеграции.

В большинстве случаев игнорирование требований по интеграции МИС МТ во время этапов внедрения приводит к ошибкам в осуществлении и внедрении конкретного проекта. Когда проект подходит к интеграционной части, то эти ошибки приходится исправлять или через изменение самой МИС и КМИС, или создавая более сложные интерфейсы. Понимание требований и вариантов интеграции МТ и информационной системы в начале проекта по техническому оснащению упрощает интеграцию МТ с МИС и повышает вероятность того, что ЛПУ получит максимальную выгоду, эффективно управляя передачей данных между МТ и МИС [1].

Библиографический список

1. Гулиев, А.Я. Перспективы механизмов интеграции лабораторных информационных систем и медицинского оборудования / А.Я. Гулиев // Труды международной конференции «Программные системы: теория и приложения», ИПС РАН им. А.К. Айламазяна, г. Переславль-Залесский, май 2009 / под ред. С.М. Абрамова и С.В. Знаменского. В 2-х т. — Переславль-Залесский: Изд-во «Университет города Переславля», 2009. - Т. 2. - С. 165-174.
2. Сайт Altey Laboratory. Информационные системы России [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.altey.ru/index.php/products/dm.html>.
3. Brown SL, Bright RA, Travis DA, eds. Medical device epidemiology and surveillance. Chichester, Wiley, 2007.
4. Группа авторов под общей редакцией Олейникова А.Я. Технология открытых систем. - Москва: Янус-К, 2004.- 287 с.
5. Фролова, М.С. Возможности интеграции медицинской техники в информационную систему лечебно-профилактического учреждения /М.С. Фролова// Наука и образование для устойчивого развития экономики, природы и общества: сб. докл. Межд. н-п конферен. – В 4 т. / Тамб. гос. техн. ун-т. – Тамбов, 2013. – Т. 3. С.405-415.

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ИНФАРКТА МИОКАРДА РАЗЛИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ НА ОСНОВЕ НЕЙРОСЕТЕВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

В.А. Исмагилов

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., канд.техн.наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

В настоящее время остро стоят проблемы лечения человеческого организма в связи с увеличением общего количества нарушений в функционировании организма и возникновением одних нарушений на фоне других. Особенно это касается сердечно-сосудистых заболеваний. Учитывая то, что они являются тяжело излечимыми, заболевания сердечно-сосудистой системы занимают первое место среди других заболеваний по смертности. Около 60 % жителей России умирают именно из-за заболеваний сердечно-сосудистой системы, где половину всего количества заболеваний составляет инфаркт миокарда [1]. Инфаркт миокарда (ИМ) - одна из клинических форм ишемической болезни сердца, протекающая с развитием ишемического некроза участка миокарда, обусловленного абсолютной или относительной недостаточностью его кровоснабжения.

Современная классификация ИМ предусматривает его деление:

- по величине и глубине поражения сердечной мышцы;
- по характеру течения заболевания;
- по локализации ИМ;
- по стадии заболевания.

Ввиду большой вариативности и распространенности данного заболевания его качественная и своевременная диагностика является одной из актуальнейших задач современного здравоохранения.

Распознавание всех симптомов и выделение конкретного нарушения, а также определение оптимальной стратегии лечения кардиологических заболеваний пациентов, подразумевающей под собой принятие пациентом специализированных лекарственных препаратов в определенных дозах в определенный временной промежуток - это два ключевых момента при постановке диагноза и прогнозировании течения заболеваний. Лицом, принимающим такие ответственные решения, должен быть квалифицированный специалист с большим опытом работы. В силу различных обстоятельств не все медицинские учреждения здравоохранения имеют опытных кардиологов, и, несмотря на

значительное разнообразие применяемых математических, статистических способов и компьютерных средств при обработке медицинской информации, в этой сфере остается крайне актуальной задача повышения достоверности функционирования систем анализа электрокардиосигнала (ЭКС) для диагностики инфаркта миокарда различной локализации. Существующие классические методики и средства диагностики, основанные на амплитудно-временном анализе ЭКС, не удовлетворяют современным требованиям достоверности диагностики инфаркта миокарда (ИМ) - диагностируются 3 инфаркта миокарда из 4 [2]. С учетом имеющихся несовершенных приборов и систем диагностики ИМ, а также человеческого фактора актуальной является необходимость создания системы поддержки принятия решения с повышенной достоверностью диагностики ИМ, способной помочь врачу в постановке наиболее точного диагноза, что позволит добиться наилучшего исхода заболевания.

Отдельно стоит выделить применение искусственных нейронных сетевых технологий (НС) в анализе ЭКС для диагностики ИМ. Нейросетевой анализ (НСА) кардиографической информации активно развивается и привлекает исследователей всего мира в решении поставленного вопроса. Однако достоверность НСА при диагностике ИМ, определяемая чувствительностью и специфичностью, составляет порядка 85-90 % и также не удовлетворяет требованиям современного здравоохранения.

Под специфичностью понимается вероятность правильного определения здоровых людей среди общего числа здоровых, а чувствительность – это вероятность правильного определения больных пациентов среди общего числа больных [3].

Проблема повышения достоверности диагностики состояния сердца обуславливает необходимость улучшения подходов к получению новой диагностической информации и использованию современных систем диагностики и систем поддержки принятия решений.

Для решения данной проблемы необходимо выполнение следующих действий.

1. Проведение анализа существующих методик и средств обработки кардиографической информации для диагностики инфаркта миокарда. Выявление их недостатков и обоснование необходимости разработки новой методики обработки кардиографической информации на основе нейросетевого анализа электрокардиосигнала [4].

2. Разработка новой методики определения электрофизиологических характеристик сердца для диагностики инфаркта миокарда.

3. Разработка новой методики нейросетевого анализа электрокардиосигнала для диагностики инфаркта миокарда на основе совместного анализа прямых признаков инфаркта миокарда и отдельных элементов кардиоцикла.

4. Разработка новой методики выделения отдельных элементов кардиоцикла.

5. Построение выходных логических функций для составления диагностического заключения о локализации инфаркта миокарда.

6. Разработка и внедрение системы поддержки принятия решения для диагностики различных локализаций инфаркта миокарда на основе нейросетевых технологий.

Создание системы поддержки принятия решений на основе нейросетевого анализа электрокардиосигнала для диагностики инфаркта миокарда будет способствовать определению особо значимых параметров состояния сердца, т.е. будет осуществлять помощь врачу в решении сложных задач, возникающих при необходимости выбора тех или иных методов лекарственного воздействия при повреждении миокарда с целью приостановления или замедления его прогрессирования и поддержания качества жизни пациента [5]. Разработка подобной системы может стать хорошим помощником в работе врача-кардиолога и способствовать более качественной постановке диагноза заболевания, что позволит улучшить качество жизни, а главное - снизить смертность людей от инфаркта миокарда.

Библиографический список

1. Портал Remedium.ru. Новости медицины и фармации. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.gemedium.ru/news/> (дата обращения 18.10.2014).
2. Струтынский А.В. Электрокардиограмма. Анализ и интерпретация. — М: МЕДпресс-информ, 2009 г., 224 с.
3. Ежов А., Четкин В. Нейронные сети в медицине. Открытые системы N4/97 стр. 34-37.
4. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учеб. пособие / В.Г.Гусев. - М.: Машиностроение, 2004. – 759 с.
5. Зудбинов Ю.И. Азбука ЭКГ. - Издание 3. - Ростов-на-Дону: «Феникс», 2003. 160 с.

НОВЫЕ МЕТОДИКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Р.М. Рафиков

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О. канд.техн.наук, доцент,
декан факультета авиационного приборостроения УГАТУ
Уфимский государственный технический университет

Несмотря на значительные успехи при решении вопросов прогноза, терапии и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний, смертность от данной патологии растет. Во многом решение этой проблемы зависит от эффективной и своевременной, то есть ранней диагностики патологических изменений в сердечной мышце.

В течение последних 20 лет получили развитие новые методы ЭКГ-диагностики и начало формироваться новое направление – неинвазивная электрофизиология. Она базируется на современных методах цифровой обработки ЭКГ-сигнала, которые позволяют измерять и оценивать данные, не доступные стандартному методу оценки.

Дополнительную информацию об электрической активности сердца дают методы: холтеровского мониторирования, вариабельности сердечного ритма и альтернации амплитуды Т-зубца, дисперсии длительности Р-зубца и комплекса QRS, интервалов QT, QTa, JT, JTa [2]. Однако регистрируемый с поверхностных электродов ЭКГ-сигнал, отражая функцию или дисфункцию специфических ионных каналов и являясь интеграцией электрофизиологического феномена миллионов миоцитов, содержит дополнительную информацию, не видимую на стандартной ЭКГ.

Существующие и разрабатываемые новые электрокардиографические методы диагностики, обладая принципиально новыми диагностическими возможностями, все шире внедряются в повседневную клиническую практику кардиологических отделений, кардиологических диспансеров, сети поликлинических отделений. Среди них можно в первую очередь отметить методы: ЭКГ высокого разрешения, спектрально-временного, поверхностного и дисперсионного картирования, дипольной электрокардиотопографии (ДЭКАРТО), новых аспектов анализа вариабельности сердечного ритма, дисперсии амплитудных и временных характеристик P-QRS-T (включая анализ “beat-to-beat”).

Для обозначения новых методов сбора, обработки и изображения ЭКГ сигнала используется понятие электрокардиографии 3-го и 4-го поколения. Одним из первых среди них и достаточно известных является метод электрокардиографии высокого разрешения (ЭКГ ВР).

Сигналы, названные поздними потенциалами желудочков (ППЖ), регистрируются с поверхности тела в виде низкоамплитудной фрагментированной электрической активности, локализованной в конце комплекса QRS и на протяжении сегмента ST.

Следует только отметить, что для прогноза развития фатальных аритмий необходимо четко понимать возможности данного метода и его ограничения. Это, во-первых, проблемы, связанные с использованием усреднения в условиях возможной динамической изменчивости сигналов, во-вторых, понимание того, что ППЖ в лучшем случае отражают лишь наличие задержки проведения и тем самым предрасположенность сердца к циркуляторным тахиаритмиям в условиях синусового ритма, в-третьих, некоторые постинфарктные эктопические ритмы могут быть обусловлены фокусной разрядкой волокон Пуркинье, а ППЖ могут быть не связаны (или связаны лишь частично) с фатальными аритмиями.

В настоящее время широко используется термин «электрофизиологическое ремоделирование миокарда» (ЭРМ). Данный термин используется чаще при изучении патологических процессов в предсердиях и использовался применительно электрическим и электрофизиологическим процессам в миокарде, обуславливающим развитие пароксизмальных форм МА и нарушений, сопровождающих ее постоянную форму, упоминается по отношению к гипертрофии и сердечной недостаточности.

Определение понятия ЭРМ может быть следующим: электрофизиологическое ремоделирование миокарда – комплекс молекулярных, метаболических и ультраструктурных изменений кардиомиоцитов и внеклеточного матрикса, обуславливающих нарушение электрофизиологических свойств и ассоциирующихся с патологическими электрофизиологическими и электрокардиографическими феноменами, сопровождающими структурное ремоделирование миокарда.

Наиболее существенное повышение точности оценки состояния сердца обеспечивает электрокардиографическое картирование, предполагающее определение электрического потенциала на всей поверхности тела путем синхронной регистрации сигналов множественных отведений, распределенных на этой поверхности. При ЭКГ-картировании объем исходной информации об электрическом поле сердца существенно больше, чем при использовании общепринятых электрокардиографических методов, причем открываются возможности более подробного и глубокого анализа измеренных данных. Поэтому ЭКГ-картирование может обеспечить более высокую точность диагностики. Простой способ параметризации сигналов, измеренных

множественными отведениями, основан на представлении их в виде совокупности электрокардиограмм. На развертке поверхности грудной клетки изображены скалярные величины электрического потенциала (однополюсные ЭКГ) в местах, соответствующих позициям электродов грудных отведений. Оцениваются характеристики, общепринятые в стандартной ЭКГ. Для определения "собственных" параметров каждого сигнала во времени не требуется синхронизации сигналов всех отведений между собой. Метод, учитывающий совокупность синхронных сигналов и дающий возможность построения карт распределения электрического поля, измеряемой в каждый заданный момент времени, носит название изопотенциальных карт поверхностного потенциала. Они отражают три основных электрофизиологических состояния сердца: состояние покоя поляризованного миокарда или невозбудимых областей сердца; состояние активации - наличие фронта деполяризации пересекающего стенку сердца; состояние полного возбуждения - полностью деполяризованного миокарда после прохождения фронта деполяризации. Совокупность карт, построенных для последовательных моментов времени периода деполяризации, дает наглядное представление о динамике охвата сердца возбуждением. Такие карты отображаются графически как совокупность эквипотенциальных линий, спроектированных на развернутую поверхность грудной клетки, с указанием экстремумов потенциала [3].

В методе дисперсионного картирования ЭКГ (ДК ЭКГ) используется математическая модель расчета электрических напряжений между близко расположенными поверхностными точками на основе модельного учета электромагнитного излучения миокарда. Физическое существо этой модели заключается в том, что существует объективная зависимость между средней амплитудой микроальтернаций и разностным сигналом, характеризующем электрическую симметрию между правым и левым желудочками и правым и левым предсердиями. Именно анализ этих разностных сигналов порождает карту микроколебаний ЭКГ, которая была в методе ДК ЭКГ названа «дисперсионной картой». Эта модель позволяет получить устойчивый сигнал микроколебаний ЭКГ, отражающий не только микроальтернации Т-волны, но и микроколебания QRS-комплекса и Р-волны даже в состоянии покоя [1].

Проведенные экспериментальные исследования и использование результатов в клинических наблюдениях показали, что ЭКГ-картирование действительно превосходит общепринятую электрокардиографию по точности диагностики повторных инфарктов миокарда и инфарктов миокарда задней локализации, поражения миокарда при тестах с физической нагрузкой, при выявлении

дополнительных предсердножелудочковых проводящих путей и внутрижелудочковых блокад, желудочковых гипертрофий и др.

Важно использовать высокий исследовательский и диагностический потенциал передовых технологий, так как без их использования нельзя поднять на новый уровень качество оказания специализированной кардиологической помощи.

Библиографический список.

1. Дисперсионное картирование ЭКГ [http://www.mkcs.ru/netcat_files/209_60.pdf]
2. Холтер. Вариабельность ритма сердца. Циркадные ритмы. [http://archive.posohov.ru/content/view/59/26/].
3. Новые методы электрокардиографической диагностики [http://ilab.xmedtest.net/?q=node/5943].

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ И УПРАВЛЕНИЯ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

И.В.Чадлин

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О, канд.техн.наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Информационные интеллектуальные технологии помогают ускорить процесс анализа экономической, социальной или технической ситуации. Интеллектуальные технологии формируются при создании информационных систем и технологий с целью повысить эффективность принятия решений в условиях, связанных с возникновением проблемных ситуаций. Использование современных информационных технологий является важным фактором развития большинства отраслей производства и областей практической деятельности. Поэтому разработка и внедрение информационных систем в различные отрасли производства становятся одними из самых актуальных задач на сегодняшний день. Широкое применение интеллектуальные технологии обработки информации и управления получили в медико-биологической практике. В последнее время неуклонно растает значение информационного обеспечения в различных медицинских учреждениях.

Медицинские интеллектуальные информационные системы позволяют врачу не только проверить собственные диагностические предположения, но и обратиться к компьютеру за консультацией при

трудных диагностических ситуациях. Особенностью является то, что работа с интеллектуальными системами может вестись удалённо.

Среди систем, используемых в терапевтических, диагностических и других целях в медико-биологической практике, выделяют экспертные системы и интеллектуальные информационно-поисковые системы.

Экспертными системами считаются сложные программные комплексы, имеющие накопленные знания специалистов в каких-либо конкретных областях, а также используемые для консультации пользователей, имеющих более низкую квалификацию. Применение экспертных систем достаточно разнообразно. Их применяют в таких областях, как бизнес, производство, военные приложения, медицина, космос, юриспруденция, сельское хозяйство [1].

В классической экспертной системе выделяют следующие компоненты.

1. Механизм логического вывода, предназначенный для получения новой информации на основе сопоставления исходных данных из базы знаний и из рабочей памяти.

2. Рабочая память, которая предназначена для хранения исходных и промежуточных фактов решаемой в данный момент задачи.

3. База знаний, необходимая для хранения долгосрочных фактов, которые описывают отношения между этими фактами и другими знаниями в какой-либо определенной предметной области.

4. Подсистема приобретения и пополнения знаний, автоматизирующая процесс заполнения экспертной системы новыми знаниями, осуществляемый пользователем-экспертом, а также, адаптации базы знаний системы к условиям ее функционирования.

5. Подсистема объяснений поясняет пользователю, как система получила решение той или иной задачи, а также какие знания при этом использовала. Данный компонент экспертной системы позволяет облегчить эксперту тестирование системы и повышает доверие пользователя к результату.

6. Подсистема диалога ориентирована на организацию дружественного интерфейса со всеми категориями пользователей в ходе решения какой-либо задачи, а также в ходе приобретения знаний и объяснения результатов работы.

7. Подсистема взаимодействия с внешним миром.

В основном экспертные системы применяются при диагностике неотложных либо угрожающих состояний в условиях недостатка времени и при ограниченных возможностях обследования пациента.

Среди экспертных систем можно выделить самообучающиеся интеллектуальные системы. Такие системы основаны на методах автоматической классификации ситуаций из реальной практики или на методах обучения на примерах. Один из примеров самообучающихся систем – искусственные нейронные сети, являющиеся структурой для обработки когнитивной информации и основанные на моделировании функций мозга.

Интеллектуальные системы нейронных сетей применяются во многих областях здравоохранения. Например, в области хирургии на основе таких сетей создали систему прогнозирования риска развития желчнокаменной болезни у людей с избыточной массой тела [5].

При создании интеллектуальных нейронных сетей участвуют врач-эксперт, математик и программист. Основная роль в разработке принадлежит врачу-эксперту, который передает нейронной сети свой индивидуальный опыт, а также опыт своих коллег, обучает сеть на реальных данных, полученных путем наблюдения. Среди положительных свойств интеллектуальных нейронных сетей можно выделить их непрограммируемость, т.е. сети не используют никаких правил вывода для постановки диагноза, а обучаются делать это на реальных примерах [4].

Среди интеллектуальных медицинских систем особое место занимают информационно-поисковые системы. Такой системой называется прикладная компьютерная среда для обработки, хранения, сортировки, фильтрации и поиска больших массивов со структурированной информацией. Каждая информационно-поисковая система состоит из двух частей: базы данных и системы управления базами данных (комплекс программных и языковых средств, которые необходимы для создания баз данных, поддержания их в актуальном состоянии и организации поиска в них нужной информации).

Среди существующих на данный момент интеллектуальных систем можно выделить следующие:

DXPlain – интеллектуальная система, позволяющая проводить поддержку клинических решений. В основном она используется в качестве ассистента в процессе диагностики и содержит в своей базе знаний симптомы, лабораторные данные процедуры, которые автоматически связывают их со списком диагнозов. В своей базе система содержит 4500 клинических симптомов, которые связаны ассоциативными связями более чем с 2000 различных диагнозов [2].

Система **Puff** предназначена для интерпретации результатов функционального пульманологического теста. Она использует прецедентную информацию, в её базе прецедентов содержатся десятки тысяч

случаев. Имеется коммерческая версия системы, несколько сотен копий которой внедрено в ряде стран [2].

Общая черта, которая объединяет все приведенные выше примеры, - отсутствие единой универсальной технологии для создания нейросетевых моделей. В разработках используются самые разные алгоритмы функционирования интеллектуальных систем.

Среди рассмотренных интеллектуальных систем, по нашему мнению, самыми перспективными являются системы, которые основаны на нейронных сетях, потому что такие системы хорошо имитируют работу человеческого мозга, что позволяет решать поставленные перед ними задачи аналогично человеку, только более точно и с наименьшим количеством ошибок. Конечно, как и все системы, нейронные сети имеют свои недостатки, но они позволяют решать достаточно сложные задачи. Каждая нейронная сеть имеет свою индивидуальную архитектуру, алгоритм и систему обучения, что позволяет создавать сети для самых разных областей. Также самым важным достоинством перед другими системами, по нашему мнению, является то, что нейронная сеть постоянно обучается, а именно в области медицины это свойство является крайне важным.

Библиографический список

1. Горбань А.Н. Методы нейроинформатики. — Красноярск, 1998.
2. Дюк В.А., Эмануэль В.Л. Информационные технологии в медико-биологических исследованиях. — СПб.: Питер, 2003.
3. Жарко В.И., Цыбин А.К., Малахова И.В. и др. // Вопросы организации и информатизации здравоохранения. — 2006.— № 4. — С. 3—7.
4. Осовский С. Нейронные сети для обработки информации / пер. с польск. — М.: Финансы и статистика, 2004.
5. Чубукова И.А. Data Mining. — М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2008.

ТЕХНОЛОГИИ ДОПОЛНЕННОЙ РЕАЛЬНОСТИ ПРИ ЛАПАРОСКОПИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЯХ

Роженцов А.А., д.т.н., проф., Фурман Я.А., д.т.н., проф.,
Ерусланов Р.В., к.т.н., доцент, Егошин А.А., асп., Чернышев Д.С., асп.
Научный руководитель – Дубровин В.Н., д.м.н., проф.
ФГБОУ ВПО Поволжский государственный технологический
университет, ГБУ РМЭ Республиканская клиническая больница

Современное развитие компьютерных и сетевых технологий стимулирует и актуализирует в медицинской среде развитие таких направлений исследований, которые бы способствовали широкому внедрению виртуального планирования операции, учитывающего индивидуальную анатомию пациента и прогнозирующего опасные зоны. В области интраоперационной навигации на основе визуального 3D моделирования подобные исследования встретились с рядом основных проблем. Во-первых, отсутствуют универсальные методы формирования виртуальной модели оперируемой области пациента, применимые ко всем аппаратам медицинской визуализации (КТ, МРТ). Во-вторых, в большинстве случаев отсутствует связь систем координат диагностического изображения и реального пациента. В существующих современных технологиях повышения качества визуализации сложились следующие направления решения этих проблем: 1) пункционные методы операций под контролем КТ; 2) стереоскопические видеокамеры в операционной в сочетании с инфракрасными метками на инструментах; 3) дополненная реальность.

Дополненная реальность (augmented reality, AR) — среда с прямым или косвенным дополнением физического мира цифровыми данными в режиме реального времени с помощью компьютерных устройств [1]. Данная технология в какой-то мере объединяет предыдущие подходы и включает в себя комбинацию реального и виртуального контентов, их взаимодействие в реальном режиме времени и отображение в 3D-пространстве.

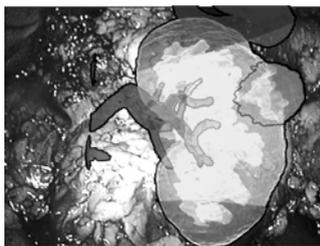
Многими авторами [2, 3, 4] показывается, что технологии дополненной реальности имеют особую актуальность и применимость в медицине. Так, при открытых операциях технология позволит облегчить ориентирование по внутриорганным сосудам. В урологии может облегчить навигацию при пункционных вмешательствах. При видеодоскопических операциях в онкоурологии данные технологии могут использоваться для предоперационного планирования, определения трудных зон, резекции почки без ишемии и т.д.

Для решения задач проведения предоперационного планирования малоинвазивных операций в урологии в ПГТУ (г. Йошкар-Ола) разрабатывается технология дополненной реальности на базе существующего прототипа аппаратно-программного комплекса «Помощник хирурга»[5], основывающегося на компьютерной программе для создание 3D модели на основе любого КТ исследования, методе согласования координат КТ модели и реального пациента на базе 3D дигитайзера и 3D моделировании для интраоперационной навигации при видеоэндоскопической операции.

На первом этапе по изображениям срезов КТ, полученным в результате томографического исследования на любом аппарате КТ, формируется виртуальная 3D модель пациента. На 3D модели хирург выделяет область «хирургического интереса».

На втором этапе выполняется согласование систем координат виртуальной модели и пациента. Для этого вводятся координаты рентгеноконтрастных меток на поверхности тела с помощью 3D дигитайзера, согласованного с хирургическим инструментом, и вычисляются матрицы преобразования систем координат [6].

На третьем этапе выполняется сопоставление изображений виртуальной камеры, согласованной с пациентом, на статических и частично динамических объектах с изображениями камеры видеоэндоскопа (см. рисунок).



Результат совмещения изображений

Дальнейшие работы в показанном направлении связаны с разработкой и реализацией алгоритмов совмещения изображений виртуальной модели и динамичного изображения видеоэндоскопа. В качестве дополнительных источников информации и для повышения качества контроля хирургического доступа планируется использовать комплексирование изображений, получаемых от различных датчиков (УЗИ, КТ, МРТ), в том числе и в реальном масштабе времени.

Данная технология позволит расширить круг возможностей при подготовке к операции: подготовка на этапе предоперационного

планирования, изучение индивидуальной анатомии пациента, возможности обучения начинающих хирургов. Также стоит отметить такую возможность, как демонстрация для понимания пациентом предстоящей операции.

Библиографический список

1. Ronald T. Azuma. A Survey of Augmented Reality // Presence: Teleoperators and Virtual Environments 6, 4 (August 1997), 355-385.
2. Marukawa K., Horiguchi J, Shigeta M. and etc. Laparoscopic nephron-sparing surgery: preoperative assessment with three-dimensional computed tomography // Eur Urol. 2005 Jan;47(1):92-7.
3. Ukimura O, Nakamoto M, Gill IS. Three-dimensional reconstruction of renovascular-tumor anatomy to facilitate zero-ischemia partial nephrectomy. // Eur Urol. 2012 Jan;61(1):211-7. doi: 10.1016/j.eururo.2011.07.068.
4. Komai Y., Sakai Y., Gotohda N., Kobayashi T. and etc. A novel 3-dimensional image analysis system for case-specific kidney anatomy and surgical simulation to facilitate clampless partial nephrectomy. // Urology. 2014 Feb;83(2):500-6. doi: 10.1016/j.urology.2013.09.053.
5. Аппаратно-программный комплекс для определения мест установки троакаров при лапароскопических операциях // Патент Российской Федерации на полезную модель №127615, РОСПАТЕНТ, 2013.
6. Дубровин В.Н., Роженцов А.А., Баширов В.И., Фурман Я.А., Ерусланов Р.В., Кудрявцев А.А. Первый опыт применения метода компьютерной оптимизации малоинвазивного хирургического доступа по предоперационным томографическим данным при проведении ретроперитонеоскопической уретеролитотомии // Медицинский вестник Башкортостана. 2013. Т. 8. № 3. С. 38-41.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ФОТОПЛАНИМЕТРИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ В ОЦЕНКЕ КАЧЕСТВА ЛЕЧЕНИЯ ТРАВМАТИЧЕСКИХ ПОРАЖЕНИЙ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ РТА У ОРТОДОНТИЧЕСКИХ ПАЦИЕНТОВ

А.С.Невдах, Н.Е. Митин, А.В.Севбитов, В.В.Платонова
Стоматологическая клиника «ОртодонтЦентр» г. Москва
Рязанский Государственный медицинский университет им. акад.
И.П.Павлова

Первый Московский государственный медицинский
университет им. И.М.Сеченова

На сегодняшний день проблема лечения травматических ран слизистой оболочки полости рта в процессе ортодонтического лечения остается весьма актуальной. Несмотря на имеющийся широкий выбор эпителизирующих и ранозаживляющих препаратов врачи стоматологи уделяют большое внимание выбору тех или иных лекарственных средств. Одним из факторов, характеризующих рациональность терапии, является выбор метода оценки эффективности.

Сроки заживления раны определяются скоростью течения отдельных фаз раневого процесса. Заполнение раневого дефекта грануляциями, эпителизация, рубцевание раны являются наиболее демонстративными клиническими показателями быстроты ее заживления. Таким образом, скорость заживления представляет собой абсолютную или относительную величину, характеризующую изменение площади раны за единицу времени. Поэтому в клинической практике одним из основных способов определения характера и темпов заживления ран кожи и слизистой оболочек является регистрация скорости уменьшения раневой поверхности во времени. Методы исследования, основанные на этом принципе, называются планиметрическими.

Усовершенствование этих методов и разработка новых способов исследования заживления ран преследует цель повышения их информативности. Метод Л. Н. Поповой, предложенный в 1942 г., предусматривает наложение на рану пластинки простерилизованного в автоклаве целлофана и обрисовывание на нем чернилами контура раны. Затем целлофан с нанесенным контуром кладут на миллиметровую бумагу и путем подсчета квадратных миллиметров внутри контура определяют площадь раны. С целью облегчения указанных манипуляций некоторые авторы (Е.В.Кулешов и К.В.Поворинская, 1971 г.) применяют фотографирование ран с сеткой (1 см² сетки состоит из 25 квадратов по 1 мм²). При повторном исследовании таким же образом, используя аналогичный способ фотографирования ран с сеткой, определяют площадь раны и устанавливают процент уменьшения ее за сутки по отношению к площади, вычисленной при предыдущем измерении по следующей формуле: $(S-S_n) \cdot 100 / S_t$.

Несмотря на то, что способ Л.Н. Поповой нашел свое широкое применение в клинической практике, нам кажется целесообразнее применение более совершенного метода фотопланиметрии. На современном этапе развития науки и техники данный метод позволяет быстро и предельно точно проводить динамическое измерение течения раневого процесса слизистой оболочки полости. Широкое распространение и внедрение в повседневную жизнь цифровой фотографии открывает новые возможности планиметрии.

Целью данного исследования является обоснование эффективности использования фитомазы при лечении травматических поражений слизистой оболочки полости рта у ортодонтических пациентов с помощью метода фотопланиметрии.

Материалы и методы. Исходя из поставленных целей и задач, обследовано 110 разнополых (М:Ж=1:1,2) ортодонтических пациентов клиники «Ортодонт Центр» (г. Москва), имеющих острые и хронические травматические поражения слизистой оболочки полости рта, вызванные применением несъемной вестибулярной ортодонтической аппаратуры.

Фотопланиметрический контроль заживления раневой поверхности определялся путем изготовления фотографий травматических повреждений при их стандартном увеличении. На фотографии накладывалась планиметрическая сетка из расчета 1 точка в 1 мм². Подсчетом числа точек, приходящихся на раневую поверхность, и сравнением этого показателя с предыдущим результатом определялась скорость заживления травматического повреждения в динамике.

Экспериментальное исследование было направлено на изучение влияния фитомазы на репаративные процессы слизистой оболочки полости рта в сравнении с классическими терапевтическими схемами с синтетическими препаратами.

Фотографирование проводилось цифровой камерой Sony a200 объектив - sigma 24-70 mm f2.8 EX DG Macro с последующим наложением сетки в фоторедакторе Photoshop CS.

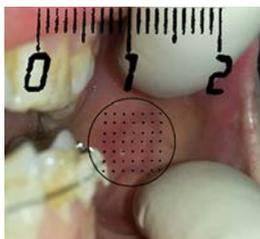


Рисунок 1. Фото травматической эрозии с наложенной сеткой

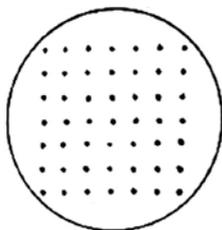


Рисунок 2. Планиметрическая сетка

Результаты и их обсуждение. Клиническую оценку состояния и планиметрическое определение площади раны проводили на 2-е, 4-е, 6-е и 10-е сутки по вышеописанной методике.

Средняя площадь раны перед началом лечения составила $49,3 \pm 0,07 \text{ мм}^2$ ($p \leq 0,05$). В контрольной группе площадь травматической язвы с 1 по 4 день уменьшилась до 37,97 %. За это же время сокращение площади раны в опытной группе - до 49,73 %. С 4 по 8 сутки уменьшение площади поражения в опытной группе составила 2,07 %. В контрольной группе – 10,64 %. К 8 суткам наименьшая площадь травматической раны наблюдалась в контрольной группе $1,02 \pm 0,14 \text{ мм}^2$, в опытной группе $5,25 \pm 0,30 \text{ мм}^2$. На 10 сутки раны обеих групп полностью эпителизировались.

Полученные данные говорят о высокой эффективности применения фитомазы в сравнении с классической схемой лечения, используя синтетические препараты.

Выводы

1. Исследование динамики лечения травматических язв слизистой оболочки полости рта, полученных в процессе ортодонтического лечения возможно с помощью метода фотопланиметрии.
2. Данные, полученные методом фотопланиметрии, указывают, что наиболее эффективным препаратом для лечения травматических поражений слизистой полости рта является фитомазь в сравнении с классической схемой, состоящей из синтетических препаратов.

Библиографический список

1. Арсенина О.И., Григорьян А.С., Фролова О.А., Петрунина О.В. Диагностика и лечение воспалительных процессов в пародонте, возникших при ортодонтическом лечении // Институт стоматологии. - 2007. - №1. - С. 17-19.
2. Барер Г. М. Терапевтическая стоматология: учебник: в 3 ч. Часть 3. Заболевания слизистой оболочки полости рта. - М.: ГЭОТАР-Медиа 2009. – 288 с.

3. Блатун Л.А. Местное медикаментозное лечение ран. Проблемы и новые возможности их решения / Л.А. Блатун // Consilium-medicum. – 2007. -№1. – Т. 9.
4. Гуцол А.А. Практическая морфометрия органов и тканей. Томск, 1988.
5. Персин Л. С. Ортодонтия. Современные методы диагностики зубочелюстных аномалий: руководство для врачей // Медицина. – 2007.
6. Попова Л.Н. Как изменяются границы вновь образующегося эпидермиса при заживлении ран: дис. канд. мед. наук. - Воронеж, 1942.
7. Фенчин К. М. Заживление ран. Киев:Здоровье, 1979.
8. Baricevic M. et al. Oral mucosal lesions during orthodontic treatment // International Journal of Paediatric Dentistry. – 2011. – Т. 21. – №. 2. – С. 96-102.

ЭКСПРЕСС ДЕТЕКТИРОВАНИЕ ОПТИЧЕСКИХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ НА ОСНОВЕ ПОЗДНО ПРИШЕДШИХ ФОТОНОВ

А.Ю. Потлов

ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический
университет»

Прошедшее через биологическую ткань ИК излучение содержит полезную информацию о её оптическом строении. Однако, для того чтобы использовать эту информацию, необходимо восстановить томографические изображения путём вычисления пространственных распределений значений оптических параметров из временных функций рассеяния точки (ВФРТ). Но из-за высокой концентрации рассеивающих частиц процесс восстановления изображения в диффузионной оптической томографии (ДОТ) продолжителен по времени даже при использовании мощных компьютерных систем, что является одной из ключевых проблем ДОТ [1-3].

Целью данной работы является повышение точности методов экспресс регистрации неоднородностей до решения обратной задачи.

Если все ВФРТ для одного объекта представить в виде функции $R(\alpha, t)$, где $\alpha = \frac{360^\circ}{N}, \frac{2 \cdot 360^\circ}{N}, \dots, 360^\circ$ – углы между световодом источника излучения и световодом детектора, N – количество детекторов, t – дискретные моменты времени, и визуализировать их в

виде трехмерной поверхности в декартовой системе координат, то однородный случай будет представлять собой седловую функцию (рис. 1а), а неоднородный случай (поглощающая неоднородность) – аналогичную поверхность (рис. 1б), но с провалом в той её части, которая соответствует ВФРТ, полученным с наиболее близких к неоднородности детекторов [3-5]. Преимуществом такого подхода является то, что он позволяет без решения обратной задачи определить наличие неоднородности в режиме реального времени. Однако на данном этапе расчёты применимы лишь к достаточно большим и сильно поглощающим неоднородностям.

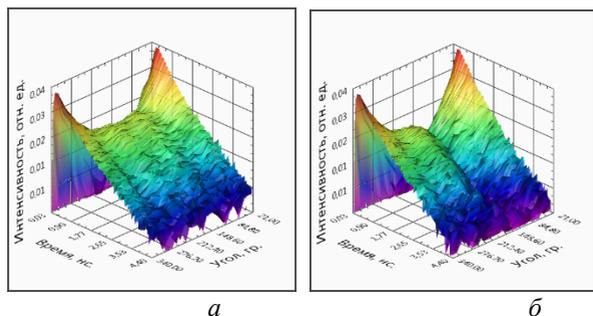


Рис. 1. – Трехмерное представление ВФРТ для однородного (а) и неоднородного (б) случаев в декартовой системе координат. ВФРТ получены методом Монте-Карло

В связи с недостаточной информативностью вышеописанного трехмерного представления (рис. 1) временных зависимостей интенсивности излучения предлагается способ визуализации, основанный на конформном отображении ВФРТ. Он заключается в предварительной обработке $R(\alpha, t)$ и последующем её представлении в виде трехмерных поверхностей в цилиндрической системе координат. Для этого у всех ВФРТ оставляются только части, соответствующие поздно пришедшим фотонам (ППФ) [5]:

$$R_p(\alpha, t_3) = R(\alpha, t) \setminus R(\alpha, t_2),$$

где $t_2 = n, 2n, \dots, T_{\text{isot}}$ и $t_3 = T_{\text{isot}}, T_{\text{isot}} + n, \dots, T$. T_{isot}

– минимальное время, прошедшее с момента падения импульса на объект до момента достижения центра диффузии. Затем производится нормировка $R_p(\alpha, t_3)$ относительно $R_p(\frac{360^\circ}{N}, t_3)$:

$$R_n(\alpha, t_3) = \frac{R_p(\alpha, t_3)}{R_p\left(\frac{360^\circ}{N}, t_3\right)},$$

при этом для снижения негативного воздействия фоновых шумов и, как следствие, повышения точности регистрации неоднородностей каждая ВРФТ аппроксимируется прямой линией.

На основе $R_n(\alpha, t_3)$ создаётся эталонная функция [5]:

$$R_{st}(\alpha, t_3) = R_n\left(\frac{360^\circ}{N}, t_3\right).$$

Функция $R_n(\alpha, t_3)$ видоизменяется с учетом дополнительного коэффициента отображения, K , следующим образом:

$$R_k(\alpha, t_3) = \begin{cases} 1, & R_n(\alpha, t_3) = 1 \\ 1 + (R_n(\alpha, t_3) - 1) \cdot K, & R_n(\alpha, t_3) \neq 1 \end{cases}$$

При этом K задаётся пользователем и может быть любым действительным числом, кроме нуля [5].

Функция $R_{st}(\alpha, t_3)$, а также в однородном случае функция $R_k(\alpha, t_3)$ равны единице при любых α , t_3 и K из области допустимых значений [5]. Для их визуализации в виде трехмерных поверхностей в цилиндрической системе координат производится преобразование координат:

$$\begin{cases} q = \sqrt{\alpha^2 + t_3^2} \\ \psi = \arctg\left(\frac{\alpha}{t_3}\right) \end{cases}$$

В результате отображения получаются функции $R_{st}^*(q, \psi)$ и

$R_k^*(q, \psi)$:

$$R_{st}(\alpha, t_3) \rightarrow R_{st}^*(q, \psi),$$

$$R_k(\alpha, t_3) \rightarrow R_k^*(q, \psi), \quad (1)$$

представляющие собой две совпадающие цилиндрические поверхности (рис. 2, а).

В неоднородном случае $R_k(\alpha, t_3)$ будет равна единице только при $\alpha = \frac{360^\circ}{N}$ и любом допустимом t_3 . Для других значений α , т.е. других ВРФТ, значение функции $R_k(\alpha, t_3)$ будет отличаться

от единицы в большую или меньшую сторону в зависимости от типа неоднородности (поглощающая, рассеивающая), её местоположения, размера и значения коэффициента K . При преобразовании $R_k(\alpha, t_3)$ к функции (1) получится неровная цилиндрическая поверхность (рис. 2, б), причем по характеру её искривлени, можно судить о размере и местоположении неоднородности [5].

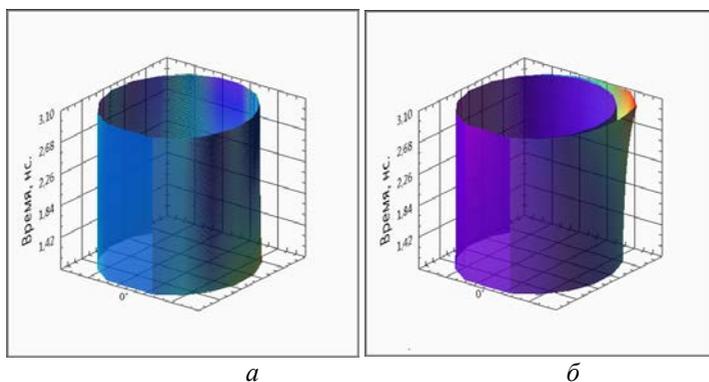


Рис. 2. – Трехмерное представление ППФ для однородного (а) и неоднородного (б) случаев. Коэффициент отображения для (б) $K=1$

Библиографический список

1. Фикс И.И. Использование графических процессоров для решения задачи распространения света в диффузионной флуоресцентной томографии методом Монте-Карло // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского, 2011. № 4. С.190–195.
2. Proskurin S.G. Using late arriving photons for diffuse optical tomography of biological objects // *Quantum Electronics*, 2011. Vol. 41. №5. P. 402–406.
3. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. Detection of an absorbing heterogeneity in a biological object during recording of scattered photons // *Biomedical Engineering*, 2013. Vol. 46. №6. P. 219–223.
4. Proskurin S.G., Potlov A.Y. Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography, *Photonics & Lasers in Medicine*, 2013. Vol.2. Iss.2. P.139–146.
5. Potlov A.Yu., Proskurin S.G., Frolov S.V. Three-dimensional representation of late arriving photons for the detection of inhomogeneous in diffuse optical tomography // *Quantum Electronics*, 2014. Vol. 44. №2. P. 174–181.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ И СПОСОБЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОВОДИМОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Д.Д. Мац

Научный руководитель – Демин А.Ю., д-р техн.наук, доц.
Уфимский государственный авиационный технический университет

В современной диагностической медицине актуальным является направление неинвазивных методов изучения состояния организма человека. К одним из таких методов относится электрическая импедансная томография (ЭИТ). Среди ее преимуществ следует отметить, что в качестве исследующих воздействий не применяются электромагнитные излучения.

Метод визуализирует распределение электрической проводимости в сечениях тканей путем регистрирования разности потенциалов, вызываемых инъекцией переменного тока через контактные электроды. В настоящее время в качестве основных проблем метода можно выделить низкую разрешающую способность и точность [1]. Помимо этого, ограничением для данного вида томографии стала величина инъектируемого тока в тело человека, обусловленная критерием безопасности воздействия (порядка $0.5\text{mA} \pm 20\%$ при частотах 50кГц) [2]. Изначально для исследования распределения электрической проводимости использовались способы реконструкции изображений, обеспечивающие только двумерную картинку с помощью метода преобразования Фурье, который отличается сравнительно небольшим объемом вычислений, однако, чувствителен к помехам и недостаточно информативен по сравнению с трехмерным изображением. С постепенным развитием данного научного направления стали распространяться томографы с трехмерной визуализацией изображения. Например, отечественный аппарат для маммографии «МЭИК» [2] или система электроимпедансной визуализации легких «PulmoVista 500». В таких приборах используется метод обратного проецирования вдоль эквипотенциальных поверхностей электрического поля, характеризующийся высокой скоростью построения картинки. За проецируемые данные принимаются рассчитанные путем взвешенного усреднения относительные разности между опорными и измеренными напряженностями электрического поля, определяемые как разности потенциалов между соседними электродами. Недостатком приведенного способа следует отметить невысокую точность получаемого результата [3].

Проведение научных исследований для снятия проблемы разрешающей способности и точности привело к появлению альтернативного метода ЭИТ - магнитно-резонансная электрически импедансная томография (MREIT – magnetic resonance electrical impedance tomography). Он основан на измерении плотности магнитного потока внутри объекта исследования, вызванного воздействием инжектирующего тока с помощью магнитно-резонансного сканирующего устройства. Из полученных данных вычисляется внутренняя плотность тока. За счет измерения плотности магнитного потока, используя рассчитанную плотность тока, реализуется возможность более точного построения изображения внутренней структуры исследуемого объекта. Следует отметить, что данный метод еще не был опробован в медицинской практике, так как находится в разработке [4].

В заключение стоит отметить, что метод магнитно-резонансной электрически импедансной томографии более точный и обладает лучшей разрешающей способностью изображения, но в области временного разрешения и быстродействия он уступает ЭИТ. Поэтому следует ожидать развития этого метода, как метода построения статических изображений высокой точности и разрешающей способности. В свою очередь, электроимпедансная томография будет двигаться в направлении улучшения точности построения динамических изображений и усовершенствования методов реконструкции изображений.

Библиографический список

1. Пат.2127075 Российская Федерация, МПК⁶ А 61 В 5/05. Способ получения томографического изображения тела и электроимпедансный томограф/ Корженевский А.В., Черепенин В.А.; заявитель и патентообладатель Корженевский А.В., Черепенин В.А. - № 96123647/14; заявл. 11.12.96; опубл. 10.03.99.
2. Сайт разработчика и производителя импедансных томографов «Сим-Техника» - <http://www.impedance.ru/index.html>
3. Гаевская Е. А., Стиренко С. Г.. Методы обработки изображений, полученных с помощью технологии фазового контраста / Е. А. Гаевская, С. Г. Стиренко // Вестник Национального технического университета Украины "Киевский политехнический институт". : Информатика, управления и вычислительная техника . - 2011. - №. 54. - С. 193-198.
4. Seo J.K., Kwon O., Woo E.J. Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): conductivity and current density imaging/ J.K. Seo, O. Kwon, E.J.Woo//Journal of Physics: Conference Series 12 – 2005 – P. 140-155

СЕКЦИЯ 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

НОВЫЕ МЕТОДЫ И ТЕХНИКА СОХРАНЕНИЯ РЕПРОДУКТИВНОГО ЗДОРОВЬЯ ЖЕНЩИН

А.В. Батракова

Научный руководитель – Порунов А.А., канд.техн.наук, проф.

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

Важное социально-медицинское значение в программе сохранения репродуктивного здоровья женщин имеют комплексные меры, направленные на улучшение состояния здоровья женщин, формирование их здорового образа жизни. Одним из потенциальных резервов сохранения рождаемости является увеличение масштабов и качества высокотехнологичной медицинской помощи по лечению различных гинекологических заболеваний женщин и наиболее сложного из них - бесплодия, являющегося в большинстве случаев следствием заболеваний органов репродуктивной системы у женщин в разные периоды жизни [1].

В представленном докладе на основе систематизации отечественных исследований рассматривается проблема сохранения репродуктивного здоровья женщин России (см. диаграмму основных факторов, определяющих репродуктивное здоровье женщин – рис.1), так как охрана здоровья женщины, увеличение рождаемости и сдерживание процессов деградации репродуктивного здоровья женщин стали одними из приоритетных в национальном проекте России «Здоровье».



Рис. 1. Диаграмма факторов, определяющих репродуктивное здоровье женщины

Особое значение в этой связи приобретает разработка методов лечения бесплодия. В последние годы наблюдается бурное развитие достаточно широкого спектра методов, среди которых выделяется метод вспомогательных репродуктивных технологий (ВРТ). Дальнейшее совершенствование этого метода и его внедрение в клиническую практику невозможно без достаточно строгого упорядочивания технологии его применения, чему способствуют ряд правительственных документов [2, 3]. Одним из основных факторов, обеспечивающих успешное использование ВРТ, является адекватная оценка состояния эндометрия, которая затруднена недостаточной изученностью его физиологии и патологии [4,5]. Это прежде всего, обусловлено сложностью биологических механизмов, отвечающих за успешность имплантации, в том числе факторов, определяющих рецепцию эндометрия, секрецию специфического протеина, локальную иммуносупрессию и др. ВОЗ предлагает учитывать более двадцати факторов (причин) женского бесплодия, причем более чем у половины женщин имеет место сочетание двух и более причин. Сложность и необходимость разработки обоснованных технологий выполнения процесса обследования и лечения женщин, страдающих бесплодием, обусловлены объективными трудностями диагностики, связанными с частой неопределенностью клинической картины, а также возрастными и анамнестическими особенностями женщин, обращающихся за лечением ВРТ.

В большинстве случаев для женщин этой группы показано проведение комплексного клинико-лабораторного и инструментального обследования, включающего анализ клинико-anamnestических данных с оценкой соматического и гинекологического статуса, трансвагинальное сканирование органов малого таза с доплерометрией, изучение гормонального профиля, бактериологическое исследование. Как показал анализ результатов клинических исследований группы пациенток, приведенный в работе [4], первичным бесплодием страдали 28 (47,5%) пациенток, вторичным — 31 (52,5%). На основании клинического обследования пациенток с учетом вида доминирующего фактора (причинами) бесплодия предложено разбить их на три группы, как это принято на сегодняшний день в гинекологической практике [2,3, 4,]. Первую группу объединяет трубно-перитонеальный фактор бесплодия, вторую группу – эндокринный фактор, а третью – эндометриоз. Необходимо учитывать некоторую условность этого деления на группы, ввиду сложности сочетания разных факторов у большинства бесплодных женщин. Сравнительный анализ значимости доминирующих факторов бесплодия между собой, представленный в работе [4], показал, что трубно-перитонеальный фактор бесплодия можно оценить как основной при отсутствии маточных труб или их непроходимости. Эндокринный фактор был связан с синдромом склерокистозных яичников, гиперпролактинемией, снижением овариального резерва[4]. Эндометриоз, определенный в результате клинико-лабораторного, инструментального исследования (гистероскопия, лапароскопия), предложено считать основной причиной бесплодия при исключении (или минимальных проявлениях) других факторов. Однако во многом неучтенным остается важнейший фактор бесплодия - эндометриальный. Эхо-признаки патологии эндометрия по данным работы [4] не имели достоверных различий в зависимости от фактора бесплодия. В то время как патология эндометрия выявлена практически у всех пациенток аналогичного контингента [4]. Отсюда следует вывод о том, что комплексное клиническое, инструментальное и лабораторное обследования пациенток с бесплодием подтверждает необходимость учета еще одну группы факторов – технические средства, определяющие достоверность оценки репродуктивного здоровья женщины и возможность его коррекции.

С целью изучения состояния эндометрия при подготовке к лечению бесплодия методами ВРТ часто используется (для оценки рецептивности к имплантации бластоцисты эндометрия) гистероскопия с использованием аппаратуры Karl Storz (Германия), биопсия эндометрия или по показаниям раздельное выскабливание слизистой оболочки цер-

викального канала и полости матки. При этом одновременно с общепринятым гистологическим исследованием принято проводить иммуногисто-химические реакции. Вместе с тем при решении проблемы бесплодия наряду с применением традиционных методов требуется проведение комплексных клинических, лабораторных и инструментальных обследований, которые должны включать оценку анамнеза по репродуктивной и сопряженным с ней системам, общее и специальное гинекологическое обследование, проведение функциональных проб, изучение гормонального профиля, УЗИ органов малого таза в динамике менструального цикла, доплерографию, обследование на урогенитальные инфекции. В этой связи все шире используются видеозендоскопический комплекс, методы и средства ультразвукографии, магниторезонансной томографии, цифровой рентгенографии.

Таким образом, комплексная оценка всех факторов репродуктивного здоровья женщины и в первую очередь состояния эндометрия с учетом клинико-лабораторных, гистологических, иммуногисто-химических и ультраструктурных параметров позволит точнее указать пути для достижения структурно-функционального полноценного «окна имплантации» и улучшить результаты лечения бесплодия методами ВРТ, а также другими перспективными методами [5].

Библиографический список

1. Сухих Г.Т., Адамян Л.В. Улучшение репродуктивного здоровья – стратегическая задача здравоохранения России // XXV Международный конгресс с курсом эндоскопии «Новые технологии в диагностике и лечении гинекологических заболеваний», 5-8 июня 2012, Москва. С.2-12.
2. Информационное письмо Министерства здравоохранения РФ от 11 апреля 2003 г. № 2510/3797-03-32 "Современные технологии в сохранении и восстановлении репродуктивной функции". – М., 2003.
3. Приказ Министерства здравоохранения РФ от 26 февраля 2003 г. № 67 "О применении вспомогательных репродуктивных технологий (ВРТ) в терапии женского и мужского бесплодия". – М., 2003.
4. Самойлов М.В., Серебrenникова К.Г., Бессмертная В.С., Лапшихин А.А., Черников В.П., Мишнёв О.Д. Алгоритм клинико-морфологического обследования эндометрия при подготовке к лечению бесплодия методами вспомогательных репродуктивных технологий // Российский медицинский журнал. – 2009 – №2 – С.29-32.
5. Савельева Г. М., Бреусенко В. Г., Голова Ю. А., Голухов Г. Н., Каприанов С. А., Краснова И. А., Штыров С. В. Современные технологии

в диагностике и лечении заболеваний матки // Российский медицинский журнал. 2006, №5.

АНАЛИЗ И ОБОСНОВАНИЕ ВАРИАНТА ПОСТРОЕНИЯ АКУШЕРСКОГО МОНИТОРА С БЛОКОМ ИНТЕГРАЛЬНОЙ СИГНАЛИЗАЦИИ

А.С. Пушкова, Г.Ф. Сафаутдинова, М.М. Тюрина.

Научный руководитель – Порунов А.А. канд.техн.наук, профессор.

Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева (КАИ).

В середине 80-х годов в области исследования и разработки акушерских мониторов (АМ) стали отчетливо наблюдаться тенденции, связанные с необходимостью расширения состава и функциональных возможностей каналов контроля состояния матери и плода, а также повышения надежности и достоверности информации по контролируемым параметрам (например, ЧСС матери и плода, сокращений матки и др.). Кроме того, большое значение придается удобству и простоте эксплуатации АМ, в частности в структуру вводятся элементы акустической тревожной сигнализации и применяются легко воспринимаемые формы представления информации.

В настоящее время как в России, так и за рубежом ведутся работы по разработке АМ нового поколения и совершенствованию известных систем акушерского мониторинга. Анализ технических характеристик и функций зарубежных АМ [1, 2] позволяет сделать следующие выводы, что существующие АМ значительно отстают от требований современной акушерской практики, в частности, имеют ограниченный набор функций, так как позволяют контролировать только лишь сердечно-сосудистую систему по результатам записи фетальной электрокардиограммы (ЭКГ) и ЭКГ матери. Типовая структурная схема такого АМ показана на рис.1 [3].

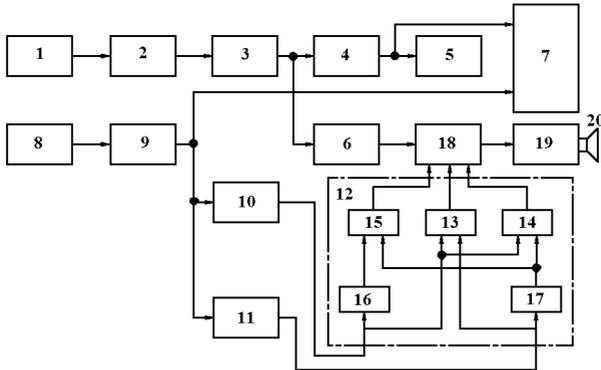


Рис. 1. Структурная схема двухканального акушерского монитора
 1 – электроды; 2 – усилитель электрокардиосигнала; 3 – селектор R – зубца ЭКС; 4 – измеритель частоты сердечных сокращений; 5 – индикатор частоты сердечных сокращений; 6 – управляемый генератор импульсов; 7 – первый двухканальный регистратор; 8 – датчик маточных сокращений; 9 – усилитель постоянного тока; 10, 11 – первый и второй пороговые устройства; 12 – дешифратор; 13-17 – логические элементы; 18 – делитель частоты с переменным коэффициентом деления; 19 – усилитель низкой частоты; 20 – громкоговоритель

Это исключает возможность оценивать процесс родовспоможения в режиме текущего времени, то есть отсутствует возможность прогноза развития состояния системы мать-плод и своевременного принятия мер по предупреждению возникновения критической ситуации. Это связано с тем, что большинство из рассмотренных АМ работают в информационном режиме, когда объем полученной информации может быть проанализирован после завершения процесса родовспоможения. Причиной этого в основном является недостаточно полный контроль физиологических систем матери, ответственных за успешный исход родовспоможения. Так, например, ни один из вариантов АМ не предусматривает контроль нервной системы матери.

Исследования, проведенные Л.И.Лебедевой, показали, что в подготовительном периоде к родам начавшаяся сократительная деятельность матки вызывает десинхронизацию биоэлектрической активности с появлением нестационарных низковольтных колебаний в диапазоне α -ритма. В промежутках между схватками во всех отведениях наблюдается высоковольтный α -ритм с амплитудой потенциалов до 70-100 мкВ и полосой частот до 10 Гц. Сокращения матки вызывают кратковременную генерализованную депрессию доминирующего ритма,

сменяющуюся экзальтацией и появлением на ЭЭГ-сигнале острых и заостренных α -волн. Последние в сочетании с генерализованной β -активностью свидетельствуют о гиперфункции активирующих неспецифических диэнцефальных систем мозга, а, следовательно, это определяет необходимость контроля.

Среди тенденций в разработке АМ, которые сложились в медицинской технике в начале 2000-х годов, следует выделить: введение перекрестных связей в базовых диагностических каналах с целью повышения эффективности (интегральности) представления информации о текущих параметрах состояния системы мать-плод за счет взаимодействия информационных потоков; повышение надежности и достоверности контроля параметров функционирования ССС; совершенствование принципов построения электрогистерографического канала; построение каналов системы с использованием принципа адаптации (метод эталонной модели); создание элементов и устройств тревожной сигнализации, срабатывающих по интегральным оценкам, объединяющим мать и плод, при этом форма представления тревожной сигнализации должна быть наиболее контрастной по сравнению с другими видами информативных сигналов; разработка принципа конструктивного построения электродов, в наибольшей степени учитывающих физиологическую специфику матери и плода.

Особый интерес в этой связи представляет разработка концепции контроля и управления родовой деятельностью на основе метода «эталонной модели», суть которого состоит в текущем контроле отклонения параметров состояния системы «мать-плод» от математической модели этой системы, полученной на основе предварительных диагностических исследований рис.2 [4].

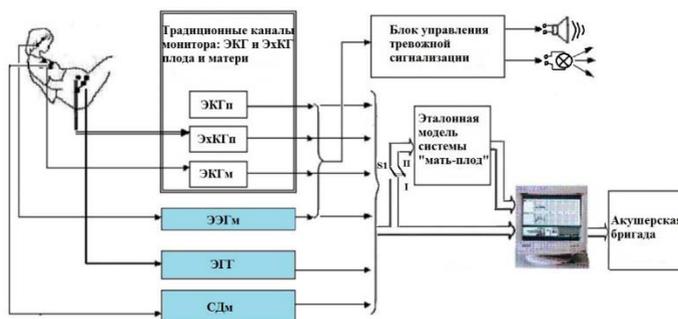


Рис.2. Концепция структурного построения акушерского монитора с расширенными функциональными возможностями

Предлагаемый вариант построения АМ благодаря использованию расширенного состава информативных каналов контроля параметров физиологических систем матери и плода позволяет за счет совместной обработки в блоке управления тревожной сигнализации поступающих от них сигналов сформировать информацию в виде оптических и акустических сигналов в интегральной форме отражающую процесс родовспоможения. Это принципиально отличает данный вариант АМ от зарубежных и отечественных аналогов.

В результате рассмотренный вариант АМ (рис.2) характеризуется повышенной надежностью и достоверностью оценки состояния, как отдельных физиологических систем роженицы, так и системы «мать – плод» в целом, что значительно снижает риск отрицательного исхода в процессе родовспоможения. Таким образом повышается эффективность контроля и управления процессом ведения родов.

Библиографический список

1. Симакина А.О., Бусыгина Т.В., Порунов А.А.. Многоканальная система акушерского мониторинга с расширенными функциональными возможностями. Биомедсистемы-2010. XXIII Всероссийская НТК студентов, молодых ученых и специалистов. Материалы конференции.Рязань: Изд-во РГРТУ, 2010. Часть 2.-С.414-419.
2. Пушкова А.С, Фоминых Е.А., Сафаутдинова Г.Ф.,Порунов А.А. Концепция построения акушерского монитора нового поколения. II международной научно-практической конференции «Fundamentalscienceandtechnology -promisingdevelopments II» (28-29 ноября 2013г. Москва) Материалы конференции. vol.1. spc Academic. North Charleston, SC, USA 29406, 2013, С. 142-149.
3. А.с СССР № 1461403 (МПК А 61 В5/02). Монитор плода, бюл. №8, 1989.
4. Патент на полезную модель РФ № 144038 «Устройство контроля и прогнозирования состояния системы «мать-плод» в процессе родовспоможения»/Авт. Порунов А.А., Пушкова А.С., Тюрина М.М. бюл. № 22, 2014.

СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ МЕДИЦИНСКОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ В MS EXCEL

М.Н. Дмитриева, П.П. Кондриков

Научный руководитель – Дмитриева М.Н., канд.пед.наук, доц.
Рязанский государственный медицинский университет

Большое количество статистической информации (показателей и характеристик состояния человека), получаемой в результате проведения различных медицинских обследований пациентов, может быть представлено в табличном виде и сохранено с последующей обработкой средствами MS Excel.

Помимо ввода данных в табличной форме, возможностей наглядного представления динамики параметров исследуемого процесса путем построения диаграмм различных видов, Excel позволяет проводить статистический анализ данных. Кратко опишем последовательность действий такой работы при решении следующей задачи.

Задача. Изучить связь между относительной физической работоспособностью по тесту PWR 170 (в килограммометрах на 1 кг веса тела) и относительным потреблением кислорода (в литрах на 1 кг веса тела в 1 мин) для группы из 20 человек. Данные приведены в таблице.

Наиболее часто при обработке медицинских данных требуется расчет основных параметров распределения. В MS Excel широко представлены методы описательной статистики. Процедуры, целенаправленно вычисляющие только описательные статистики, сгруппированы в пункте «Описательная статистика» меню статистических процедур пакета «Анализ».

№ испыт.	МПК/кг X	PWC170/кг PWR
1	44,6	13,1
2	31,7	7,8
3	43,1	9,9
4	38,9	8,8
5	40,4	9,2
6	34,8	8,3
7	38,8	9,8
8	30	6
9	46,4	14,4
10	45,7	11,3
11	39,5	10,8
12	38	11,4
13	31,8	7,8
14	35,5	7,8
15	33,5	9,1
16	40,1	11,6
17	36,7	9,8
18	38,8	9,8
19	39,4	10,1
20	42	12,3

В результате анализа в указанном выходном диапазоне для каждого столбца данных выводятся следующие статистические характеристики: среднее, стандартная ошибка, медиана, мода, стандартное отклонение, дисперсия выборки, эксцесс, асимметричность, интервал, минимум, максимум, сумма, счет, наибольшее, наименьшее, уровень надежности. Результаты представлены на рис. 1.

Наиболее значимыми выводами при этом будут значения средних: для $X=38,49\pm 2,17$ (кг/кг веса тела) и для $PWR=9,95\pm 0,95$ (л/кг*мин).

Выполним проверку существования связи между параметрами с помощью коэффициента корреляции Пирсона. Будем считать, что данные находятся в таблице в двух столбцах с названием **PWR** и **X** редактора данных пакета.

Выбор процедуры. Выберем процедуру (корреляция) в меню **Анализ**. В выходном диапазоне получим таблицу, представленную на рис. 2.

<i>X</i>		<i>PWR</i>	
Среднее	38,485	Среднее	9,955
Стандартная ошибка	1,035864	Стандартная ошибка	0,451633
Медиана	38,85	Медиана	9,8
Мода	38,8	Мода	7,8
Стандартное отклонение	4,632525	Стандартное отклонение	2,019764
Дисперсия выборки	21,46029	Дисперсия выборки	4,079447
Экспесс	-0,58209	Экспесс	0,165383
Асимметричность	-0,10194	Асимметричность	0,307366
Интервал	16,4	Интервал	8,4
Минимум	30	Минимум	6
Максимум	46,4	Максимум	14,4
Сумма	769,7	Сумма	199,1
Счет	20	Счет	20
Уровень надежности(95,0%)	2,168089	Уровень надежности(95,0%)	0,945279

Рис.1. Пакет MS Excel. Таблица результатов описательной статистики

Полученный коэффициент корреляции Пирсона равен 0.859. То есть этот коэффициент можно считать значимо отличным от нуля.

	<i>X</i>	<i>PWR</i>
<i>X</i>	1	
<i>PWR</i>	0,858872	1

Рис.2. Пакет MS Excel. Таблица коэффициентов корреляции

Таким образом, с помощью коэффициента корреляции Пирсона установили статистически значимую связь между относительной физической работоспособностью и относительным потреблением кислорода по данным обследования. То есть увеличение относительной физической работоспособности человека ведет к повышению относительного потребления кислорода.

Сделаем несколько замечаний по полученным результатам. Малые выборки позволяют обнаружить связь между переменными только тогда, когда она довольно сильно выражена. Так для выборок объема порядка 20 наблюдений, для выявления связи между ними с помощью коэффициента корреляции Спирмена на пятипроцентном уровне значимости против односторонних альтернатив, значения этого коэффициента, оцененное по выборке, должно превышать по модулю

значение 0.4. Все это соответствует приведенным в нашем примере результатам.

Полученные выводы подтвердим регрессионным анализом (рис. 3)

ВЫВОД ИТОГОВ

<i>Регрессионная статистика</i>	
Множественный R	0,858872
R-квадрат	0,737662
Нормированный R-квадрат	0,723087
Стандартная ошибка	1,06285
Наблюдения	20
<i>Дисперсионный анализ</i>	

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Значимость F</i>
Регрессия	1	57,17578	57,17578	50,61366473	1,25E-06
Остаток	18	20,33372	1,129651		
Итого	19	77,5095			

Рис.3. Пакет MS Excel. Таблица итогов регрессионной статистики

Наглядное представление зависимости рассматриваемых параметров можно продемонстрировать на следующем графике. Используя функцию построения линии тренда, вывели соответствующее линейное уравнение и его график.

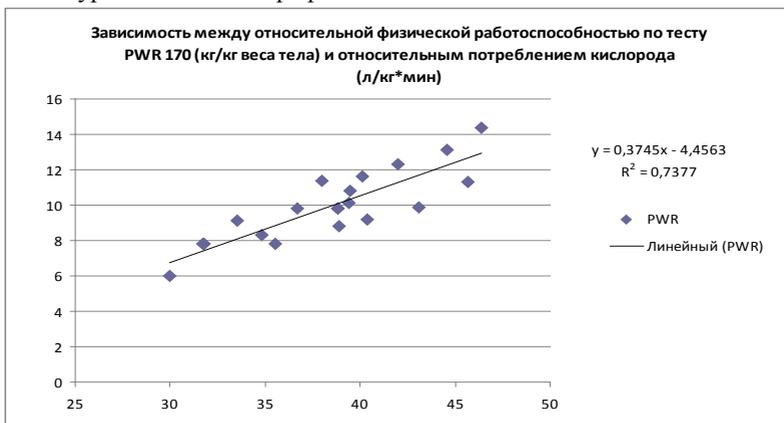


Рис.4

Отметим, что наряду с простотой выполнения таких расчетов средствами MS Excel, необходима грамотная интерпретация полученных результатов статистического анализа. Для этого требуется исследователю знание основ теории вероятностей и математической статистики, можно порекомендовать пособие [1].

1. Булаев М.П. Обработка результатов медицинских и биологических исследований: учеб. пособие. – Рязань.; Рязанский государственный медицинский университет, 2009. - 140 с.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПАКЕТА MSEXCEL И АНАЛИТИЧЕСКОЙ ПЛАТФОРМЫ DEDUCTOR ПРИ ОБУЧЕНИИ СТУДЕНТОВ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКИ

А.В. Баранова

Научные руководители – Кабанов А.Н., канд. техн. наук, доц.,
Булаев М. П., канд. техн. наук, доц., Дорошина Н.В., старший преподаватель

Рязанский государственный медицинский университет

В задачах медицинских исследований первичные данные, сведенные в таблицу «Объект - Свойство» (например, «Пациент – Симптомы»), часто бывают необозримыми, в результате чего непосредственное формирование отношений между объектами практически невозможно. Задача определения таких связей сильно облегчается, если исходное множество таких объектов разделить на небольшое количество групп - кластеров, связанных друг с другом каким-нибудь аналитическим свойством. Обычно в качестве такого свойства используется «похожесть» (близость по параметрам) объектов одной группы.

Задачу кластеризации можно осуществить с помощью построения кратчайшего остовного дерева в MSExcel. В докладе представлено обобщение метода Прима на многомерный случай.

По заданному графу заполняется матрица весов $W(N, N)$. Веса несуществующих ребер предполагаются сколь угодно большими. Образуется массив $P(N)$ меток вершин графа (столбцов матрицы весов). Алгоритм решения задачи заключается в последовательном заполнении массива меток столбцов и состоит из следующих этапов.

Предварительный этап. Обнуляется массив $P(N)$ меток столбцов таблицы. Произвольно выбранному столбцу присваивается значение метки, равной его номеру.

Этап, повторяющийся N-1 раз (общий этап). В строках, номера которых равны номерам помеченных столбцов, находится минимальный элемент среди элементов непомеченных столбцов. Столбец, в котором находится минимальный элемент, помечается меткой, номер которой равен номеру его строки. В случае если минимальных элементов несколько, выбирается любой. После помечивания очередного столбца элементу, симметричному относительно главной диагонали (для многомерного графа с «транспонированными индексами»), присваивается сколь угодно большое значение.

Заключительный этап. Ребра, включенные в минимальное остовное дерево, определяются по меткам столбцов. Вес остовного дерева задается суммой весов входящих в него ребер.

Адаптивная кластеризация множества элементов производится путем удаления части ребер графа по критерию минимальной суммарной дисперсии классов. Для разбиения множества элементов на «K» классов удаляются «K-1» ребер [1].

Далее для каждого класса определяются границы в многомерном пространстве путем задания системы линейных неравенств.

После разбиения на однородные группы целесообразно перейти к поиску главных компонентов каждой группы.

Эта задача решается в MS Excel и в пакете Deductor (Раздел Data Mining) [2].

1. Входные и выходные данные нейронной сети имеют одинаковую размерность.

Входные данные	Выходные данные
X_1	$X_{\text{анп}1}$
X_2	$X_{\text{анп}2}$
X_3	$X_{\text{анп}3}$
X_N	$X_{\text{анп}N}$

2. Скрытый слой определяется числом главных компонентов $M < N$. Недостаток структуры: все нейроны подстраиваются одновременно [1].

Переход к главным компонентам (числом менее трех) в каждом кластере позволяет усилить визуальные возможности последовательного метода обработки. Вместо перечисления всех объектов можно дать список эталонных представителей групп (центров кластеризации), указать номера объектов, указать номера объектов, входящих в состав каждой группы.

Необходимо найти точку внутри области примерно на равном расстоянии от границ области (центр кластеризации).

Исходная система ограничений:

$$\begin{cases} a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + \dots + a_{1n}x_n \geq b_1; \\ \dots\dots\dots; \\ a_{m1}x_1 + a_{m2}x_2 + \dots + a_{mn}x_n \leq b_m. \end{cases} \quad (1)$$

Левые части обозначим:

$$\begin{cases} y_1 = a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + \dots + a_{1n}x_n; \\ \dots\dots\dots; \\ y_m = a_{m1}x_1 + a_{m2}x_2 + \dots + a_{mn}x_n; \end{cases}$$

Берём y_1 как целевую функцию и на множестве (1) находим максимальное и минимальное значения y_1 . Затем берем y_2 и опять находим максимальное и минимальное значения y_2 и т.д. ($y_{i\min}$, $y_{i\max}$).

$$\bar{y}_i = \frac{y_{i\min} + y_{i\max}}{2} \quad \text{– среднее значение.}$$

Тогда система ограничений примет вид:

$$\begin{cases} \bar{y}_1 = a_{11}\bar{x}_1 + \dots + a_{1n}\bar{x}_n; \\ \dots\dots\dots; \\ \bar{y}_m = a_{m1}\bar{x}_1 + \dots + a_{mn}\bar{x}_n. \end{cases}$$

$$\bar{y}_{cp} = \bar{A} \cdot \bar{x}_{cp};$$

Центр кластера получается из уравнения:

$$\bar{x}_{cp} = \left(\bar{A}^T \cdot \bar{A} \right)^{-1} \cdot \bar{A}^T \cdot \bar{y}_{cp} \quad [1].$$

Вывод: предложенные в докладе методы позволяют на основе аналитических пакетов MS Excel и Deductor решать многомерные задачи из медицинской практики.

Библиографический список

1. Математические методы обработки и интерпретации результатов тестовых экспериментов. Практикум/РГМУ: сост. Булаев М.П., Дорошина Н.В., Кабанов А.Н. Рязань. РГМУ, 2005. – 31 с.
2. Паклин Н.Б., Орешков В.И. Бизнес-аналитика: от данных к знаниям (+CD): учебное пособие. 2-е изд. испр. – СПб.: Питер, 2013. – 704 с.: ил.

МЕДИЦИНСКИЕ ПРИЛОЖЕНИЯ MICROSOFT EXCEL

Н.С. Жбанов

Научный руководитель – доц. М.П. Булаев,
ст.преподаватель О.А.Назарова,

Рязанский государственный медицинский университет

Стохастическая аппроксимация – основа дедуктивной модели обработки экспериментальных данных. В качестве примера возьмем эмпирические данные и обработаем их с помощью MS Excel.

Физическая работоспособность	Относительное потребление кислорода	Окружность грудной клетки	Динамометрия кистевая	Динамометрия стантовая	Форсированная жизненная емкость легких
X1	X2	X3	X4	X5	X6
463	43,1	78	27	58	3,47
460	38,9	75	24	40	3,27
567	39,4	85	16	58	3,47
717	42	81	37	58	4,18
460	40,4	75	18	50	4,34
500	34,8	81	21	50	3,65
551	38,8	77	22	58	3,91
381	30	89	19	53	3,08
816	46,4	78	20	68	3,61
533	45,7	83	22	50	3,49
633	39,5	85	26	70	4,28
762	38	90	22	62	3,87
517	38,1	88	22	40	3,81
725	44,6	80	25	68	3,45
529	31,7	89	23	60	4,46
435	35,5	85	31	80	4,25
629	33,5	91	32	60	2,66
700	40,1	82	26	74	4,2
612	36,7	82	26	48	3,91
550	38,8	86	28	56	3,11

Стохастическая связь определяет связь между зависимой переменной и независимой переменной, а также отдельными случайными факторами, подверженными случайному разбросу, следовательно, они не могут быть предсказаны достаточно точно, а только с некоторой долей вероятности.

Любую стохастическую связь можно представить в виде частных случаев – корреляционной и регрессионной связи. Число зарегистрированных значений по каждому признаку – 20, а число независимых факторов – 5.

Для оценки степени взаимосвязи между выборками найдем коэффициент корреляции.

	<i>PWC17</i>	<i>МПК/кг</i>	<i>ОГК</i>	<i>ДМК</i>	<i>ДМС</i>	<i>Фжел</i>
<i>PWC17</i>	1					
<i>МПК/кг</i>	0,477603	1				
<i>ОГК</i>	0,031223	-0,58379	1			
<i>ДМК</i>	0,20512	0,00502	0,118103	1		
<i>ДМС</i>	0,418965	0,118223	0,138537	0,305676	1	
<i>Фжел</i>	0,105315	0,054045	-0,17326	0,025324	0,29819	1

Проанализировав данные, можно говорить о том, что имеется строгая прямая пропорциональная зависимость только между физической работоспособностью (Y) и относительным потреблением кислорода (X1) и динамометрией становой (X4), между другими параметрами линейную взаимосвязь выявить не удалось, так как $r < 0,4$.

Связь между факторами X1 и X4 – слабая прямая и незначимая. Учитывая, что коэффициенты с уровнем значимости более 0,5 включать в модель нецелесообразно, и исключив их (коэффициенты при X3 и X5), получим итоговые уравнения линейной регрессии в следующем виде:

$$Y = 1187,014885 + 18,42269345X_1 + 9,470607257X_2 + 2,750426521X_4$$

и связанные с ним статистические характеристики:

<i>Регрессионная статистика</i>	
Множественный R	0,677310714
R-квадрат	0,458749804
Нормированный R-квадрат	0,265446162
Наблюдения	20

Дисперсионный анализ

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Значимость F</i>
Регрессия	5	123528,4771	24705,69543	2,373208285	0,092972622
Остаток	14	145743,5229	10410,25163		
Итого	19	269272			

	<i>Коэффициенты</i>	<i>t-статистика</i>	<i>P-Значение</i>
Y-пересечение	-1187,014885	-1,587567262	0,134706168
Переменная X 1	18,42269345	2,667122548	0,01840313
Переменная X 2	9,470607257	1,507171279	0,153996413
Переменная X 3	1,882864477	0,384894376	0,706099612
Переменная X 4	2,750426521	1,056739971	0,308524916
Переменная X 5	15,48112464	0,293467755	0,773470011

Регрессионные коэффициенты представляют независимые вклады каждой независимой переменной в предсказание зависимой переменной.

В столбце *P-Значение* приводится достоверность отличия соответствующих коэффициентов от нуля. В случае когда $P > 0,05$ коэффициент может считаться нулевым; это означает, что соответствующая независимая переменная практически не влияет на зависимую переменную. В нашем случае имеется пять независимых переменных, из которых на Y влияет только переменная X_1 , в остальных случаях критерий Фишера незначим и влияние факторов на физическую работоспособность доказать не удалось.

Коэффициент детерминации в нашем случае равен 0,4587498. Это значение непосредственно интерпретируется следующим образом: изменчивость значений переменной Y около линии регрессии составляет 1-0,46 от исходной дисперсии; другими словами, 46 % от исходной изменчивости могут быть объяснены, а 54 % остаточной изменчивости остаются необъясненными.

Степень зависимости двух или более переменных X с зависимой переменной Y выражается с помощью коэффициента множественной корреляции R . По определению он равен корню квадратному из коэффициента детерминации. Конечно, если коэффициент равен 0, связь между переменными отсутствует.

НЕПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ В ОЦЕНКЕ РЕЗУЛЬТАТОВ БИМЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

М.П. Булаев, И.С. Маркова

Рязанский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова

Статистическая обработка данных, полученных как в эксперименте, так и путем повседневного медицинского мониторинга, необходима для проверки степени достоверности результатов, правильного их толкования и выявления закономерностей исследуемых процессов.

Непараметрические методы разработаны для тех ситуаций, когда исследователь ничего не знает о параметрах исследуемой популяции (отсюда и название методов - непараметрические), то есть непараметрические методы не основываются на оценке параметров (таких, как среднее или стандартное отклонение) при описании выборочного распределения интересующей нас величины.

Непараметрические методы позволяют обрабатывать данные из выборок малого объема с переменными, про распределение которых мало что или вообще ничего не известно.

По существу, для каждого параметрического критерия имеется, по крайней мере, один непараметрический аналог. Эти критерии можно отнести к одной из следующих групп:

- критерии различия между независимыми выборками;
- критерии различия между зависимыми выборками;
- критерии зависимости между переменными.

Остановимся на первой группе критериев. Обычно, когда имеются две выборки (например, мужчины и женщины), которые необходимо сравнить относительно среднего значения некоторой изучаемой переменной, то используют *t-критерий* для независимых выборок.

Непараметрическими альтернативами параметрического критерия для двух независимых групп являются:

- U критерий Манна-Уитни;
- критерий серий Вальда-Вольфовица.

Критерий Манна-Уитни должен содержать группирующую переменную, имеющую, по крайней мере, два разных кода для однозначной идентификации принадлежности каждого наблюдения к определенной группе. Этот критерий предполагает ранжирование рассматриваемых переменных.

U-критерий – наиболее мощная (чувствительная) непараметрическая альтернатива t-критерию для независимых выборок, фактически, в некоторых он имеет даже *большую* мощность, чем t-критерий.

Критерий Вальда-Вольфовица проверяет гипотезу о том, что две независимые выборки извлечены из двух популяций, которые в чем-то существенно различаются между собой, другими словами различаются не только средними, но также формой распределения. Нулевая гипотеза состоит в том, что обе выборки извлечены из одной и той же популяции, то есть данные однородны.

Ниже показана реализация этих методов в программе STATISTICA 8.0 на конкретном примере.

Определяется содержание сиаловой кислоты (в единицах) в крови больных инфарктом миокарда, поступивших на стационарное лечение в срок до 3 дней (группа 1 - 7 человек) и позднее 6 дней (группа 2-12 человек) от начала заболевания [1].

Требуется оценить значимость различия содержания сиаловой кислоты в двух независимых группах по критерию Манна-Уитни и Вальда-Вольфовица. Исходные данные приводятся ниже:

№ п/п	ГРУППА	СИАЛ_К	№ п/п	ГРУППА	СИАЛ_К
1	1	240	11	2	226
2	1	235	12	2	230
3	1	270	13	2	305
4	1	280	14	2	278
5	1	185	15	2	210
6	1	287	16	2	228
7	1	148	17	2	335
8	2	314	18	2	305
9	2	270	19	2	335
10	2	220			

Решение этой задачи на ПК в программе STATISTICA 8.0 представлено на рисунках 1 и 2.

В первой таблице (рис. 1) приводятся: сумма рангов группы 1 – 57,5 и сумма рангов группы 2 – 132,5, р-уровень <0,05.

Mann-Whitney U Test (Spreadsheet16)						
By variable Грyнна						
Marked tests are significant at p <,05000						
variable	Rank Sum Group 1	Rank Sum Group 2	U	Z	p-level	Z adjusted
Сиал_К	57,50000	132,5000	29,50000	-1,05644	0,290767	-1,05784

Рисунок 1. Таблица результатов критерия Манна-Уитни

U-критерий Манна-Уитни равен 29,5. Критическое значение U-критерия Манна-Уитни при заданной численности сравниваемых групп составляет 18. Так как $29,5 > 18$, следовательно, различия уровня содержания сиаловой кислоты в крови больных инфарктом миокарда в сравниваемых группах статистически не значимы ($p > 0,05$).

Wald-Wolfowitz Runs Test (Spreadsheet16)						
By variable Грyнна						
Marked tests are significant at p <,05000						
Variable	Valid N Group 1	Valid N Group 2	Mean Group 1	Mean Group 2	Z	p-level
Сиал_К	7	12	235,0000	271,3333	-1,95754	0,05028

Рисунок 2. Таблица результатов критерия Вальда-Вольфовица

Результаты применения критерия Вальда-Вольфовица приведены во второй таблице (рис. 2). Количество серий (No. of Runs) в упорядоченном по величине ряде значений показателя равно 6, уровень значимости различия $p = 0,087$, а достоверность различия показателя в двух исследуемых группах $1 - p = 1 - 0,087 = 0,913$ или 91,3%. Таким образом, содержание сиаловой кислоты в двух независимых группах статистически не значимо ($p > 0,05$).

Как мы видим, критерии Манна-Уитни и Вальда-Вольфовица привели к одинаковым результатам.

1. Юнкеров В.И., Григорьев С.Г. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований. СПб.: ВМедА, 2002. 266 с.

СТОХАСТИЧЕСКИЕ ОЦЕНКИ ВЗАИМОСВЯЗЕЙ ОСНОВНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА

Ю. Мырзак

Научный руководитель – Прохорова Е.В., ст.преподаватель
Рязанский государственный университет им. акад. И.П. Павлова

Объекты, с которыми имеют дело в медицине, обладают большой вариабельностью — их характеристики меняются во времени и пространстве в зависимости от многих факторов, а также существенно отличаются друг от друга. Эти характеристики обычно представляют в виде матрицы наблюдений, где столбцы соответствуют различным признакам, а строки — либо разным объектам, либо последовательным во времени наблюдениям за одним и тем же объектом.

Из-за вариабельности измеряемых признаков приходится считать их значения случайными величинами и пользоваться методами статистики, т.е. матрица наблюдений является выборкой или выборочной совокупностью случайных величин из некоторой генеральной совокупности. Сама генеральная совокупность обычно трактуется как множество всех объектов определенного типа или как совокупность всех возможных реализаций какого-либо явления. Основными задачами статистического исследования являются выявление и анализ закономерностей, присущих объектам в выборке, с целью установления возможности и достоверности перенесения сделанных выводов на генеральную совокупность.

В общем виде задача стохастической оценки взаимосвязей между основными показателями человека состоит в количественной оценке их наличия и направления, а также характеристике силы и формы влияния одних факторов на другие. Для ее решения применяются методы статистики, одним из которых является корреляционный анализ. Он сводится к измерению силы связи между варьирующими случайными величинами (признаками), определению неизвестных причинных связей и оценке факторов, оказывающих наибольшее влияние на резульативный признак.

Рассмотрим полученные в эксперименте данные роста (ряд Y), массы тела (X_2 кг), максимальное потребление кислорода, форсированная жизненная емкость легких и общая физическая работоспособность позволяют определить стохастическую связь между этими показателями.

№п/п	Рост(см)Y	Масса(кг)X2	Максимальное потребление кислорода(в 1 мин)X1	Форсированная жизненная емкость легких ФЖЕЛ X3	Общая физическая работоспособность PWC170 кгм X4
1	160	50	2022	3047	460
2	161	51	2155	3,82	479
3	162	52	2022	3,37	467
4	163	53	3281	3,38	575
5	164	54	2063	3,88	581
6	165	55	2226	3,77	717
7	166	56	2677	3,59	612
8	167	57	2054	4,53	580
9	168	58	2175	3,48	460
10	169	59	2558	3,32	633
11	170	60	2218	4,27	550
12	171	61	2183	3,71	612
13	172	62	2063	3,81	484
14	173	63	2280	4,22	764
15	174	64	2712	4,22	650
16	175	65	2148	4,87	717

Для обработки этих данных использовался пакет MS Excel XP. Результаты обработки приведены ниже.

Коррел Y;X1	0,032163994
Коррел Y;X2	1
Коррел Y;X3	-0,419783203
Коррел Y;X4	0,563306989
Коррел X1;X2	0,032163994
Коррел X1;X3	-0,21876653
Коррел X1;X4	0,260793196
Коррел X2;X1	0,032163994
Коррел X2;X3	-0,419783203
Коррел X2;X4	0,563306989
Коррел X3;X4	-0,338108143

Из таблицы следует, что между ростом и массой тела имеется сильная прямая корреляционная связь (Y;X2). Эта связь значима, а связь между ростом и ЖЕЛ почти отсутствует, это значит, что рост не влияет на ФЖЕЛ. Рост и масса тела оказывают наибольшее влияние только на

общую физическую работоспособность. С увеличением значения массы тела незначительно растет максимальное потребление кислорода.

АВТОКОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ ВРЕМЕННОГО РЯДА «ЗАБОЛЕВАЕМОСТЬ ПНЕВМОНИЕЙ»

М.П. Булаев, доцент, Шмонова М.А.

Рязанский государственный медицинский университет

В процессе наблюдения за каким-либо признаком или изучением события на протяжении длительного времени может оказаться так, что его последующие значения определяются предыдущими, т.е. существует какая-то общая закономерность. Измеряя степень связи последующих значений признака с предыдущими, можно установить насколько *закономерны* его изменения во времени [3].

Связь между последовательными значениями членов временного ряда называется автокорреляцией. Она измеряется *коэффициентом автокорреляции* r_a . Для вычисления коэффициента автокорреляции нужно иметь два ряда: 1) исходный (эмпирический) временной ряд x_t и 2) формальный ряд, полученный из исходного ряда путем искусственного сдвига его членов во времени на некоторую величину τ , которую иногда называют «лаг». Обычно ряды сдвигают на одну позицию при этом $\tau = 1$, и члены формального ряда обозначают: x_{t-1} . К указанным двум рядам можно применить формулу коэффициента парной линейной корреляции:

$$r_a = \frac{\sum (x_t - x_{tcp})(x_{t-1} - x_{t-1cp})}{n\sigma_t\sigma_{t-1}},$$

где: x_t, x_{tcp} – члены и средняя исходного временного ряда,

x_{t-1}, x_{t-1cp} – члены и средняя формального ряда,

σ_t, σ_{t-1} – средние квадратические отклонения исходного и формального рядов,

n – количество пар.

Когда членов ряда достаточно много ($n > 10$), можно в начало формального ряда поставить фиктивный предшественник, например, последний член исходного ряда. Возникающая при этом погрешность незначительна, но зато отпадает необходимость вычисления

средней и среднего квадратического отклонения формального ряда, и формула для вычисления r_a упрощается:

$$r_a = \frac{(\sum x_t x_{t-1} / n) - (\sum x_t / n)^2}{S_t^2},$$

дисперсия S_t^2 вычисляется по обычной формуле:

$$S_t^2 = \sum (x_t - x_{tcp})^2 / n = (\sum x_t^2 / n) - (\sum x_t / n)^2.$$

Последними двумя формулами и пользуются на практике для вычисления коэффициента автокорреляции [1, 2].

Свойства и методы проверки значимости коэффициента корреляции такие же, как и для коэффициента парной линейной корреляции.

Если величину сдвига τ между членами временного ряда менять, то в моменты времени t и $t + \tau$ для членов временного ряда можно найти ковариацию или, так называемую, *автокорреляционную функцию* как математическое ожидание произведения отклонений членов ряда в моменты t , $t + \tau$ от их математических ожиданий:

$$R_a(\tau) = M[X(t) - MX(t)][X(t + \tau) - MX(t + \tau)],$$

где: $R_a(\tau)$ – автокорреляционная функция,

$X(t)$, $X(t + \tau)$ – значения членов ряда в моменты времени t , $t + \tau$.

Пример. Воспользуемся результатами подсчета числа заболевших пневмонией, приведенными в таблице, и вычислим коэффициент автокорреляции для временного ряда заболеваемости пневмонией. Формальный ряд можно получить путем перестановки последнего члена исходного ряда на первое место (в таблице выделено жирным шрифтом). Для вычисления коэффициента автокорреляции необходимо найти: сумму всех членов исходного ряда, сумму квадратов его членов и сумму парных произведений членов исходного и формального рядов [4].

№	Исходный ряд (x_t)	Формальный ряд (x_{t-1})	x_t^2	$x_t x_{t-1}$
1	10	11	100	110
2	12	10	144	120
3	14	12	196	168
4	13	14	169	182
5	15	13	225	195
6	20	15	400	300
7	16	20	256	320
8	18	16	324	288
9	20	18	400	360
10	22	20	484	440
11	18	22	324	396
12	11	18	121	198
Суммы	189		3143	3077

Согласно таблице находим:

$$S_t^2 = \left(\sum x_t^2 / n \right) - \left(\sum x_t / n \right)^2 = (3143/12) - (189/12)^2 = 14,$$

$$r_a = \frac{\left(\sum x_t x_{t-1} / n \right) - \left(\sum x_t / n \right)^2}{S_t^2} = \frac{(3077/12) - (189/12)^2}{14} = 0,60.$$

Полученное значение коэффициента автокорреляции указывает на значительную связь между членами временного ряда изучаемой заболеваемости пневмонией.

Библиографический список

1. Бернгат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. – М.: Мир, 1989. – 540 с.
2. Колдаев В.М. Лекционные записки по высшей математике и информатике. - Владивосток, 1998. - 224 с.
3. Славин М.Б. Методы системного анализа в медицинских исследованиях. – М.: Медицина, 1989. – 304 с.
4. Булаев, М.П., Шмонова, М.А. Статистическая оценка динамики заболеваемости пневмонией / Булаев М.П., Шмонова М.А. // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы конференции. Рязань: РГРТУ, 2009. – С. 148-150.

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПОДДЕРЖКИ РЕАБИЛИТАЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

М.С. Ашапкина

Научный руководитель – Алпатов А.В., канд.тех.наук, доц.
Рязанский государственный радиотехнический университет

Опорно-двигательный аппарат человека – это сложная система, состоящая из совокупности суставов, костей, мышц и сухожилий. Зачастую травма одной из составляющих приводит к нарушениям во всей системе: к примеру, травма сустава может стать причиной ограничения подвижности, вследствие чего развиваются дегенеративно-дистрофические изменения организма. Это может спровоцировать появление сопутствующих заболеваний [1].

Заболевания, связанные с опорно-двигательной системой, занимают третье место в структуре общей заболеваемости. У мужчин травмы встречаются в 2 раза чаще, чем у женщин, а у мужчин трудоспособного возраста они занимают первое место в структуре общей заболеваемости. От 5,5 до 10 % больных с травмами нуждаются в госпитализации. Травмы занимают второе место среди причин временной нетрудоспособности и третье место – среди причин инвалидности. По данным мировой статистики травмы занимают третье место в структуре общей летальности. В последние годы четко прослеживается возрастание смертности от травм. Уровень ее практически сравнялся с летальностью от сердечно-сосудистых заболеваний. Среди многочисленных видов механических травм основное место занимают повреждения костей и суставов [2].

Очень часто к нарушениям функций опорно-двигательной системы приводят ожирение, атеросклероз, ишемическая болезнь сердца. У пожилых людей такие нарушения также происходят вследствие естественных изменений, связанных с возрастом, ослаблением мышц и различных болезней, а также с уменьшением физической активности. Все это влияет на изменения в структуре хрящей, приводя их в состояние рыхлости, и является причиной возникновения болезненных ощущений при движении. Поэтому пациенты нуждаются в проведении медицинской активной реабилитации – восстановлении и коррекции двигательной функции человека [3].

Для успешной реабилитации необходимо заниматься лечебной физкультурой. В этих занятиях помогают методист ЛФК вместе с терапевтом, но только после того, как травматолог даст на это разрешение и установит допустимые пределы нагрузки. Необходимо правильно

выполнять рекомендуемые упражнения и точно соблюдать допустимые пределы физической активности, чтобы не создать неудобство при их выполнении, а также опасность процессу восстановления [4].

Также важную роль в реабилитации играет естественная физическая нагрузка в виде ходьбы, т.е. перемещение по поверхности путём попеременного переставления ног. В ходьбе участвует весь опорно-двигательный аппарат, а не только нижние конечности, поэтому она вызывает большой интерес. Изменение любых параметров реабилитации при ходьбе сразу отображается на функции всей опорно-двигательной системы, что можно обнаружить уже при повторном обследовании [3].

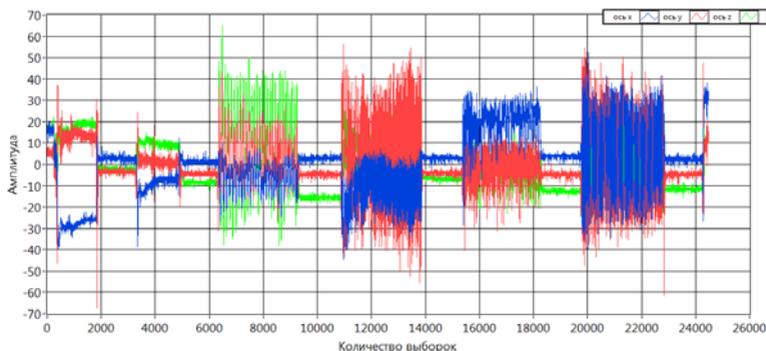
На сегодняшний день основные принципы реабилитации повреждения опорно-двигательного аппарата в травматологии имеют основной недостаток – восстановление двигательной функции осуществляется в условиях стационара. Решение данной проблемы предлагается в создании малогабаритного носимого устройства регистрации данных о двигательной деятельности человека для поддержки активной медицинской реабилитации с использованием специального программного комплекса для реализации функции распознавания типов движений и выдаче результатов «правильности» выполнения физической нагрузки.

Задачи проекта: разработка устройства регистрации двигательной активности, разработка алгоритмов распознавания типов двигательной активности, выявления основных критериев распознавания, разработка алгоритма выдачи результатов выполнения физической нагрузки.

На данном этапе будет разрабатываться структурная схема устройства.

Особенность предложенного прибора заключается в том, что он выполнен в виде браслета. Данное устройство регистрирует двигательную активность человека, при совершении которой для каждого момента времени, например в течение пяти минут, определяется тип активности и физических упражнений для коррекции или восстановления функции опорно-двигательной системы. Полученные данные записываются на SD-карту и могут быть с нее считаны или переданы по каналу передачи USB в персональный компьютер, который имеет специальный программный диагностический комплекс, позволяющий осуществлять обработку данных. Апробация макета устройства. Создан действующий макет разрабатываемого устройства контроля двигательной активности человека для реабилитации опорно-двигательной функции на аппаратной вычислительной платформе Arduino Fio. Для проверки работоспособности экспериментального макета был проведен эксперимент, состоящий из шести физических упражнений для восстановления колена

при повреждениях менисков в положении лежа. В ходе эксперимента действующий макет размещался на голени испытуемого. Полученные сигналы представлены на рисунке. В таблице отображены выполненные упражнения и их длительность.



Сигнал, полученный в результате эксперимента

Упражнения и их длительность

№	Упражнение	Время выполнения упражнения, секунды	Диапазон полученных значений
1	Выпрямленная нога поднята над полом и удерживается на весу.	30	200-1700
2	Восстановление	30	1700-3200
3	Согнутая под углом 90° нога поднята над полом и удерживается на весу.	30	3200-4700
4	Восстановление	30	4700-6200
5	Выпрямленная нога поднята над полом на 10-15° и перемещается параллельно полу.	60	6200-9200
6	Восстановление	30	9200-10700
7	Выпрямленная в колене нога перемещается перпендикулярно пола.	60	10700-13700
8	Восстановление	30	13700-15200
9	«Велосипед»	60	15200-18200
10	Восстановление	30	18200-19700
11	Нога сгибается, и колено тянется к грудной клетке, после выпрямляется	60	19700-22700
12	Восстановление	30	22700-24200

Библиографический список

1. Реабилитация опорно-двигательного аппарата [Электронный ресурс] URL: <http://www.clinic120na80.ru/reabilitaciya-oporno-dvigatel'nogo-apparata.html> (дата обращения 07.11.2014).

2. Переломы костей [Электронный ресурс] URL: <http://www.grsmu.by/files/university/cafedry/obsheihiryrzii/files/lekcionnu-material/16.pdf> (дата обращения 08.11.2014).
3. Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Труханов А.И. Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии. М.: Медика, 2005. 256 с.
4. Организация реабилитации больных после травм опорно-двигательного аппарата и инсультов [Электронный ресурс] URL: <http://www.anoufrieu.ru/index.php?id=216> (дата обращения 05.11.2014).
5. Бернштейн Н.А. Физиология движений и активность. М.: Наука, 1990.-247с.
- Уткин В.Л. Биомеханика физических упражнений. М.: Просвещение, 1989.-210с.

ОЧИСТКА ЭЭГ-СИГНАЛА ОТ ШУМОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

Е.Е. Дудкина, О.С. Мощанец

Научный руководитель – Акулов С. А., канд.техн.наук, доц.
Самарский государственный аэрокосмический университет им. С.П.
Королева

Вейвлет-преобразование одномерного сигнала состоит в его разложении по базису, сконструированному из обладающей определенными свойствами солитоноподобной функции посредством масштабных изменений и переносов. Каждая из функций этого базиса характеризует как определенную пространственную (временную) частоту, так и ее локализацию в физическом пространстве (времени) [1].

В качестве одного из основных применений вейвлет-преобразования можно выделить его использование для очистки шумов. Реализация осуществляется с помощью удаления коэффициентов высокочастотных уровней. Шумовые компоненты рассматриваются в виде множеств локальных особенностей сигналов. Задавая пороговый уровень шумов, можно достичь существенного снижения шумов в исследуемом сигнале [2].

Проведение диагностической процедуры электроэнцефалографии предусматривает регистрацию, обработку и анализ сигналов биоэлектрической активности мозга. При этом полезный сигнал имеет малую амплитуду, что существенно повышает требования к подавлению помех и шумов. Можно выделить две стадии подавления помех и шумов: аппаратная и программная. Аппаратная стадия подразумевает

разработку устройств выделения полезного сигнала из помех, формирование требований к размещению электродов и параметрам блоков предварительного усиления. Программная стадия включает в себя различные математические процедуры, связанные с обработкой сигнала, представленного в виде цифровой последовательности.

Обработка экспериментальных данных ЭЭГ, вейвлет-преобразование и очистка полезного сигнала от шумов выполнялась в пакете MATLAB с помощью утилиты Wavelet Toolbox.

Наилучшие результаты цифровой обработки сигнала артериальной пульсации крови были получены при использовании вейвлета Добеши 2-го порядка в качестве базисного вейвлета, число уровней вейвлет-разложений было равно 8, при этом была применена мягкая пороговая функция обработки массива значений детализирующих коэффициентов.

Библиографический список

1. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: Основы теории и примеры применения. – Успехи физических наук. 1996. Т.166. № 11. С. 1145-1170.
2. Fedotov A.A., Akulova A.S.. Denoising pulse wave signal based on wavelet decomposition. - 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, IFMBE Proceedings 45, P. 98-101.

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА

О.С. Мощанец, Е.Е. Дудкина

Научный руководитель – Акулов С. А., канд.техн.наук, доц.
Самарский государственный аэрокосмический университет им. С.П.
Королева

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – это раздел электрофизиологии, изучающий закономерности суммарной электрической активности мозга, отводимой с поверхности кожи головы, включающий метод записи таких потенциалов – формирования электроэнцефалограмм [1]. Чаще всего электроэнцефалограмма применяется для диагностики эпилепсии, поскольку в стандартном ЭЭГ исследовании эпилептическая активность создает четко выраженные аномалии.

Существуют некоторые другие методы изучения функции мозга, в том числе позитронно-эмиссионная томография, магнитно-резонансная томография, магнитоэнцефалография, спектроскопия ядерного магнитного резонанса, электрокортикография и однофотонная эмиссионная компьютерная томография. Метод ЭЭГ обладает следующими преимуществами [2]:

- невысокая стоимость оборудования;
- регистрация осуществляется с частотой дискретизации от 250 до 2000 Гц;
- возможность программного устранения артефактов движения;
- отсутствие звуковых раздражителей;
- ЭЭГ не усугубляет клаустрофобию;
- ЭЭГ не использует воздействие магнитным полем, что особенно важно при наличии у пациентов имплантируемых медицинских устройств;
- ЭЭГ не предполагает введение радиоактивных веществ в организм, в отличие от позитронно-эмиссионной томографии;
- ЭЭГ является неинвазивным методом;
- возможность проведения процедуры ЭЭГ у пациентов, которые не способны к двигательной реакции.

Основными недостатками метода электроэнцефалографии являются:

- низкое пространственное разрешение;
- длительное время подготовки к проведению процедуры;
- необходимость сложных алгоритмов обработки данных вследствие невысокой амплитуды сигнала и высокого уровня шумов.

Анализ достоинств и недостатков методики электроэнцефалографии показывает, что повышение диагностической эффективности данной методики связано с разработкой новых алгоритмов обработки ЭЭГ-сигнала, направленных на повышение, эффективности фильтрации, шумоподавления и сжатия данных.

Библиографический список

1. Гнездицкий В.В., Захаров С.М. Использование амбулаторного мониторинга ЭЭГ в клинической практике / «Медтехника. Лекарства. Дезсредства. Изделия медназначения» - М.: - Медицинский Бизнес - № 9 (177) 2009.
2. <http://eeg-online.ru>

ДВУХЧАСТОТНЫЙ БИОИМПЕДАНСНЫЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТАВА ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

М. Н. Соловьев

Научный руководитель - З.М. Юлдашев, д-р.техн.наук, проф.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический универси-
тет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

В современном обществе актуальны проблемы борьбы с ожирением, алкоголизмом, диабетом, проблемы спортивной медицины и хирургии. Анализ водного и жирового баланса тела человека играет важную роль в решении этих проблем. Известные методы требуют метрологизации измерений (должны быть независимы от величин нормы), плохо переносимы на практику в области сегментарных измерений и имеют ограничения по возрасту и росту обследуемых. Поэтому разработка нового метода биоимпедансного анализа состава тела человека актуальна и имеет практическое значение для клинической и спортивной медицины.

Цель работы – разработка двухчастотного биоимпедансного метода исследования состава тела человека. Для достижения поставленной цели были поставлены следующие задачи.

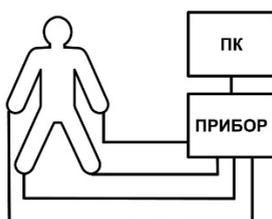
1. Разработка физической модели структуры тела человека.
2. Разработка математической модели структуры тела человека.
3. Анализ моделей структуры тела человека и разработка метода исследования состава тела человека.

Известные методы основаны на физической модели, представляющей тело человека в виде одного или нескольких цилиндрических проводников. Такие методы не позволяют получать достоверные результаты у отдельных групп обследуемых, обладающих выраженными индивидуальными особенностями строения тела человека. Существующие методики плохо переносятся на отдельные сегменты тела человека и зачастую построены на статистических моделях, что приводит к необходимости метрологизации измерений.

Предлагается введение новой многозвенной модели структуры тела человека, в которой каждый сегмент будет представлен в виде отдельного проводника со своими уникальными характеристиками и будет рассматриваться отдельно от остальных сегментов ввиду их существенных отличий во внутренней структуре друг от друга. Данная модель позволит скорректировать результаты интегрального измерения

в зависимости от индивидуальных особенностей структуры тела конкретного человека и получить по отдельности данные о каждом сегменте тела человека.

Для проведения исследования состава тела человека разрабатывается специальная методика. Перед измерением импедансов пациент должен пробыть в горизонтальном положении в течение 10 минут. За это время происходит перераспределение жидкостей внутри организма и, соответственно, происходит изменение значений импедансов. Исследование проводится тетраполярным методом – электроды накладываются дистально на конечностях, на каждой конечности есть токовый и измерительный электроды (см. рисунок).



Для исключения влияния конечностей как проводников высокочастотного тока друг на друга рекомендуется исключить соприкосновение конечностей друг с другом. Также у обследуемого измеряются его рост и вес, окружность запястья и фиксируется возраст.

С помощью источника стабилизированного тока на токовые электроды подается ток частотой 30 кГц (низкая частота), а затем – ток частотой 115 кГц (высокая частота) и с помощью измерительных электродов измеряется падение напряжения на участке, по которому вычисляется импеданс. Во время первой итерации измеряется постоянная составляющая импеданса тела человека интегрально, а во время последующих пяти итераций происходит автоматическое переключение режимов работы прибора и после завершения переходных процессов измерение постоянных составляющих импедансов на высокой и низкой частотах всех четырех конечностей и туловища по отдельности. Таким образом, в результате измерения мы получаем 12 значений импедансов: 2 импеданса всего тела интегрально, по 2 импеданса каждой конечности и 2 импеданса туловища пациента.

Измеренные импедансы и антропометрические данные пациента обрабатываются с помощью специального программного обеспечения на персональном компьютере специальными алгоритмами, разработанными на основе предложенной выше модели структуры тела человека.

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СОСТАВА ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА ДВУХЧАСТОТНЫМ БИОИМПЕДАНСНЫМ МЕТОДОМ

М. Н. Соловьев

Научный руководитель - З.М. Юлдашев, д-р.техн.наук, проф.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

В современном обществе актуальны проблемы борьбы с ожирением, алкоголизмом, диабетом, проблемы спортивной медицины и хирургии. Анализ водного и жирового баланса тела человека играет важную роль в решении этих проблем и широко используется в клинической и спортивной медицине. Существующие решения плохо применимы к сегментарной методике и не обладают необходимой точностью при обследовании пациентов, обладающих уникальными особенностями строения тела. Поэтому разработка нового программно-аппаратного комплекса для определения состава тела человека двухчастотным биомпедансным методом актуальна и требуется в клинической практике.

Аппаратная часть разрабатываемого программно-аппаратного комплекса состоит из блока источника стабилизированного тока, четырех токовых и четырех измерительных электродов, измерительного блока, блока АЦП, блока автоматического управления, блока первичной обработки сигнала, блока связи и вычислительного блока (рисунки 1).

Источник стабилизированного тока позволяет по команде блока управления генерировать ток на частотах 30 кГц и 115 кГц, передавать его через токовые электроды на тело человека, менять частоту по сигналу от блока управления. В зависимости от команд блока управления ток может быть подан избирательно на отдельные электроды.



Рисунок 1

Электроды накладываются на обследуемого дистально на конечности по одному токовому и измерительному электроду.

Измерительный блок по команде блока управления измеряет значение падения напряжения на участке между одним или несколькими (замкнутыми между собой) токовыми электродами и выбранным одним или несколькими (замкнутыми между собой) измерительными электродами. Измерительный блок передает результаты измерений на вход АЦП для оцифровки сигнала.

Блок первичной обработки сигнала проводит первичную обработку сигнала и вычисление значений импедансов, в том числе фильтрацию помех и выделение постоянной и переменной составляющей импеданса. Обработанный сигнал с помощью блока связи передается в вычислительный блок.

Вычислительный блок представляет собой персональный компьютер с установленным специальным программным обеспечением, с помощью которого исследователь отправляет управляющие команды блоку автоматического управления, производит полную обработку входных сигналов, вычисление показателей оценки состава тела человека, отображение и хранение результатов исследования.

Блок автоматического управления по сигналу от персонального компьютера производит подачу тока на тело человека, съем сигналов, переключение режимов работы, синхронизацию блока источника тока и измерительного блока, переключение и замыкание между собой токовых или измерительных электродов.

Программная часть разрабатываемого аппаратно-программного комплекса состоит из модуля базы данных, модуля работы с прибором, вычислительного модуля, модуля пользовательского интерфейса, модуля печати и экспорта, программного ядра программы (рисунок 2).

Ядро программы отвечает за запуск программы, инициализацию всех программных модулей, синхронизацию их работы и обеспечение взаимодействия между ними.

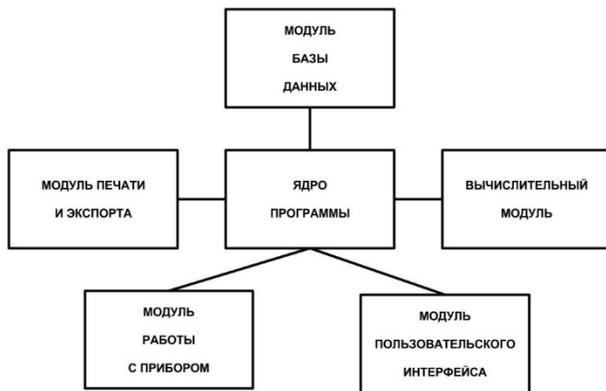


Рисунок 2

Модуль базы данных обеспечивает хранение результатов измерения, данных пациента и информации об обследовании. Результаты расчетов не хранятся в базе данных и рассчитываются при каждом просмотре заново, так как современные персональные компьютеры обеспечивают высокую скорость обработки и такой подход позволяет быстро и эффективно при необходимости вносить правки в алгоритмы вычисления показателей, добавлять новые показатели оценки состава тела человека.

Модуль работы с прибором производит подключение к прибору, отправку команд на прибор, получение сигналов с прибора, переключение режимов прибора.

Вычислительный модуль производит усреднение постоянной составляющей импеданса из входного сигнала, расчет интегральных и сегментарных показателей оценки состава тела человека, значений нормы для обследуемого и значений отклонения измеренных результатов от величин нормы.

Модуль пользовательского интерфейса отвечает за взаимодействие между оператором ПК и разрабатываемым аппаратно-программным комплексом. С его помощью путем взаимодействия с ядром программы производится управление прибором, сохранение и поиск результатов измерения в базе данных, визуализация полученных результатов, ввод комментариев к исследованию и написание заключения. Особенностью данного модуля является наличие специальных графиков и обобщенных графических символов для упрощения определения общей оценки состава тела человека по ряду основных рассчитываемых показателей.

Модуль печати и экспорта отвечает за вывод протокола исследования на печать на цветном или черно-белом принтере, а также экспорт результатов в файл или во внешние программы (офисные программы, другие программные комплексы, серверные решения для облачных систем и телемедицины). Возможна отправка результатов обследования как вложение в письмо электронной почты.

Сочетание улучшенной аппаратной части, позволяющей проводить измерение импедансов по сегментам тела человека и интегрально, с новыми алгоритмами вычисления показателей состава тела человека в программном комплексе приводит к повышению точности оценки состава тела человека с помощью сегментарной двухчастотной биоимпедансометрии.

СИСТЕМА СУТОЧНОГО МОНИТОРИНГА И АНАЛИЗА ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ И КАШЛЯ

Е.П. Буржинская, А.Ю. Глазова

Научный руководитель: Юлдашев З.М., д-р.техн.наук, проф.

В настоящее время основным методом оценки звуков дыхания является аускультация, при которой производится прямое (прикладыванием уха) и непрямое (с помощью стетоскопа, фонендоскопа) прослушивание грудной клетки на наличие хрипов, свистов или иных дыхательных шумов, указывающих на наличие патологии воздухоносных путей. Существенным недостатком данного метода является его субъективность, а также отсутствие общепринятых стандартов в номенклатуре и оценке аускультативных данных. Поэтому возникает необходимость в разработке системы автоматизированного анализа дыхательных шумов, благодаря которому появляется возможность непрерывной длительной регистрации дыхательных параметров. Данный метод особенно

важен для наблюдения за пациентами с такими хроническими заболеваниями, как астма, ХОБЛ (хроническая обструктивная болезнь легких), бронхит, аллергия.

Целью настоящего исследования является разработка системы суточного мониторинга дыхательных шумов и кашля. Для достижения поставленной цели были сформулированы следующие **задачи**.

1. Разработка обобщенной структуры системы мониторинга дыхания.
2. Обоснование выбора акустического сенсора.
3. Разработка алгоритма преобработки и анализа данных.

1. Разработка обобщенной структуры системы мониторинга дыхания

Мониторинг осуществляется в течение 24 часов, по истечении которых записанные данные передаются врачу для дальнейшего анализа и интерпретации. В состав системы входят следующие компоненты:

- акустические сенсоры, прикрепляемые к груди пациента (место крепления определяется лечащим врачом);
- цифровое записывающее устройство с автономным режимом работы для хранения данных в течение 24 часов;
- пьезоэлектрический пояс для выделения фаз дыхательного цикла;
- микрофон для регистрации окружающих шумов (для определения моментов времени, когда осуществить анализ данных невозможно из-за высокого уровня внешних шумов).

2. Выбор акустического сенсора

При выборе электроакустического преобразователя определяющими критериями являлись их надежность, высокая помехоустойчивость, чувствительность. Рассмотрим существующие технические решения.

Известны электроакустические преобразователи на основе акселерометров. Главным достоинством сенсоров данного типа с точки зрения технических характеристик является линейность АЧХ в широком диапазоне частот. Миниатюрный датчик помещается на грудь пациента. Однако из-за прямого контакта с кожей и того факта, что у сенсора нет воздушной капсулы для усиления электрического сигнала, сам акселерометр должен обладать очень высокой чувствительностью. При регистрации кашля могут возникать посторонние шумовые помехи из-за звуков, сопровождающих кашель (хрипы, звук прочищения горла, шипение, др.), что приводит к искажению записываемого сигнала.

Вследствие этого возникает необходимость в дополнительной фильтрации и обработке сигнала, что снижает эффективность использования данного датчика. Аналогичная ситуация происходит и с пьезоэлектрическими преобразователями, которые дают большие помехи в сигнале.

В качестве акустического сенсора может быть использован электретный микрофон. Он обладает рядом преимуществ: широким частотным диапазоном (от 0,0001 Гц до сотен МГц), относительно равномерной частотной характеристикой, низким уровнем нелинейных искажений, хорошими импульсными характеристиками. Данные сенсоры просты в использовании и не подвержены действию электрического поля. Перечисленные причины обусловили выбор сенсоров на основе электретного микрофона для использования в разрабатываемой системе.

3. Разработка алгоритма работы системы

Программное обеспечение комплекса обеспечивает проверку входных/выходных данных, контроль за регистрацией данных, их передачу на ПК, обработку и анализ. Предлагается следующий алгоритм предобработки и анализа данных.

1. Фильтрация сигнала в диапазоне 100-2000 Гц.
2. Реализация алгоритма автоматического выделения «чистых» участков полученного сигнала – без артефактов и искажений.
3. Автоматическое определение фаз вдоха/выдоха, осуществляющееся с помощью данных, регистрируемых с пьезопояса.
4. Автоматическое определение дополнительных дыхательных шумов (свисты, хрипы, звуки крепитации) и эпизодов кашля.
5. Объективизация параметров.

Дальнейшая работа будет заключаться в реализации заявленных технических предложений.

МОБИЛЬНАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ НАЗАЛЬНОГО ДАТЧИКА

А. Захарова

Научный руководитель: Глазова А.Ю.

Санкт-Петербургский Электротехнический Университет «ЛЭТИ» им.
Ульянова (Ленина)

Актуальность исследования

Мониторинг дыхания используется для решения множества задач: распознавания патологий дыхательных путей, предотвращения

апноэ у детей грудного возраста, определения причин возникновения отдышки и раннего диагностирования приступов астмы. При этом можно отслеживать температуру выдыхаемого воздуха, что позволяет судить о глубине дыхания и температуре тела. Для обеспечения длительного и комфортабельного мониторинга необходимо использовать миниатюрное мобильное устройство, которое не будет мешать дыханию человека и даст возможность свободного передвижения.

Цель исследования - разработка мобильной системы оценки циклов вдоха – выдоха, контроля и мониторинга состояния дыхания с целью прогнозирования нарушений.

Для достижения поставленной цели были сформулированы следующие **задачи**.

1. Разработка математической модели процесса мониторинга.
2. Разработка методики оценки и мониторинга состояния дыхания.
3. Разработка структуры мобильной системы мониторинга на основе носимого персонального компьютера.

1. Разработка математической модели

В качестве модели функции дыхания принята зависимость температуры потока воздуха, поступающего на датчик, от времени, которая имеет вид искаженной синусоиды. Максимум этой зависимости означает момент окончания выдоха, минимум – момент окончания вдоха. Сравнявая дискретные значения, находятся максимумы и минимумы, то есть время вдоха и выдоха (рисунок 1).

2. Разработка методики оценки и мониторинга состояния дыхания

Работа прибора основана на измерении температуры циклов вдоха-выдоха миниатюрным датчиком (линейные размеры не более 1 мм), прикрепленным к ноздре пациента. С каждым циклом вдоха-выдоха сигнал с термодатчика подается на микроконтроллер, который фиксирует значение и амплитуду напряжения, которые прямопропорциональны температуре потока воздуха, подающегося на термодатчик.. Получаемые дискретные значения сохраняются в память микроконтроллера, затем информация передается на ПК по каналу BlueTooth для определения динамики изменений циклов вдоха-выдоха за определенный интервал времени и зависимости параметров от физической нагрузки испытуемого. Полученные данные будут использоваться для выявления функционального сбоя дыхательной системы. Достоинством этого метода является высокая точность измерения по сравнению с методом ристрации расширения грудной клетки с помощью пьезоэлектрического пояса.

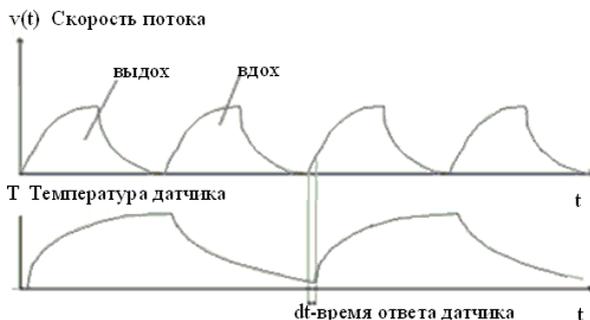


Рисунок 1. Зависимость скорости потока воздуха от времени (верхний график), зависимость температуры датчика от времени (нижний график)

3. Разработка структуры мобильной системы мониторинга на основе носимого персонального компьютера

Главным элементом структуры устройства является термодатчик. Для обеспечения комфортабельности пациента к термодатчику предъявляются следующие требования: миниатюрность (линейный размер не более 1мм), маленькая масса (для быстрого нагрева и охлаждения во время процесса дыхания). В качестве элементной базы устройства был выбран бескорпусный транзистор: он имеет линейную зависимость сопротивления от температуры, а его масса всего 0,002, поэтому термодатчик не будет препятствовать даже детскому дыханию. Для усиления сигнала на термодатчике используется мост, затем сигнал фильтруется и подается на АЦП микроконтроллера. Все дискретные данные пересылаются на ПК или смартфон по каналу Bluetooth. Уже непосредственно на устройстве можно отследить изменения параметров дыхания и признаки приступа апноэ (рисунок 2).

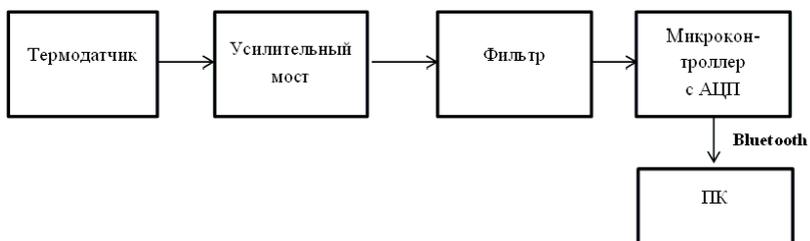


Рисунок 2. Структурная схема разработанного устройства

МОНИТОРИНГ ЧАСТОТЫ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ПРИСТУПОВ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ У ДЕТЕЙ С ПОМОЩЬЮ ЦИФРОВОГО РЕГИСТРАТОРА ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО НЕБУЛАЙЗЕРА

М. Д. Иванова

Научный руководитель – Глазова А. Ю., магистр техники и
технологии

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ»

Развитие такого заболевания, как бронхиальная астма, во многом зависит от мониторинга его течения в раннем возрасте. Однако зачастую врач не получает достоверных сведений о каждом приступе, его продолжительности и дозе препарата, примененного для подавления приступа, что сказывается на некорректном выборе схемы медикаментозной терапии. В современной практике для лечения астмы в основном используется ингаляционная терапия (небулайзеры, дозирующие и порошковые ингаляторы), поскольку она обладает рядом преимуществ перед другими методами. Стоит отметить, что для детей в возрасте до трех лет ингаляционная терапия посредством небулайзера является единственно возможной ввиду сложного процесса использования портативного ингалятора, требующего координации между доставкой препарата и вдохом.

Цель данной работы – изучение возможности создания цифрового регистратора (счетчика) для ультразвукового небулайзера, способного фиксировать дату и время приступа, его продолжительность.

Для достижения поставленной цели сформулированы следующие задачи:

- 1) обзор литературы и патентов по данной тематике;
- 2) описание принципа работы устройства;
- 3) разработка схемы регистратора для небулайзера.

Регистратор помогает выявить частоту астматических атак благодаря тому факту, что пациенты до трех лет не используют иные виды терапии, следовательно позволяет зарегистрировать каждый возникающий приступ. При сборе и обработке полученных данных формируется четкая и зафиксированная динамика заболевания, что дает лечащему врачу возможность скорректировать в случае необходимости дозу принимаемых лекарств.

Исследование не ограничивается данными задачами, существует несколько возможных добавочных функций: автоматическая обработка данных и занесение результатов в таблицу при соединении с ПК, передача полученных с регистратора данных посредством Bluetooth на ПК, фиксирование объема использованного в течение приступа медицинского препарата.

НОРМИРУЕМАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПО ЭКВИВАЛЕНТУ

А.П. Бабашкина, студентка ББС-31

Е.В. Власова, аспирантка ТГТУ

ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет»

Предложен инновационный способ измерения глюкозы крови с нормируемой по эквиваленту характеристикой. Не инвазивный метод существенно упрощает измерение глюкозы в крови и может служить методом при проведении массовых профилактических обследований населения.

Цель: повышение метрологической эффективности за счет калибровки по эквивалентам для исключения метрологической погрешности.

В аналогах содержание глюкозы крови связывают с электрическими характеристиками кожи и ткани, уровнем артериального давления. За прототип принят способ определения концентрации глюкозы в крови [1], в котором по отношению артериальных давлений рассчитывают содержание глюкозы крови по статической градуировочной характеристике. Способ позволяет сократить время обследования.

Недостатками прототипа являются низкая метрологическая эффективность из-за высокой погрешности в широком диапазоне измерения, обусловленной фиксированной статической характеристикой.

Известны несколько способов повышения метрологической эффективности: градуировка, калибровка и идентификация. Удобнее всего исследовать способ измерения глюкозы в крови на калибровке, так как именно этот метод позволяет достигнуть максимальной точности при минимальных затратах.

Задачу повышения метрологической эффективности определения глюкозы по артериальному давлению можно решать не только путем калибровки, но и нормированием по эквиваленту характеристик.

Выводы

1. Нормируемая характеристика по эталону по сравнению с прототипом повышает точность измерения, за счет введения калибровки

2. Оценка эффективности способа нормирования характеристик по эквиваленту показывает, что по сравнению с прототипом снижается погрешность измерения, а нормирование по эталону существенно упрощает способ измерения глюкозы в крови.

3. Описанный не инвазивный метод существенно повышает задачу измерения глюкозы в крови и может быть реализован в качестве экспресс-метода при проведении массовых профилактических обследований населения.

1. Патент №2198586 РФ, МКИ А64В5/022: Способ определения концентрации глюкозы в крови/ Д.А. Эльбаев, С.А. Акаева, Х.А. Курданов (Кабардино-Балкарский государственный университет)// Изобретения. Полезные модели. – 2003. - №5.

СХЕМОТЕХНИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ В ПОСТРОЕНИИ ПРИБОРОВ И СИСТЕМ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭФФЕКТА ДОПЛЕРА

Э.А. Даминова

Научный руководитель – Мирина Т.В., канд.техн.наук, доц.
Уфимский государственный авиационный технический университет

Эффект Доплера нашел широкое применение во многих информационно-измерительных приборах и системах медицинского назначения. Значимость эффекта для медицинских исследований велика и заключена в том, что его использование позволяет проводить не инвазивную диагностику состояния почек, позвоночных артерий, вен шеи и головы, сердечно-сосудистой системы и т.д.

Промышленностью выпускаются две группы доплеровской аппаратуры. Первую составляют импульсно доплеровские измерители скорости кровотока без визуализации самого доплеровского сигнала. Эти приборы обычно снабжены цифровыми индикаторами, показывающими мгновенную или усредненную по пульсовому циклу скорость кровотока. Ко второй группе относят импульсно-доплеровские блоки и приставки к универсальным УЗ-сканерам, что позволяет: визуализировать кривые доплеровского сигнала средней, максимальной и наименьшей скорости кровотока, спектр доплеровского сигнала; осуществлять цветное картирование сердца и крупных сосудов по доплеровской частоте принимаемых эхо-сигналов. При этом на экран могут

выводиться цифровые данные количественных характеристик, диаграммы временной зависимости объемного кровотока и т.д.

Развитие компьютерных технологий и расширение разработок электронной элементной базы позволило в значительной степени расширить функциональные возможности приборов. Именно тогда зародилось семейство приборов «Сономед», которое на основе модульного принципа построения позволило реализовать полный спектр доплеровских приборов – от простейших (с непрерывным потоком) до приборов с визуализацией потоков. Например, в диагностической системе «Сономед 400» имеется доплеровский блок, с помощью которого во время проведения исследований выполняется автоматический расчет кривых скорости кровотока, маркеров систолы и диастолы, таблицы индексов для каждого сердечного цикла, индекса пульсаций для структур головного мозга [1].

В системе AI 5200S доплеровское исследование выполняется с помощью специальных карандашных датчиков, в режиме непрерывного излучения ультразвуковых колебаний (непрерывное доплеровское исследование), а также в режиме воздействия радиоимпульсами (импульсно-волновое доплеровское исследование). В этой системе имеется возможность «наклонять» доплеровский луч нажатием специальной кнопки влево и вправо [2].

При построении доплеровской диагностической аппаратуры используют два варианта реализации режимов излучения: непрерывный и импульсный. В первом случае излучатель и приемник разделены, хоть и могут быть расположены рядом или в одном корпусе. Во втором случае может быть использован один и тот же зонд, работающий поочередно на излучение и прием.

В варианте с непрерывным излучением для измерения f обычно применяют метод смещения частот, в котором используют смеситель, на входы которого подаются сигналы f и f_0 . На выходе смесителя формируется смежный сигнал, спектр которого содержит исходные частоты f и f_0 , и комбинированные частоты $f_0 \pm nf$, где $n=1,2,3\dots$. С помощью фильтра нижних частот из смеси частот выделяется разностная доплеровская частота $\Omega = f - f_0$. Для определения направления движения объекта в качестве опорной частоты, подаваемой на смеситель, можно использовать частоту вспомогательного генератора (гетеродина) – f_p отличающуюся от f_0 на величину Ω_{\max} . В этом случае знак разности частот не меняется при любых направлениях движения объекта относительно зонда, а для определения

направления движения сравнивают разностную частоту $\Omega_p = f_p - f$ с доплеровской частотой $\Omega = f - f_0$.

Рассмотрим упрощенную структурную схему, реализующую непрерывный режим работы. Электроакустический преобразователь вместе с микрофоном, который воспринимает низкочастотные колебания, располагаются в одной плоскости в непосредственной близости друг от друга (рисунок 1) [2].

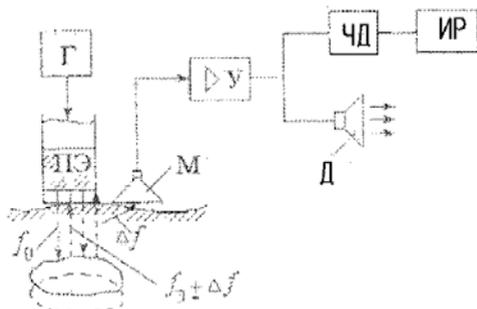


Рисунок 1. Структурная схема прибора для оценки скорости перемещения объекта, основанного на использовании эффекта Доплера

Ультразвуковые колебания, частота которых определяется частотой генератора (Г), создаются пьезопреобразователем (ПЭ). Они проникают в объект измерения и отражаются от структуры, имеющей акустическую неоднородность. Если она движется, то частота отраженного сигнала отличается от частоты падающего на нее ультразвукового акустического сигнала. В результате интерференции падающего и отраженного сигналов образуется сигнал с частотой Δf . Сигнал с этой частотой преобразуется в электрический сигнал с помощью микрофона (М), который усиливается усилителем (У). Усиленный акустический сигнал может быть снова преобразован в акустический с помощью динамика (Д) или может быть измерен с помощью измерителя-регистратора (ИР). При этом частотный сигнал, воспринимаемый микрофоном, необходимо преобразовать в напряжение или ток с помощью частотного детектора (ЧД).

Недостатками такого решения будут: сильное влияние на низкочастотный микрофон артефактов и шумы, обусловленные работой мышц и отдельных органов. Лучших результатов удается достичь при использовании импульсных режимов работы УЗ-

преобразователей, когда отраженные от объекта ультразвуковые колебания воспринимаются вторым электроакустическим преобразователем. Разность частот зондирующих и отраженных уз-колебаний будет характеризовать разность частот Δf , что легко зарегистрировать с помощью существующих технических средств, или преобразовать ее в звуковые колебания (рисунок 2). Рассмотрим пример реализации вышеуказанного подхода.

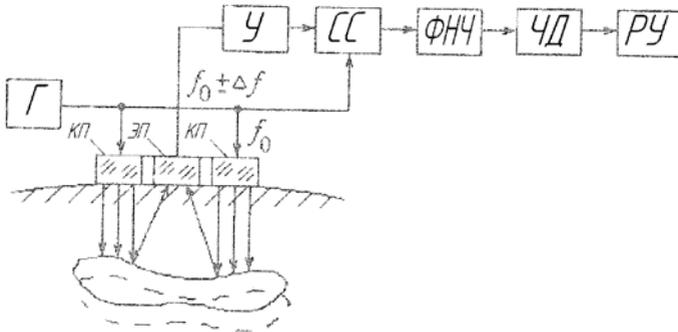


Рисунок 2. Структурная схема, поясняющая построение прибора для доплеровской ультразвуковой диагностики

Электрический сигнал, вырабатываемый электронным генератором (Г), преобразуется в акустические ультразвуковые колебания в электроакустическом кольцевом преобразователе (КП). Отраженный от перемещающейся акустической неоднородности сигнал воспринимается пьезоэлектрическим электроакустическим преобразователем (ЭП). Он преобразуется в электрический сигнал, который усиливается усилителем (У). После перемножения сигналов отражения и возбуждения в смесителе сигналов (СС), суммарный ($f_0 + f_0 \pm \Delta f$) и разностный сигнал ($f_0 - f_0 \mp \Delta f$) подаются на фильтр низких частот (ФНЧ), в котором выделяется разностная частота Δf . Сигнал ее подается на частотный детектор (ЧД) и регистрирующее устройство (РУ). Этот сигнал характеризует скорость перемещения акустической неоднородности.

На сегодняшний день доплеровские методы стали неотъемлемым элементом практически во всех областях клинического применения ультразвуковой диагностики. При построении приборов используют оба схмотехнических подхода при построении приборов.

Библиографический список

1. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: учебник. Н.А.Корневский, Е.П.Попечителей, С.П.Серегин. Курск, 2009. 986 с.
2. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учебное пособие. В.Г. Гусев. М.: Машиностроение, 2004. 597 с.

ИМПЕДАНСНАЯ КАРДИОГРАФИЯ КАК МЕТОД СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ РАБОТЫ СЕРДЦА

И.Р. Петрова

Научный руководитель - Демин А.Ю., д-р. техн. наук, доц.

Уфимский государственный авиационный технический университет

В медицине критических состояний проблема непрерывного контроля диагностической информации занимает особое место, так как в этой области медицины слежение за текущим состоянием пациента может иметь жизненно важное значение. К наиболее информативным параметрам относятся показатели работы сердечно-сосудистой системы. Специальное внимание при диагностике гемодинамики и работы сердца заслуживает мониторинг с помощью не инвазивных методов, так как эти методы менее трудоемки и не так опасны для пациента как инвазивные [1]. Современные приборы для суточного контроля сердечной деятельности позволяют измерить большое количество различных параметров, но все же не предоставляют достаточной информации для оценки функционирования сердца. Например, основной показатель сократительной деятельности сердца – ударный объем – можно измерить такими способами, как: метод разведения индикаторов (методы Фика), термодилуционный, ультразвуковой и реографический. Первые два метода достаточно сложны, могут вызвать кровотечения и аритмию у пациента, что делает данные методы неподходящими для длительного наблюдения за механической работой сердца. Реографический и ультразвуковой способы позволяют производить измерения без вреда для пациента. В интенсивной терапии для контроля деятельности сердца используют электрокардиографию, но она не дает данных об ударном объеме сердца. Это вызывает существенные проблемы, так как ударный объем и его изменение в ответ на физиологическое и фармакологическое воздействия являются важными показателями для оценки эффективности механической работы сердца.

Для восполнения недостающей информации Dr. Gerard Cybulski [3] предлагает одновременную запись ЭКГ и сигнала, который будет отражать центральную гемодинамику. В этом может помочь импедансная кардиография, или реокардиография. Это простой метод, позволяющий непрерывно и неинвазивно определять сердечный выброс, максимальную скорость выброса и время выброса.

В основе реографических методов лежит измерение полного сопротивления (импеданса) живых тканей и его изменение при кровенаполнении органов. Кровь является хорошим проводником электричества, поэтому при увеличении кровенаполнения ткани ее омическая составляющая импеданса уменьшается, а при уменьшении кровенаполнения – увеличивается. Таким образом, импеданс ткани периодически изменяется с частотой сердечных сокращений [2].

При проведении реокардиографии есть два способа измерений: биполярный и тетраполярный. При биполярном используются два электрода, что вызывает повышенную плотность тока вблизи электродов, что, в свою очередь, влияет на измерение общего импеданса. Также оказывает влияние импеданс между кожей и электродом. При тетраполярном способе используются два воздействующих электрода и два измерительных. Изменение напряжения пропорционально изменению импеданса между измерительными электродами. Главное преимущество — это более равномерное распределение тока. Электродное сопротивление сведено к минимуму.

При проведении измерений на полезный сигнал влияет не только расположение электродов, но и различные шумы. Для решения проблемы влияния артефактов или других шумов используют усреднение сигнала как метод улучшения отношения «сигнал-шум».

В современных импедансных кардиографах существуют две проблемы: точность и высокая чувствительность сигналов к артефактам движения. Решение этих проблем позволит проводить измерения показателей работы сердца непрерывно, даже в повседневной деятельности человека, что позволит использовать импедансную кардиографию не только в отделениях интенсивной терапии, но и при научных исследованиях, при изучении работы сердца спортсменов. В настоящее время нет точных знаний о факторах, влияющих на импеданс, необходима более полная информация о происхождении сопротивления биотканей. Для решения этих проблем необходимы дальнейшие методические исследования [3].

Несмотря на то, что у способа импедансной кардиографии есть некоторые проблемы, этот метод исследования гемодинамики

имеет большой диагностический потенциал. Получаемые вовремя реокардиографии данные особенно важны при интенсивной терапии. Улучшение качества получаемого сигнала, фильтрация шумов и артефактов, образующихся при деятельности организма, сделают импедансную кардиографию ключевым элементом мониторинга кровообращения.

Библиографический список

1. Зильбер А.П. Медицина критических состояний: общие проблемы/А.П.Зильбер. - Петрозаводск: Издательство ПГУ, 1995. – 360 с.
2. Лещенко В.Г. Медицинская и биологическая физика: учебное пособие/В.Г. Лещенко, Г.К. Ильич.- Минск: Новое знание; М.:ИНФРА-М, 2012. – 552 с.
3. Cybulski G. Ambulatory Impedance Cardiography. The systems and their applications/G.Cybulski.- Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 2011. P. 112.

МОБИЛЬНАЯ ДИСТАНЦИОННАЯ ПЛАТФОРМА МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА НА БАЗЕ ОБЛАЧНЫХ СЕРВИСОВ РЕГИОНАЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИОННО-АНАЛИТИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ «ПРОМЕД»

И.С. Рунов, Ю.О. Уразбахтина.

Научный руководитель - Жернаков С.В., д-р техн. наук, проф.
Уфимский государственный авиационный технический университет

В настоящее время тенденции рынка носимой электроники таковы, что возможность сбора и анализа основных показателей пациента таких, как подвижность (физическая нагрузка), частота сердечных сокращений, стадии сна и т.п. стала обыденной задачей, легко реализуемой множеством технических устройств крупных компаний, таких как Motorola, Asus, Qualcomm, Google и прочие. В связи с этим в данной работе предлагается следующая концептуальная модель: использование мобильной платформы, состоящей из специализированного программного обеспечения и федеральных ресурсов облачных хранилищ данных, для сбора и анализа основных физиологических показателей пациентов, которые впоследствии могут служить предикторами возникновения некоторых клинических патологий.

Облачное хранилище данных (англ. cloud storage) — модель онлайн хранилища, в котором данные хранятся на многочисленных распределённых в сети серверах, предоставляемых в пользование клиентам

в основном третьей стороной. В отличие от модели хранения данных на собственных выделенных серверах, приобретаемых или арендуемых специально для подобных целей, количество или какая-либо внутренняя структура серверов клиенту в общем случае не видна. Данные хранятся и обрабатываются в так называемом облаке, которое представляет собой, с точки зрения клиента, один большой виртуальный сервер. Физически же такие серверы могут располагаться удалённо друг от друга географически, вплоть до расположения на разных континентах.

Мобильное приложение – программа для работы на мобильном устройстве, таком как смартфон, планшет, медиаплеер и т.п.

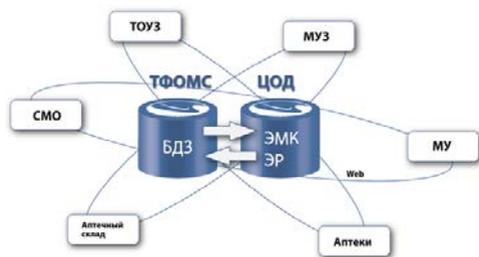
Программная часть разработки будет содержать специальное мобильное приложение, необходимое для создания радиоканала между носимой техникой, которая осуществляет сбор данных о состоянии пациента (спортивные трекеры, браслеты с датчиками ЧСС и т.п.), и мобильным устройством, их синхронизации и начала работы по одному такту. Данное приложение обрабатывает поступающие с датчиков сигналы и выводит их на дисплей устройства в виде диаграммы, также данное программное обеспечение сможет провести оценку физиологических (жизненных) показателей и на ее основе предоставить владельцу первичный анализ, дать советы по образу жизни, диете, сну, физических нагрузках, заблаговременно осведомить о необходимом приеме лекарств, отправив соответствующее уведомление в системный интерфейс операционной системы устройства. Дальнейшие действия зависят от сценария, в рамках которого используется оборудование. Данные будут сохраняться во внутренней памяти устройства для последующей передачи данных по каналам GPRS, EDGE, HSDPA либо посредством других 3G или 4G технологий связи, для хранения, анализа и других необходимых комплексов мероприятий, в облачных хранилищах данных региональной информационно-аналитической медицинской системы (РИАМС) «ПроМед» [1], а также на сервер центрального клинического центра региона для ознакомления специалистов с поступившей информацией.

Региональная информационно-аналитическая медицинская система «ПроМед» предназначена:

- для автоматизации всех процессов информационного обмена [между медицинскими учреждениями (МУ), центром обработки данных (ЦОД), территориальным органом управления здравоохранением (ТОУЗ), территориальным фондом обязательного медицинского страхования (ТФОМС), страховыми медицинскими организациями (СМО)] и обработки данных по принципу «единого окна» в режиме реального времени;

- для создания максимально эффективной инновационной модели управления ресурсами здравоохранения;
- для повышения качества и доступности медицинской помощи для населения.

Одним из уникальных свойств РИАМС «ПроМед», ставящим его на ступень выше большей части медицинских информационных систем, является ее централизованная архитектура (см. рисунок).



Архитектура системы

Преимуществами архитектуры являются:

- Функционирование на основе web-технологий, на единой базе данных с поддержкой единого эталонного регистра населения на основе базы данных застрахованных в системе ОМС.
- Доступный web-интерфейс.
- Возможность масштабирования на территории целого региона в кратчайшие сроки при минимальных затратах.
- Отсутствие необходимости приобретения серверного оборудования для каждого медицинского учреждения.
- Надежная защита персональных данных.
- Минимизация затрат на проведение мероприятий, предписываемых Федеральным законом № 152 «О защите персональных данных».

Центр обработки данных (ЦОД) — организационно-техническая структура, сотрудники которой поддерживают работу основных мощностей РИАМС.

ЦОД обеспечивает полный спектр информационно-аналитических услуг для здравоохранения в формате SaaS (Soft ware as a Service — программное обеспечение как услуга):

- Функционирование РИАМС.
- Работу серверной части системы.

- Весь цикл обработки данных для нужд участников информационного процесса.
- Работу Call-центра в рамках проекта «Электронная регистратура».
- Безопасность хранения персональных данных.
- Полный цикл обработки данных для нужд медицинских учреждений, органов управления здравоохранением, страховых медицинских компаний, территориального фонда обязательного медицинского страхования.

Использование данной концепции позволит вести мониторинг физиологической деятельности пациента без причинения ему дискомфорта, возникающего при использовании диспансерных исследований. Основным преимуществом разрабатываемой концептуальной модели является возможность использования любого мобильного устройства для диагностических и аналитических целей. При этом будет возможно проведение консультаций пациентов, живущих в отдаленных районах, что особенно важно для республики Башкортостан. Разработка подобных систем является одним из основных направлений государственной программы информатизации здравоохранения.

1. Сайт РИАМС «ПроМед»:

<http://demo.swan.perm.ru/?c=portal&m=article&action=view&id=1>

БАЗА ДАННЫХ ДЛЯ УЧЕТА ОБСЛЕДОВАНИЯ БЕРЕМЕННЫХ ЖЕНЩИН С ЦЕЛЮ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЯ РЕБЕНКА

Е.И.Лукашенко

Научный руководитель – Умаров М.Ф., д-р физ.-мат.наук, проф.
Вологодский государственный университет

В ходе написания выпускной квалификационной работы я столкнулась с тем, что в медико-генетической консультации (МГК) нет системы учета пациенток. Вследствие чего было принято решение о создании базы данных с учетом потребностей и сферы деятельности структурного подразделения. Ознакомившись со структурой и порядком работы МГК, началась разработка базы данных.

Цель данной работы упорядочить и скомпоновать информацию о пациентке, враче, типе обследования и результатах обследования.

В медико-генетической консультации проводят обследования беременных женщин в первый триместр беременности с целью выявления нарушений ребенка [1]. Ниже приведен порядок проведения обследования.

1. Медико-генетическое консультирование.

1.1. Консультация семей с наследственной и врожденной патологией.

1.2. Прогноз потомства.

1.3. Консультация пациентов по результатам скрининговых обследований.

2. Цитогенетические исследования.

2.1. Исследование полового хроматина в буккальном слое эпителия с целью выявления аномалий половых хромосом.

2.2. Хромосомный анализ (кариотипирование).

2.2.1. Диагностика хромосомных заболеваний.

2.2.2. Выявление скрытого носительства хромосомных перестроек.

3. Неонатальный скрининг-обследование всех новорожденных детей на 5 наследственных заболеваний.

3.1. Фенилкетонурия.

3.2. Врожденный гипотиреоз.

3.3. Адреногенитальный синдром.

3.4. Муковисцидоз.

3.5. Галактоземия.

По своему типу база данных будет напоминать электронную амбулаторную карту больного. В ней будет указана информация о пациентке, а именно:

Пациент						
номер карты	Фамилия Имя Отчество	Дата рождения	Срок в неделях	Телефон	Домашний адрес	Направление
11111111	Иванова Ирина Игоревна	21.10.1985	6	+79000000000	г. Вологда ул. Лечебная д.15 кв.6	1

На основе внесенной информации о пациентке будет вноситься информация об обследовании, результате обследования, лаборанте и враче, проводивших исследования. Далее рассмотрим, какая информация указывается в следующих разделах базы данных.

В указанные выше разделы вносится следующая информация:

Обследование							
Дата проведения	Срок проведения	Дата получения результата	Номер обследования	Общее заключение	Лаборант	Пациент	Врач
15.10.2014	0	23.10.2014	1		1	11111111	1

Результат				
Результат исследования	Параметр	Значение параметра	Номер результата	Обследование
	хромосом	47	1	1

Лаборант			
Фамилия Имя Отчество	Специализация	Должность	Табельный номер
Иванов Иван Иванович	нет	старший медбрат	1

Врач			
Фамилия Имя Отчество	Специализация	Должность	Табельный номер
Сидоров Сергей Сергеевич	гинекология	врач акушер-гинеколог	1

Врач			
Фамилия Имя Отчество	Специализация	Должность	Табельный номер
Сидоров Сергей Сергеевич	гинекология	врач акушер-гинеколог	1

Также во всех разделах будет предусмотрена защита от ошибок, т.е. если в каком-либо разделе не будет введена ключевая и важная информация, то работа с другими разделами будет невозможна. Удаление данных происходит одновременно из всех разделов базы данных, таким образом, все данные упорядочены и соответствуют друг другу.

На данный момент база данных находится в разработке. После завершения работы над базой данных будет написано программное обеспечение для внедрения ее в структуру МГК.

1. Медико-генетическая консультация <http://hospital35.ru>

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ И ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ДЛЯ СОЦИАЛЬНОЙ АДАПТАЦИИ ДЕТЕЙ С РАССТРОЙСТВОМ АУТИСТИЧЕСКОГО СПЕКТРА (РАС).

А.В.Алпатов, Рязанский государственный радиотехнический университет, доцент, к.т.н.

А.Р.Симошева, Рязанский государственный радиотехнический университет, аспирант

Во многих странах врачи констатируют резкое увеличение числа детей с расстройством аутистического спектра. Сейчас, по данным Центра по контролю и профилактике заболеваний в России, один аутист приходится уже на 88 новорожденных детей. Также недавние исследования, проведенные в Великобритании, показали, что за последнее десятилетие в десять раз увеличилось количество «выявленных» аутистов. Аутизм постепенно превращается в глобальную медицинскую проблему, требующую усилий по облегчению участи больных детей и их родителей [1, 2].

Расстройства аутистического спектра (РАС) определены клинически ухудшением в коммуникации, социальном взаимодействии, поведенческой гибкости и бедностью выражения эмоций. Исследования, проведенные учеными из Йельского университета, выявили особенность работы мозга аутистов: «не работает» веретенообразная извилина. Поэтому, когда он смотрит на человека - активизируется нижняя височная извилина, т.е. аутист воспринимает другого человека так же, как стол или стул [2]. Отсутствие активности зеркальных нейронов и веретенообразной извилины приводит к тому, что люди с РАС заперты в самих себе с почти полным отсутствием эмоциональной жизни. Часто опекуны и врачи интуитивно интерпретируют потребности и интересы ребенка. Без обоснованной обратной связи терапия носит субъективный характер, что приводит к незакономерным результатам проработанных лечебных методик. Необходимо, чтобы окружение людей с РАС имело

представление о фактическом понимании речи, правильном восприятии их действий и эмоциональном состоянии в режиме реального времени.

Для реализации подобной системы необходимо найти зависимости ряда факторов от эмоционального состояния. В университете Сан-Диего исследовательская группа под руководством В.С. Рамачандрана нашла отчетливую взаимосвязь мю-ритма с двигательной активностью. Это позволяет, по мнению исследователей, рассматривать его как альфа-ритм моторной коры [1].

По теоретически разработанному исследованию психофизиологов самыми достоверными и надежными критериями определения эмоциональных состояний на сегодняшний день являются соматические и вегетативные критерии, которые должны быть сняты и оценены: ЭЭГ, ЧСС, КГР, ЭКГ, объем кислорода в крови [4]. С их помощью может быть дана оценка эмоционального состояния, основанная на физиологических данных нескольких отведений.

На основе этих данных нами предлагается экспериментальное исследование, в котором соотнесем электроэнцефалографические данные с легко измеряемыми физиологическими параметрами в ответ на биологические стимулы. На рисунке нами предложена схема реализации данной структуры в виде беспроводной системы, передающей в режиме реального времени данные об эмоциональном состоянии людей с расстройством аутистического типа, врачам, педагогам, родителям или опекунам для своевременного корректирующего поведения.

Наиболее удобными для регистрации и обработки показателями работы сердца, а как следствие, и оценки состояния аутиста, являются частота сердечных сокращений (ЧСС) и вариабельность ритма сердца. Среднюю ЧСС предлагаем использовать в качестве показателя общей активации - увеличение активации приводит к увеличению ЧСС. Предполагается для снятия рассмотренных выше физиологических данных использовать датчики, вмонтированные в браслет, который может носиться ежедневно. Это позволит использовать его постоянно для реализации обратной связи с минимальным стрессом для аутиста.

Вовлечение внимания отражается в изменении функционального состояния в определенных структурах мозга, что отражается в динамике электрических потенциалов мозга. Наиболее отчетливые и общепринятые эффекты вовлечения внимания коррелируют с динамикой амплитуды потенциалов в альфа-диапазоне ЭЭГ (8-13 Гц). Данные электроэнцефалографии мы получили на беспроводном оборудовании MindWave. Регистрация альфа-ритмов производится в лобно-центральной отведении, а оценка спектральных составляющих ритма осуществляется в программной среде MatLab.



Схема реализации обратной связи

По мнению психологов, наибольшую сложность эксперимента представляет снятие данных ЭЭГ, так как ввиду особенностей аутисты тяжело переживают непосредственное крепление прибора. Поэтому в дальнейшем планируется использование датчиков собственной разработки, которые могут быть прикреплены к головному убору аутиста. Реакция пульса и реакция ЭЭГ передается по каналу Bluetooth врачу, реализуя обратную связь.

Психологическое обследование должно проводиться в сопровождении психолога, знающего проблему аутизма и особенности аутичных людей, с применением соответствующих возрасту и уровню развития тестов. Необходимо оценить уровень интеллектуального (вербального и невербального) развития; оценить нейропсихологическое функционирование (моторные и психомоторные навыки, память визуальную и слуховую, ориентацию в пространстве, компенсаторные стратегии и т.д.).

Соотнесение результатов электроэнцефалограммы и физиологических данных при воздействии биологически-активных стимулов позволит изучить невербальную реакцию аутиста на воздействие окружающей среды. Эта эмоциональная информация будет реализована в визуализированном программном обеспечении и может использоваться в качестве обратной связи для обучения и понимания эмоциональной жизни людей с РАС, фокусируясь на внутренних факторах, индивидуальной специфике каждого отдельного аутичного ребенка или взрослого. Это позволит добиться больших результатов в терапии и обучении, а также быстрее адаптироваться в семье и обществе.

Растущее число исследований изучают применение интерактивных технологий для минимизирования социального дефицита детей с РАС. Начальные результаты указывают, что такие технологии открывают перспективу как потенциальное широкодоступное альтернативное

вмешательство. На данный момент мы набираем экспериментальную группу людей с РАС для проведения дальнейших исследований.

Библиографический список

1. Иванов Е.С. Спорные вопросы диагностики раннего детского аутизма - <http://www.autism.ru/read.asp?id=39&vol=0>.
2. AUTISMUS & Deutschland Hilfe in Vereinen - Autismus-Spektrums-Störung » - <http://www.autismus1.de/>.
3. Didem Gokcay and Gulsen Yildirim. Affective Computing and Interaction: Psychological, Cognitive and Neuroscientific Perspectives. Hershey, New York. 2011.
4. Elysa J. Marco, Leighton B.N. Hinkley, Susanna S. Hill, Srikantan S. Nagarajan. Sensory Processing in Autism: A Review of Neurophysiologic Findings. Pediatric Research, Vol. 69, No. 5, Pt. 2, 2011

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

АДАПТИВНЫЙ ПИРОМЕТР БЕСКОНТАКТНОГО КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПАССАЖИРОВ В АЭРОПОРТАХ

В.С. Глухова

Научный руководитель – Прошин Е.М., д-р. техн. наук, проф.
Рязанский государственный радиотехнический университет

На сегодняшний день задача санитарного контроля в местах массовых скоплений людей, в частности в аэропортах, является актуальной. Вызваны такие меры необходимостью предотвратить проникновение, распространение карантинных инфекций на территорию страны. Вспышки разного рода вирусов, например H1N1, H5N1 или SARS/MERS, становились болезнью массового характера за пределами одной страны всего за несколько месяцев. Основная причина – отсутствие быстрой диагностики и поздняя локализация очага болезни.

Особенно остро вопрос санитарного контроля встал в 2014 году, когда была зафиксирована вспышка нового смертоносного вируса геморрагической лихорадки – EBOVA («Эбола»).

У заболевших этим и подобными вирусами людей первый симптом сопровождается повышением стандартной температуры тела до $+38^{\circ}\text{C}$... $+40^{\circ}\text{C}$.

Контроль температуры – одна из первостепенных задач. Измерения производятся бесконтактно с помощью специальных приборов – пирометров. Так как диапазон, необходимый для измерения, узкий, а температура низкая, расстояние до объекта небольшое, то из известных типов пирометров выбран радиационный (инфракрасный) пирометр. В качестве термочувствительного элемента используется резистивный датчик, обладающий большей чувствительностью, чем, например, термопара.

Сегодня такой контроль полностью без участия человека не обходится, это связано с тем, что пирометр необходимо нацелить на объект в определенной точке. Участие людей очень неудобно по ряду причин: большой объем потока пассажиров, измерение с участием человека времязатратно; имеет место человеческий фактор; существует риск заразиться для людей, проводящих измерения; такой контроль требует большого количества человеческих ресурсов, как следствие и денежных (заработная плата, при необходимости защитные костюмы);

скорость потока пассажиров снижается; возможно нарушение психоэмоционального баланса людей; требуется большое количество таких приборов, что доступно не для всех стран и городов.

Выше сказанные проблемы можно решить с помощью монтирования пирометров на специальные конструкции, например, рамки металлоискателей, тем самым минимизировать участие человека в процессе. Однако возникает другая проблема: разный рост пассажиров и их хаотическое движение затрудняют нацеливание прибора на конкретную точку.

Стоит отметить, что прибор, решающий эту проблему, существует. Задача решается установкой большого числа ИК-датчиков, которые принимают излучения разных направлений. Требуется большое количество таких пирометров, а наличие в каждом такого числа датчиков существенно повышает их стоимость.

В настоящем докладе рассматривается вопрос построения адаптивного пирометра, который автоматически нацеливается на область лица пассажира, имеющего максимальную температуру.

ИЗМЕРЕНИЕ И КОНТРОЛЬ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

А.В. Колгушкина

Научный руководитель – Гуржин С.Г., канд. техн. наук, доц.
Рязанский государственный радиотехнический университет

В основе метода хрономагнитотерапии лежат создание магнитного поля с ярко выраженной пространственно-временной неоднородностью, формирование широкого ансамбля динамически изменяемых низкочастотных магнитных полей практически любой формы, возможность синхронизации воздействия с основными биоритмами пациента, что приводит к активизации адаптационной системы организма, восстановлению функциональных резервов, нормализации обменных процессов, улучшению центральной и периферической гемодинамики [3].

При проведении комплексной хрономагнитотерапии особенно важно регистрировать и учитывать реакции регуляторных систем организма на магнитное поле со строго определенными, заданными биотропными параметрами, которые в различной степени влияют на текущее состояние пациента и подлежат многогранному исследованию.

Одной из таких выраженных реакций является изменение температуры пациента [1,2].

Наиболее заметно данные изменения проявляются в так называемых «биологически активных точках» или БАТ, которые представляют собой выделенные области эпидермиса диаметром 2-3 мм и характеризуются повышенной концентрацией капилляров, нервных окончаний и мелких лимфатических протоков. Китайская народная медицина на протяжении многих тысячелетий показала, что система БАТ является не только распределенным источником информации о процессах, происходящих внутри всего организма в целом и в отдельных его органах, но и совокупностью каналов ввода внешней информации и активного воздействия на соответствующую патологию. Система акупунктурных точек проявляет себя как прекрасно развитый природой диагностический и терапевтический аппарат [4].

Поскольку измерение температуры пациента должно производиться в процессе сеанса магнитотерапии и непрерывно регистрироваться в виде временной зависимости для возможности проведения, прежде всего оперативной диагностики текущего функционального состояния пациента, то при разработке термометрической системы необходимо выполнение ряда требований:

- термочувствительные датчики должны обеспечивать бесконтактный съем информации;
- методы измерения должны быть помехоустойчивыми к влиянию мощного переменного лечебного электромагнитного поля;
- имелась бы возможность как указания локальной области съема информации и точечного измерения температуры в реальном масштабе времени, так и получения текущей картины распределения температур (термограммы) на некотором участке тела пациента;
- должно осуществляться преобразование аналоговых сигналов изменений температуры в цифровой эквивалент и регистрация их в течение всего сеанса магнитотерапии;
- должна быть проведена адаптация и интеграция аппаратно-программных средств термочувствительных датчиков на уровне конструкции и программного обеспечения комплекса хрономагнитотерапии.

Согласно сформулированным требованиям проведен обзор и сравнительный анализ методов и средств, максимально отвечающих им, среди которых выделены и подробно рассматриваются новые измерительные технологии в области термометрии, применяемые в медицине. Одни основаны на оптической локации объекта (пирометры), а другие относятся к тепловизорам, в качестве измерительного преобразователя

в них используется видеокамера с матрицей светочувствительных фотодиодов, именуемая прибором с зарядовой связью (ПЗС-матрица). Главной особенностью последней является высокоточная регистрация видеоизображения объекта в инфракрасном диапазоне электромагнитных волн, т.е. теплового излучения.

Библиографический список

1. Беркутов А.М., Гостев С.С., Жулев В.И. Магнитная стимуляция БАТ при определении магниточувствительности пациента // Информационно-измерительная и биомедицинская техника: сб. науч. тр. Рязань: РГРТА, 2004. С. 31-35.
2. Гостев С.С. Способ и измерительно-диагностическая система определения магниточувствительности пациента / Автореферат кандидатской диссертации. Рязань: РГРТА, 2006. 16 с.
3. Григорьев Е.М., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Кряков В.Г., Прошин Е.М. Система комплексной 4D хрономагнитотерапии // Европейская наука и технологии: сб. науч. статей 4-й Международной научной конференции. Мюнхен: Германия, 2013. С. 189-193.
4. Казначеев В.П., Михайлова Л.П. Биоинформационная функция естественных электромагнитных полей. Новосибирск: Наука, 1985. 180 с.

СРЕДСТВО БЕСКОНТАКТНОГО КОНТРОЛЯ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ВИДЕОСИГНАЛА

М.И. Куренкова

Научный руководитель - Прошин Е.М., д-р.техн.наук, проф.
Рязанский государственный радиотехнический университет

Одним из основных направлений решения проблемы повышения здоровья населения [1] является оперативное выявление заболеваний на ранних стадиях, а также угроз обострения и рецидивов хронических заболеваний. В настоящее время непрерывно расширяется область применения методов регистрации параметров биосигналов в практических и исследовательских задачах. Современный уровень научных достижений и технологий открывает новые перспективы для создания портативных систем с дистанционным анализом. Проводят измерения различных характеристик организма человека таких, как: артериальный пульс, давление, функции дыхания, реакция коры головного мозга на внешние стимулы, температурные аномалии внутри биологического

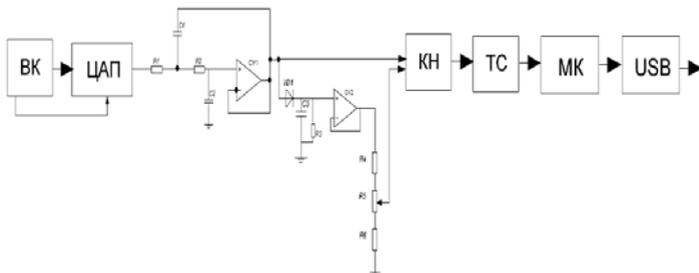
объекта и так далее. Различие приборов заключается в способах передачи, регистрации и обработке сигнала в среде, по которой он передается.

В настоящем докладе представлена разработка средства бесконтактного контроля сердцебиения и дыхания пациента комплексной магнитотерапии на основе анализа видеосигнала. Данное средство – новый подход при решении задачи непрерывного контроля пульса и дыхания человека во время сеансов физиотерапии.

Принцип действия предлагаемого средства основан на приеме видеокамерой изображений грудной клетки пациента в процессе дыхания и дальнейшей обработке полученных данных микроконтроллером. Предложен следующий подход для реализации заявленного средства. Видеокамеру, вмонтированную в аппарат комплексной магнитотерапии, направляют в профиль на грудную клетку пациента так, чтобы строчная развертка видеоизображения осуществлялась ортогонально границе грудной клетки пациента, затем фильтруют и компарируют видеосигнал между строчными синхроимпульсами по переходу его через видеоизображение границы грудной клетки и формируют временные интервалы между строчными синхроимпульсами и сигналами компарирования, измеряют эти временные интервалы, усредняют их за время кадра, регистрируя массив кодов изменения этих усредненных временных интервалов, что соответствует процессу перемещения грудной клетки пациента при дыхании и сердцебиении. Далее для выявления участка видеоизображения с максимальной амплитудой колебаний грудной клетки в процессе дыхания и сердцебиения ожидают прихода всех строк кадра с измерением временных интервалов, анализируют изменение временных интервалов от кадра к кадру, находят участок строк с максимальным изменением среднего значения временных интервалов на этом участке, запоминают номера этих строк и затем регистрируют значения усредненных временных интервалов только в области этого участка, из которых формируют массив регистрации процесса перемещения грудной клетки пациента при дыхании и сердцебиении.

В соответствии с предложенным подходом было разработано устройство с последовательно соединенными видеокамерой, фильтром нижних частот, детектором, делителем напряжения и компаратором напряжения, на второй вход которого поступает сигнал с фильтра нижних частот, при этом выход строчной синхронизации видеокамеры соединен со входом запуска таймера-счетчика, а выход компаратора со входом стоп таймера-счетчика, который является составной частью микроконтроллера, на один из входов последнего поступает сигнал кад-

ровой синхронизации видеокамеры, а выход подключен к USB интерфейсу для последующей передачи данных на персональный компьютер (см. рисунок).



Функциональная схема средства бесконтактного контроля
сердцебиения и дыхания пациента на основе анализа видеосигнала:

БК - видеокамера;
ЦАП - цифроаналоговый преобразователь;
КН - компаратор напряжения;
ТС - таймер-счетчик; МК-микроконтроллер

Таким образом, предложено средство бесконтактного контроля сердцебиения и дыхания пациента на основе анализа видеосигнала непосредственно во время сеанса магнитотерапии, что является одной из самых актуальных задач в современной медицине.

1. Компания БиоВек. Дистанционный бесконтактный мониторинг физического состояния человека. <http://биовек.рф>, 2012.

ОПТИКО-ЛОКАЦИОННЫЙ КОНТРОЛЬ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА В ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

М.Г. Кузнецов

Научный руководитель – Гуржин С.Г., канд. техн. наук, доц.
Рязанский государственный радиотехнический университет

Согласно действующим в РФ принципам применения физических факторов в лечебных и профилактических целях, таким как *принцип индивидуального и принцип динамического лечения физическими факторами*, врач обязан, во-первых, при проведении сеанса

магнитотерапии учитывать биоритмическую активность основных функций организма больного, а во-вторых, биотропные параметры воздействия должны соответствовать его *текущему* состоянию. Такой подход в полной мере отвечает базовому клиническому тезису С.П. Боткина «Лечить не болезнь, а больного» [4].

По этой причине комплекс хрономагнитотерапии «Мульти-маг-МХ» постоянно совершенствуется в нескольких направлениях, одним из них является развитие диагностических возможностей аппаратно-программных средств, причем на уровне самых быстрых и первых реакций организма на магнитное воздействие и за короткий промежуток времени сеанса процедуры (обычно 20 минут) [1].

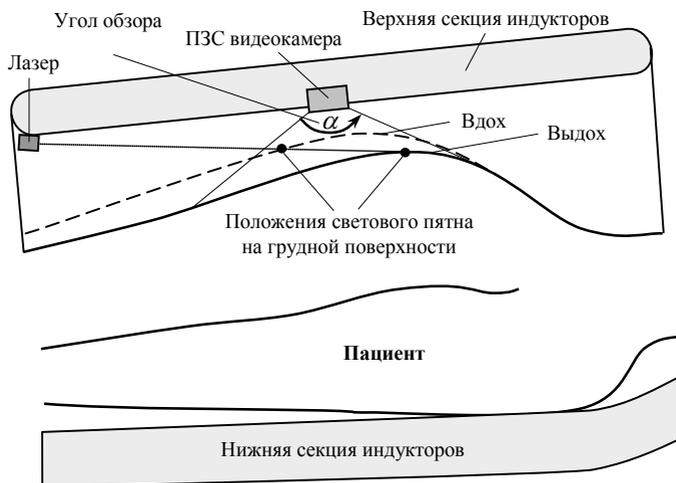
Необходимость введения непрерывного и объективного контроля жизненно важных показателей пациента вызвана еще тем фактом, что у некоторых людей при воздействии физическими факторами иногда проявляются неадекватные и спонтанные реакции на различные их изменения, о которых оперативно должен быть оповещен лечащий врач, чтобы принять правильные решения.

Разработка измерительной системы контроля текущего состояния больного в процессе сеанса магнитотерапии предполагает, в первую очередь, определение набора физиологических параметров человека, характеризующих его ответные реакции организма на воздействие. Среди них выделяют ряд явно выраженных, таких как частоту сердечных сокращений (ЧСС), частоту дыхания (ЧД), скорость кровотока на отдельных участках, артериальное давление, температуру, насыщение кислородом крови и др. [3].

На данном этапе исследований проводится анализ и отбор методов, обеспечивающих надежную регистрацию информации о двух параметрах ЧСС и ЧД, которые отражают наиболее быстрые изменения в организме.

Исходя из того, что мониторинг текущего состояния пациента необходимо проводить в условиях действия сильных электромагнитных полей, а технические средства не должны доставлять неудобства больному, во внимание берутся только бесконтактные способы измерения [2]. К ним относятся все локационные методы, т.е. радиоволновые, ультразвуковые и оптические. Последние выгодно отличаются от других многими своими замечательными свойствами. Это главным образом высокая точность задания направления и локализации луча света, особенно на малых расстояниях, видимость и точность указания места зондирования, экологичность излучения по отношению к пациенту, миниатюрность непосредственно светопередатчиков и фотоприемников и др.

Оптико-локационные методы измерения также существенно разнятся по своим метрологическим характеристикам, по условиям и областям применения, поэтому рассмотрены наиболее чувствительные, точные и помехоустойчивые. Особое место в этом ряду занимает метод *оптической триангуляции*, на базе которого предлагается его модификация, планируемая к реализации в комплексе «Мультимаг-МХ». Иллюстрация метода представлена на рисунке.



Модификация метода оптической триангуляции

Основными функциональными модулями такого измерительного преобразователя являются лазер в виде полупроводникового светодиода и матрица фоточувствительных элементов в виде ПЗС видеокамеры. Использование детекторов высокого разрешения и оригинальных алгоритмов обработки видеосигнала позволит в перспективе достичь еще большей диагностической точности и точности коррекции биотропных параметров воздействия.

Библиографический список

1. Гуржин С.Г., Григорьев Е.М., Жулев В.И., Кряков В.Г., Прошин Е.М., Путилин Е.О., Шуляков А.В. Физико-технические основы диагностики функционального состояния пациента комплексной 4D-хрономаннитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. №7. С. 4-13.

2. Кузнецов М.Г. Диагностическая система оптико-локационного контроля функционального состояния пациента // Пути инновационного развития экономики Рязанской области: Тезисы докладов 2-ой региональной конференции молодых ученых, аккредитованной по программе «Участник молодежного научно-инновационного конкурса». Рязань: РГРТУ, 2014. С. 62-65.
3. Методические рекомендации по использованию системы комплексной многопараметрической магнитотерапии с биоадекватной обратной связью на основе методов хронодиагностики «Мультимаг». – М.: Горизонт, 2002. 44 с.
4. Пономаренко Г.Н. Физические методы лечения: Справочник. – СПб.: «ИИЦ ВМА», 2006. 336 с.

ЛАЗЕРНЫЙ РЕГИСТРАТОР ДЫХАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА МАГНИТОТЕРАПИИ

К.Р. Ловягин

Научный руководитель – Гуржин С.Г., канд. техн. наук, доц.
Рязанский государственный радиотехнический университет

Фундаментальные исследования в области магнитобиологии, начало которых пришлось на вторую половину XX века, показали неустойчивость и разнообразие реакций организма человека на действие внешних магнитных полей. В связи с этим возникла необходимость в пересмотре устоявшихся представлений о физиотерапии. Так появились три детально разработанные концепции – концепция биоэлектрического триггера, концепция достаточности дозы воздействия и концепция биосинхронизации воздействия, – которые стали основой современной физиотерапии и, в частности, магнитотерапии [1]. Состоятельность этих положений подтверждена многолетней практикой создания и применения физиотерапевтической аппаратуры. Указанные концепции утверждают, что для достижения требуемого эффекта от действия на человека физиотерапевтического фактора необходима синхронизация действия фактора с нормальным ритмом функционирования биосистемы. Возникает необходимость непрерывного, выполняемого в реальном масштабе времени, контроля состояния организма, в частности дыхательной деятельности.

Применение контактных датчиков создаёт неудобства как для врача (необходимость закрепления датчиков и слежения за правильностью их положения), так и для пациента. В связи с этим приобретают

особую актуальность бесконтактные методы регистрации дыхательной деятельности.

В настоящее время наиболее разработанным методом решения поставленной задачи является биорадиолокация. Системы, основанные на принципах биорадиолокации, успешно применяются для определения параметров движения отдельных частей тела человека, в том числе грудной клетки. Однако подобные устройства отличаются сравнительно большими габаритами и требуют применения сложного СВЧ-оборудования. Кроме того, при использовании биорадиолокаторов возникает необходимость разделения полезного сигнала и сигнала, отражённого от стен и других неподвижных объектов, который имеет значительную амплитуду и способен исказить информационный сигнал.

Необходима разработка устройства, которое обеспечивало бы требуемые характеристики точности и при этом имело небольшие габариты и позволяло производить измерения в локальной области. Одним из вариантов решения задачи является использование лазерного диода в режиме автодинного детектирования.

На рис. 1 представлена функциональная схема устройства, осуществляющего непрерывную регистрацию положения движущегося отражателя (в данном случае грудной клетки пациента).

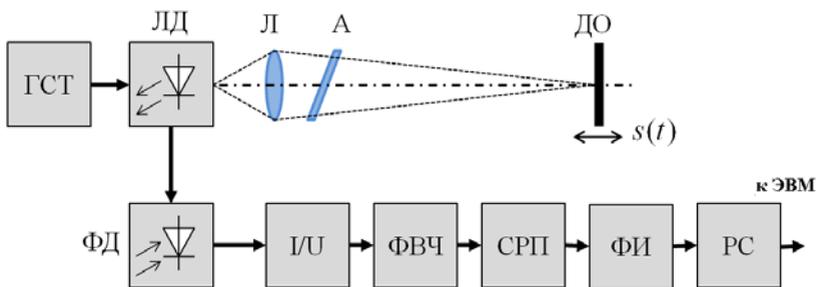


Рис. 1 – Лазерный регистратор положения движущегося отражателя

На рис. 1. использованы следующие сокращения: ГСТ – генератор стабильного тока; ЛД – лазерный диод; Л – линза (собирающая); А – аттенюатор; ДО – движущийся отражатель; ФД – фотодиод; I/U – преобразователь тока в напряжение; ФВЧ – фильтр верхних частот; СРП – схема разделения полярности; ФИ – формирователь импульсов; РС – реверсивный счётчик.

Основным элементом устройства является лазерный диод, который работает в режиме автодинного детектирования. Эффект автодинного детектирования заключается в следующем. Излучение лазерного диода, распространяясь вдоль продольной оси оптической системы, достигает движущегося отражателя и возвращается в резонатор лазера. Если отражатель неподвижен, то выходная мощность лазера остаётся постоянной, а её значение определяется сдвигом фаз между испускаемым и отражённым лучами. В случае движущегося отражателя наблюдается модуляция выходной мощности лазера как по амплитуде (за счёт изменения во времени сдвига фаз между испускаемым и отражённым лучами), так и по частоте. Частотная модуляция обусловлена изменением частоты отражённого луча: если отражатель приближается к лазеру, то частота увеличивается, и наоборот, если отражатель удаляется, то частота излучения уменьшается [2]. Собирающая линза фокусирует излучение лазера на локальном участке отражателя. Атенюатор ослабляет излучение лазера для достижения требуемого уровня оптической обратной связи.

Изменения выходной мощности лазерного диода фиксируются встроенным в корпус лазера фотодиодом. Полученный сигнал (фототок) преобразуется в эквивалентное напряжение и поступает на фильтр верхних частот. ФВЧ выделяет из сигнала краевые интерференционные линии, каждая из которых соответствует перемещению отражателя на величину, где λ – длина волны уединённого лазера. На выходе ФВЧ имеем последовательность коротких импульсов, расположение которых во времени определяет абсолютное перемещение объекта, а полярность – направление его движения. Импульсы разделяются по полярности на две последовательности, приводятся формирователем импульсов к виду прямоугольных импульсов и поступают соответственно на суммирующий и вычитающий входы счётчика.

Смещение отражателя относительно начального положения в произвольный момент времени может быть определено по следующей формуле:

$$s(t) = \frac{\lambda}{2} \cdot N(t) ,$$

где $N(t)$ – код на выходе счётчика в момент времени t .

Необходимо отметить, что правильная работа устройства возможна только в режиме умеренной оптической обратной связи, что может потребовать закрепления дополнительного отражателя на движущемся объекте [3].

На рис. 2 представлен результат математического моделирования работы устройства. Время указано в секундах, перемещение – в метрах; s – исходный закон перемещения отражателя (синусоида с амплитудой 4λ и частотой 2 кГц), sr – восстановленный.

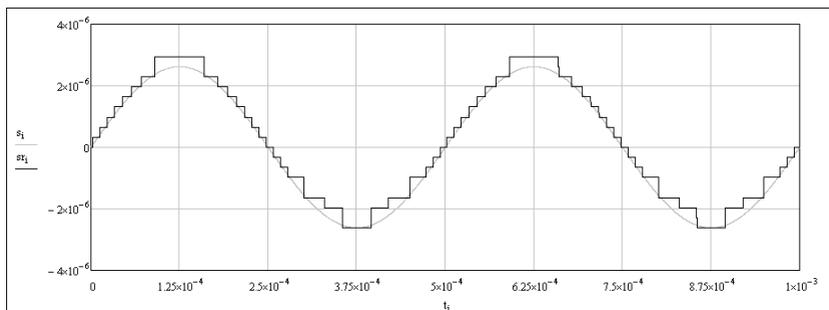


Рис. 2 - Результат моделирования работы устройства

Из рис. 2 видно, что модуль абсолютной погрешности в произвольный момент времени не превышает $\lambda / 2$, что составляет величину 300-500 нм в зависимости от используемого лазерного диода.

Библиографический список

1. Илларионов В.Е. Магнитотерапия. М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2009. 136 с.
2. Hast J. Self-mixing interferometry and its applications in noninvasive pulse detection. Department of Electrical and Information Engineering, University of Oulu, 2003.
3. Donati S., Giuliani G., Merlo S. Laser diode feedback interferometer for measurement of displacements without ambiguity. IEEE Journal of Quantum Electronics, Vol. 31, No. 1, January 1995.

ОБРАБОТКА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА

А.М. Корчажинская

Научный руководитель – Умаров М.Ф., д-р. физ.-мат. наук, проф.
Вологодский государственный университет

В настоящее время в области медицины спектральные методы анализа ВСР (вариабельности сердечного ритма) получили широкое распространение. Анализ спектральной плотности мощности колебаний дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты колебаний [1]. Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма. Различают параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. К первым относится авторегрессионный анализ, ко вторым – быстрое преобразование Фурье (БПФ) и периодограммный анализ. Обе эти группы методов дают сравнимые результаты.

Основной целью настоящей работы стало изучение особенности применения методов спектрального анализа для диагностики состояния пациента при заболеваниях сердечно-сосудистой системы.

При спектральном анализе вариабельности сердечного ритма важное значение имеет объем анализируемой выборки. При коротких записях (5 минут) выделяют три главных спектральных компоненты. Эти компоненты соответствуют диапазонам дыхательных волн и медленных волн 1-го и 2-го порядка. По евро-американским рекомендациям предлагаются следующие диапазоны частот:

- высокочастотный диапазон (дыхательные волны) HF – 0,4-0,15 Гц (2,5-6,5 сек);

- низкочастотный диапазон (медленные волны 1-го порядка) LF – 0,15-0,04 Гц (6,5-25 сек);

- очень низкочастотный диапазон (медленные волны 2-го порядка) VLF – 0,04-0,003 Гц (25-33 сек).

При анализе длительных записей выделяют также еще и ультранизкочастотный компонент с частотами выше 0,003 Гц.

Опыт и результаты исследований, проведенных многими зарубежными авторами, показывают необходимость коррекции этих рекомендаций. Это относится, главным образом, к очень низкочастотному

диапазону. Предлагаемое ограничение очень низкочастотного диапазона до 0,015 Гц обусловлено тем, что при анализе 5-минутных записей мы фактически надежно можем определять только колебания с периодом в 3-4 раза меньшим, чем длительность регистрации сигналов (т.е. порядка 1-й минуты). Поэтому предлагается все колебания с периодом более минуты относить к ультранизкочастотному диапазону и в нем уже выделять соответствующие поддиапазоны.

При спектральном анализе обычно для каждого из компонентов вычисляют абсолютную суммарную мощность в диапазоне, среднюю мощность в диапазоне, значение максимальной гармоники и относительное значение в процентах от суммарной мощности во всех диапазонах (total power – TP). При этом TP определяется как сумма мощностей в каждом из диапазонов. По данным спектрального анализа сердечного ритма вычисляются следующие показатели: индекс централизации – ИЦ и индекс вагосимпатического взаимодействия.

Рассмотрим некоторые показатели спектрального анализа.

1. Мощность высокочастотной составляющей спектра (дыхательные волны). Активность симпатического отдела вегетативной нервной системы, как одного из компонентов вегетативной нервной системы, как одного из компонентов вегетативного баланса, можно оценить по степени торможения активности автономного контура регуляции, за который ответственен парасимпатический отдел.

Обычно дыхательная составляющая (HF) составляет 15-25% суммарной мощности спектра. Снижение этой доли до 8-10 % указывает на смещение вегетативного баланса в сторону преобладания симпатического отдела. Если же величина HF падает ниже 2-3%, то можно говорить о резком преобладании симпатической активности.

2. Мощность низкочастотной составляющей спектра (медленные волны 1-го порядка или вазомоторные волны). Этот показатель (LF) характеризует состояние симпатического отдела вегетативной нервной системы, в частности системы регуляции сосудистого тонуса. В норме чувствительные рецепторы синокаротидной зоны воспринимают изменения величины артериального давления и афферентная нервная импульсация поступает в сосудодвигательный (вазомоторный) центр продолговатого мозга. Здесь осуществляется афферентный синтез (обработка и анализ поступающей информации), и в сосудистую систему поступают сигналы управления (эфферентная нервная импульсация). Этот процесс контроля сосудистого тонуса с обратной связью на гладкомышечные волокна сосудов осуществляется вазомоторным центром постоянно. Время, необходимое вазомоторному центру на операции приема,

обработки и передачи информации, колеблется от 7 до 20 сек.; обычно оно равно 10-12сек. Поэтому в ритме сердца можно обнаружить волны с частотой, близкой к 0,1 Гц (10с), которые получили название вазомоторных.

Обычно в норме процентная доля вазомоторных волн в положении «лежа» составляет от 15 до 35-40 %. Следует упомянуть также о показателе доминирующей частоты в диапазоне вазомоторных волн. Обычно он находится в пределах 10-12 сек. Его увеличение до 13-14 сек может указывать на снижение активности вазомоторного центра или на замедление барорефлекторной регуляции.

3. Мощность «очень» низкочастотной составляющей спектра (медленные волны 2-го порядка). Спектральная составляющая сердечного ритма в диапазоне 0,05-0,015 Гц (20-70 сек), по мнению многих зарубежных авторов, характеризуют активность симпатического отдела вегетативной нервной системы. Однако в данном случае речь идет о более сложных влияниях со стороны надсегментарного уровня регуляции, поскольку амплитуда VLF тесно связана с психоэмоциональным напряжением и функциональным состоянием коры головного мозга. Показано, что VLF отражает церебральные эрготропные влияния на нижележащие уровни и позволяет судить о функциональном состоянии мозга при психогенной и органической патологии мозга.

Высокий по сравнению с нормой уровень VLF можно трактовать как гипердаптивное состояние, сниженный уровень VLF указывает на энергодифицитное состояние. Мобилизация энергетических и метаболических резервов при функциональных воздействиях может отражаться изменениями мощности спектра в VLF-диапазоне. При увеличении мощности VLF в ответ на нагрузку можно говорить о гипердаптивной реакции, при ее снижении - о постнагрузочном энергодифиците. Несмотря на условный и во многом еще спорный характер подобной интерпретации изменений VLF, она может быть полезной при исследованиях как здоровых людей, так и пациентов с различными состояниями, связанными с нарушением метаболических и энергетических процессов в организме.

Следовательно, VLF характеризует влияние высших вегетативных центров на сердечно-сосудистый подкорковый центр, отражает состояние нейрогуморального и метаболического уровней регуляции. VLF может использоваться как надежный маркер степени связи автономных (сегментарных) уровней регуляции кровообращения с надсегментарными, в том числе с гипофизарно-гипоталамическим и корковым уровнем. В норме мощность VLF составляет 15-30 % суммарной мощности спектра.

Существуют следующие проблемы, возникающие при проведении спектрального анализа ритма сердца: проблема выделения частотных диапазонов для расчета спектральной; проблема интерпретации получаемых при анализе волновых пиков; проблема определения диапазона нормальных значений показателей спектрального анализа ритма сердца, проблема проведения спектрального анализа при наличии в записях ЭКГ экстрасистол.

Таким образом, проблемы проведения спектрального анализа ритма сердца и методические подходы к интерпретации полученных результатов требуют дальнейших научных исследований.

1. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможность клинического применения. М.: Наука, 2000. 295 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ МЕТОДОМ РЕОГРАФИИ

Ю.П. Кузнецова

Научный руководитель – Умаров М. Ф., д-р.физ.-мат.наук, проф.
Вологодский государственный университет

В настоящее время в медицинской диагностике разработаны методики регистрации изменения импеданса (сопротивления) биологических тканей и внутренних органов человеческого тела [1].

Как известно, биологические ткани, в том числе ткани тела человека, способны проводить электрический ток, основными носителями заряда в них являются ионы. Эксперименты показали, что наибольшей электропроводностью обладают спинномозговая жидкость и кровь. Жировая и костная ткани, а также сухая кожа имеют малую электропроводимость. Таким образом, исследование импеданса биологических тканей является актуальной.

Целью данной работы является изучение особенности импеданса биологических тканей методом реографии с использованием переменного тока при различных частотах.

Для достижения данной цели рассмотрим простейшую схему измерения сопротивления какого-либо органа или участка тела

БО (рис. 1). Если I – сила тока через участок БО, измеряемая миллиамперметром; U – напряжение между электродами Э-Э, измеряемое вольтметром, то $R = \frac{U}{I}$.

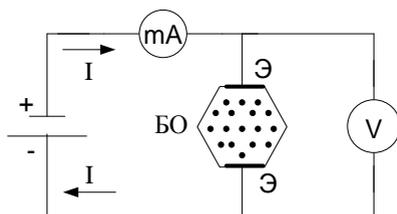


Рис.1. Схема измерения импеданса биологического объекта

Сопротивление R должно изменяться в такт с сердечными сокращениями, поскольку во время них происходят изменения кровенаполнения органа.

Однако практически эти изменения так малы (десятые доли Ом и меньше), что не могут быть надежно зарегистрированы на фоне большого общего сопротивления участка БО, обусловленного большим сопротивлением кожи, межтканевых границ раздела, переходным сопротивлением кожа-электрод и др. Кроме того, истинное сопротивление участка тела на постоянном токе вообще трудно зарегистрировать из-за возникающей поляризации тканей и появления дополнительных зарядов на электродах Э – Э. В связи с этим нами в качестве источника возбуждения использовался переменный ток большой частоты (порядка 100 кГц).

При подаче на электроды Э – Э переменного напряжения

$$U = U_0 \sin \omega t \quad (1)$$

в цепи исследуемого биологического объекта протекает переменный ток, изменяющийся по следующему закону:

$$I = I_0 \sin(\omega t - \varphi_0), \quad (2)$$

где $\omega = 2\pi\nu$ – циклическая частота; ν – частота переменного тока; φ_0 – сдвиг по фазе между током и напряжением.

$$\text{Величина } Z = \frac{U_0}{I_0} \quad (3)$$

является импедансом биологического объекта (БО), который зависит как от свойств самого объекта, так и от частоты переменного тока.

Нами исследована зависимость импеданса от частоты переменного тока, которая представлена на рис.2.

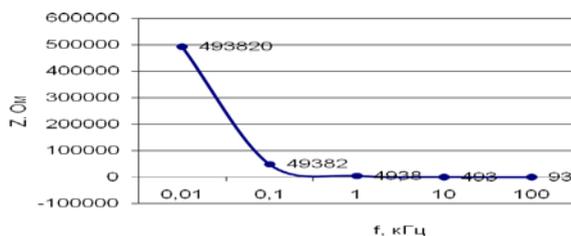


Рис.2. Зависимость импеданса живой ткани Z от частоты переменного тока f

Как видно из рис.2, с уменьшением частоты переменного тока импеданс ткани резко возрастает (в районе менее 0,1кГц), а при больших частотах стремится к некоторому минимальному значению сопротивления, что подтверждается теорией.

На основе проведенного нами исследования установлено, что на больших частотах раздражающее действие на биологические объекты уменьшается, так как полное сопротивление стремится к некоторому минимальному значению, кроме того величина порога ошутимого тока увеличивается прямо пропорционально частоте тока.

1. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология в клинической и исследовательской практике. М.: НПО, 1999. 330 с.

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА С УЧЕТОМ ВЛИЯНИЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ВОЛНЫ

М.С. Бирюкова, О.В. Мельник

Научный руководитель – Мельник О.В., канд.техн.наук, доц.

Рязанский государственный радиотехнический университет

Для оценки функциональных резервов человеческого организма широко используются методы и средства, основанные на оценке параметров variability сердечного ритма (ВСР). В качестве входного сигнала для формирования кардиоинтервалограммы может быть использован фотоплетизмографический сигнал, но большей точностью

и большими диагностическими возможностями обладают системы, основанные на анализе электрокардиограммы (ЭКГ). На отечественном рынке аппаратуры для функциональной диагностики представлены следующие аппаратно-программные комплексы.

1. Комплекс «Варикард 2.51», предназначенный для оснащения рабочего места врача общей практики. Это устройство, обеспечивающее ввод электрокардиосигналов с конечностных электродов в персональный компьютер для обработки с помощью ПО, входящего в состав комплекса. При обработке решается задача оценки адаптационных возможностей организма на основе анализа variability сердечного ритма (ВСР). Для анализа ВСР реализованы методики, рекомендованные как Европейско-американскими стандартами, так и российскими методическими рекомендациями. Вычисляются более 30 различных показателей ВСР.

2. Электрокардиографический комплекс «КАРДИОЛАБ СЕ». Аппаратная часть (кардиограф) включает многоканальный ЭКГ-усилитель с микропроцессорным управлением и с беспроводным подключением к ПК или КПК по радиоканалу (Bluetooth). В системе предусмотрена возможность записи мониторинговых ЭКГ с анализом variability сердечного ритма по европейским нормам и по Баевскому.

3. Программно-аппаратный комплекс «ОМЕГА-М», предназначенный для комплексного исследования функционального состояния организма человека. Основу метода составляет новая информационная технология анализа variability сердечных ритмов – «фрактальная нейродинамика».

Наиболее распространенным методом, используемым для анализа variability сердечного ритма, является спектральный анализ динамических рядов R-R интервалов. В результате анализа осуществляется выявление и оценка периодических процессов в изменении длительности R-R интервалов. Различают три частотных диапазона [1]:

- высокочастотные колебания (HF), (0.15 - 0.5 Гц);
- низкочастотные колебания (LF, медленные волны первого порядка) (0.05 - 0.15 Гц);
- очень низкочастотные колебания (VLF, медленные волны второго порядка) (0.003 - 0.05 Гц).

Составляющие первого диапазона обусловлены респираторной аритмией и отражают активность парасимпатической нервной системы. Составляющие второго и третьего диапазонов имеют не дыхательное происхождение. Низкочастотные колебания отражают, преимущественно, активность симпатического отдела нервной системы и системы регуляции сосудистого тонуса. В случае очень низкочастотных

колебаний менее всего ясна их физиологическая сущность, они также обусловлены симпатической регуляцией, но амплитуда VLF тесно связана с психоэмоциональным напряжением. Соотношение высокочастотных и низкочастотных компонентов в спектре характеризует сбалансированность поведения двух отделов вегетативной нервной системы и позволяет оценить функциональные резервы организма.

Однако в ряде работ [2, 3, 4] было показано, что существующие подходы к интерпретации параметров variability сердечного ритма не всегда оказываются корректными из-за влияния различных паттернов дыхания пациента на частоту сердечных сокращений. Наиболее часто появление ошибок связано либо с особенностями дыхания конкретного испытуемого и изменением этих особенностей под действием лекарственных препаратов или функциональных проб, либо с использованием некорректного (хотя и рекомендованного в [1]) метода оценки мощности дыхательной волны в спектре колебаний ЧСС как мощности всех колебаний во всем дыхательном диапазоне этого спектра.

Наиболее грубые из подобных ошибок легко обнаружить: они обусловлены значительным изменением реальной частоты дыхания и даже смещением ее за границы “дыхательного диапазона” спектра, и потому для их выявления достаточно восстановить сигнал периодичности дыхания, подвергнув спектральному анализу не только набор значений длительности последовательных RR интервалов, но и набор значений размаха (амплитуды) соответствующих QRS комплексов. Более того, определив таким способом реальный диапазон частоты дыхания конкретного испытуемого во время регистрации ЭКГ, можно более точно определить мощность дыхательных колебаний ЧСС. Дополнительные возможности по оценке функционального состояния организма открывают также различные методы оценки синхронизированности выявленного дыхательного сигнала и кардиоинтервалограммы.

Таким образом, актуальной является проблема разработки аппаратно-программных средств для оценки параметров variability сердечного ритма с учетом влияния дыхательной волны, обладающих более высокими диагностическими возможностями по сравнению с известными аналогами.

Для решения данной проблемы необходимо решить следующие задачи.

1. Разработка аппаратной части – модуля регистрации ЭКГ, обладающего расширенной полосой пропускания. Дыхательный процесс является низкочастотным, и для обеспечения возможности формирования QRS-амплитудограммы, на основе которой должен быть

сформирован сигнал дыхания, необходимо пересмотреть требования к фильтрам во входных цепях модуля по отношению к используемым стандартам.

2. Разработка алгоритма устранения дрейфа изоэлектрической линии ЭКГ, то есть устранения из ЭКГ низкочастотных процессов, не связанных с дыхательными движениями грудной клетки.

3. Разработка алгоритмов выявления QRS-комплекса и максимального значения R-зубца в каждом кардиоцикле.

4. Разработка алгоритма формирования сигнала дыхания на основе QRS-амплитудограммы.

5. Разработка алгоритма коррекции параметров ВСП с учетом влияния дыхательной волны.

Восстановление сигнала дыхания на основе обработки ЭКГ обеспечит возможность изучать свойства и динамику взаимодействия дыхательной и сердечно-сосудистой систем комплексно, что позволит более достоверно оценить состояние регуляторных систем организма. При этом такой подход к построению аппаратно-программных средств оценки ВСП не требует использования дополнительного датчика дыхания, усложняющего как саму аппаратуру, так и проведение процедуры оценки функционального состояния пациента.

Библиографический список

1. Вариабельность сердечного ритма. Стандарт измерения, физиологической интерпретации и клинического использования. Рабочая группа Европейского Кардиологического Общества и Северо-Американского общества стимуляции и электрофизиологии.
2. Лукошкова Е.В., Вабниц А.В. Дыхательная волна в спектре колебаний частоты сокращений сердца и влияние дыхания на медленные волны этого спектра // Четвертая научно-практическая конференция "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы". Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 2002. С. 163-171.
3. Михеев А.А., Мельник О.В. Принципы оценки функционального состояния организма на основе контроля параметров сердечно-сосудистой и респираторной систем // Биомедицинская радиоэлектроника (Индекс 83820. Издательство «Радиотехника». Москва) 2011. №7. С. 72-75.
4. Даниченко М.Ю., Мельник О.В., Михеев А.А., Соломаха В.Н., Шувалов П.Л. Оценка синхронизированности деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма // Биотехносфера, №1, 2013. С. 2-6.

ОБРАБОТКА КАРДИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ, ПОРАЖЁННЫХ НЕКОРРЕЛИРОВАННЫМИ ПОМЕХАМИ, НА ОСНОВЕ АВТОРЕГРЕССИОННОГО МЕТОДА

А.Ю.Нарбеков

Научный руководитель – Андреев В.Г., канд.техн.наук, доц.
Рязанский государственный радиотехнический университет

Многие исследования в настоящее время направлены на создание и использование методологии, а также техническую реализацию новых математических методов обработки и анализа медицинских сигналов и изображений в присутствии больших уровней помех, шумов и других артефактов [1]. В данной работе рассматривается борьба именно с некоррелированными мешающими воздействиями в виде белого гауссовского шума (БГШ). Такие воздействия перекрывают весь рабочий спектр, и эффективных методов борьбы с ними нет. Данная работа основана на авторегрессионном (АР) методе спектрального анализа с применением специального алгоритма, полученного в работе [2]. В качестве кардиологического сигнала использовались экспериментальные пульсограммы.

Пусть $\mathbf{R}_n = \mathbf{R} + P_n \mathbf{I}$ корреляционная матрица смеси полезного сигнала и некоррелированного мешающего воздействия, имеющего относительный уровень мощности P_n ; \mathbf{I} — единичная матрица. Матрица \mathbf{G} собственных векторов матрицы \mathbf{R} и матрица собственных векторов \mathbf{G}_n матрицы \mathbf{R}_n теоретически должны быть равны, поскольку некоррелированные воздействия не меняют направления собственных векторов [3]. Тогда преобразованием Карунена-Лоэва можно восстановить матрицу $\mathbf{R}_{\text{корр}} \approx \mathbf{R}$. Однако для этого необходимо знать вектор λ собственных значений матрицы \mathbf{R} , а он заранее не известен.

Для решения этой проблемы в некоторых методах предполагается находить вектор $\lambda_{\text{корр}} \approx \lambda$ путем введения априорной информации о максимальном элементе вектора λ . Например, в работе [4] предлагается найти поправочный коэффициент k , равный отношению логарифмов $\max(\lambda)$ и $\max(\lambda_n)$, где λ_n — вектор собственных значений матрицы \mathbf{R}_n , и далее считать элементы $\lambda_{\text{корр}}$ как элементы λ_n , возведенные в степень k . В методе «каменистой осыпи» младшие элементы полагаются равными нулю, а старший элемент — равным максимальному элементу вектора λ_n [3]. В работе [5] предлагается адаптация весовых коэффициентов фильтра к изменяющемуся уровню мощности некоррелированных воздействий. Основное положение данной работы заключается в сокращении вычислительных затрат на обработку с сохранением

ее качества по сравнению с классическими методами, основанными на обращении матриц [3].

Специальный алгоритм предполагает нахождение вектора $\lambda_{\text{корр}}$ без дополнительной априорной информации о векторе λ . Таким образом, было установлено, что для автокорреляционных матриц пульсограмм вектор $\lambda_{\text{корр}}$ может быть найден на основе вектора λ_n , а сам алгоритм имеет вид:

$$\lambda_{\text{корр } i} = \frac{1}{1 - \min(\lambda_n)} (\lambda_{n i} - \lambda_{n i-1}) + \lambda_{\text{корр } i-1} \quad (1)$$

Полагая $\lambda_{\text{корр } 0} = 0$, вектор $\lambda_{\text{корр}}$ восстанавливается на основе формулы (1).

Для проверки работоспособности предлагаемого метода борьбы с мешающими аддитивными некоррелированными воздействиями были проведены полунатурные эксперименты. В качестве полезного сигнала рассматривались незашумлённые пульсограммы здоровых и больных людей. Мешающее воздействие было промоделировано в виде аддитивного белого гауссовского шума с нулевым математическим ожиданием. Уровень шума в 1,5 раза превышал уровень полезного сигнала. В качестве оценки эффективности метода оценивалась среднеквадратичная ошибка (СКО) представления спектральной плотности мощности авторегрессионным методом.

Эксперименты показали, что для пульсограммы здорового человека СКО составляет не более 0,0117; у пациентов в нормальном состоянии минимальная ошибка составляет не более 0,00046, максимальная — не более 0,0026. Для пульсограммы больного в критическом состоянии СКО составляет не менее 0,07, а сама спектральная плотность мощности является сильно искаженной вследствие шумового характера самой пульсограммы. Также стоит отметить, что АР-метод применяется, как правило, для спектрального анализа узкополосных сигналов, но спектр зашумленной пульсограммы является широкополосным [3].

Таким образом, предлагаемый метод даёт возможность восстановить корреляционную матрицу пульсограммы при мощностях шума, соизмеримых с уровнем полезного кардиологического сигнала, не обладая в отличие от известных [1,4] параметрических подходов дополнительной априорной информацией о собственных значениях корреляционных матриц полезного сигнала.

Библиографический список

1. Мониторинг биомедицинских сигналов в автоматизированных комплексах ранней диагностики / В.А. Фесечко, В.Л. Ткаченко, Ю.С. Синеккоп и др. // Электроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии». — 2012. — №2. — с. 154-160.
2. Нарбеков А.Ю. Спектральный анализ сигналов с изменяющимся динамическим диапазоном // Вестник РГРТУ №3, 2014. Вып. 49. — С. 134-136.
3. Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его применения: пер. с англ. — М.: Мир, 1990. — 584 с.
4. Андреев В.Г., Коробков М.А. Метод спектрального сверхразрешения, основанный на модификации собственных значений корреляционной матрицы // Информационные технологии в научных исследованиях: межвузовский сб. научн. тр. — Рязань: РГРТУ, 2012. — С. 12-15.
5. Андреев В.Г., Нгуен Т.Ф., Нарбеков А.Ю. Адаптивная фильтрация комбинированных помех // Вестник РГРТУ №3, 2013. Вып. 45. — С. 38-41.

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ СПИРОМЕТРИИ

А.Ю.Свиридова, О.В. Мельник

Научный руководитель – Мельник О.В., канд.техн.наук, доц.
Рязанский государственный радиотехнический университет

Распространенность заболеваний дыхательной системы очень широка как во всём мире, так и в нашей стране. Такие заболевания, как бронхиальная астма, хроническая обструктивная болезнь лёгких являются наиболее затратными. Причём стоимость лечения таких болезней возрастает по мере утяжеления, а недостаточная диагностика этих заболеваний является мировой проблемой. Болезни легких являются одной из самых распространенных групп заболеваний и частых причин смерти, что во многом обусловлено поздней диагностикой этой патологии – выраженные симптомы заболевания проявляются, когда легочная функция уже существенно нарушена, а терапия теряет часть эффективности. Поэтому ранняя диагностика функциональных респираторных нарушений при заболеваниях легких является проблемой чрезвычайно актуальной. Функциональное исследование легких является важной частью клинической медицины. Большое внимание уделяется исследованию функций внешнего дыхания. Одним из методов исследования функций внешнего дыхания является спирометрия. Данный

метод имеет большое значение в диагностике различных хронических легочных заболеваний. При массовом обследовании оценка состояния системы внешнего дыхания и ее функций значительно расширяет представление о состоянии здоровья пациентов. В этой связи спирометрия как наиболее простой и достаточно информативный метод занимает достойное место в эпидемиологических исследованиях, так как она позволяет определить основные параметры легочного дыхания, изменение которых указывает на патологию[1].

В настоящее время разрабатывается и выпускается много разновидностей спирометров, имеющих как портативную реализацию, так и представляющих из себя подключаемый к ПК аппаратный модуль.

Компьютерный спирометр (рис.1).



Рис.1. Компьютерный спирометр

Встроенный температурный датчик обеспечивает автоматическое ВТРС преобразование – коэффициент температурной коррекции респираторных данных.

Основные функциональные особенности:

1. Спиротест в режиме реального времени, включая кривую объем/время и петлю поток/объем;
2. Измеряемые параметры: FVC, FEV1, FEV1%, FEV1/FVC%, PEF, FEF25, FEF50, FEF75.
3. Прием, визуализация, анализ и хранение данных.
4. Распечатка всех результатов спирометрии в различных вариантах отчета.
5. Данные и графы экспортируют также через электронную почту.

Многофункциональный спирометр с графическим дисплеем (рис. 2).



Рис.2. Многофункциональный спирометр с графическим дисплеем

Основные функциональные особенности:

1. Портативный спирометр, отображающий на экране результаты измерений и кривые.
2. FVC, VC и MVV тесты.
3. 26 параметров с автоматической интерпретацией и контролем качества.
4. Емкость памяти до 100 тестов.
5. Внутренний датчик температуры для автоматического ВTPS преобразования.

Универсальный портативный спирометр (рис. 3).



Рис. 3. Универсальный портативный спирометр

Основные функциональные особенности:

1. FVC, VC с паттерном дыхания плюс.
2. MVV тесты с кривыми реального времени.
3. Более 30 параметров с автоматической интерпретацией и контролем качества теста [2].

Для решения исследовательских задач функциональной диагностики от спирометрической системы требуется возможность гибкого изменения набора рассчитываемых диагностических параметров спирограммы. Кроме того, актуальным направлением исследований функции дыхательной системы является совместная обработка результатов спирографии с данными других методов (пульсоксиметрия, капнография). Рассмотренные коммерческие разработки оборудования для спирометрии обладают закрытой архитектурой программного обеспечения, не позволяющей реализовать новые экспериментальные методики исследования дыхательной функции. Таким образом, актуальной задачей яв-

ляется разработка аппаратно-программного комплекса для спирометрии с открытой архитектурой и возможностью комплексной обработки данных спирографии с результатами других методов.

В качестве подхода к разработке аппаратно-программного комплекса для спирометрической диагностики предлагается реализация аппаратной части, подключаемой к ПК, с последующей обработкой данных в программном модуле, реализованном в среде визуального программирования LabVIEW.

В данной разработке были выделены пять основных параметров спирограммы.

ЖЕЛ - жизненная ёмкость лёгких (объём воздуха, который выходит из лёгких при максимально глубоком выдохе после максимально глубокого вдоха).

Ровд - резервный объём вдоха (дополнительный воздух) - это тот объём воздуха, который можно вдохнуть при максимальном выдохе после обычного вдоха.

Ровд (ERV = Expiratory Reserve Volume) - резервный объём выдоха (резервный воздух) - это тот объём воздуха, который можно выдохнуть при максимальном выдохе после обычного выдоха.

ЕВ (IC = inspiratory capacity) - ёмкость вдоха - фактическая сумма дыхательного объёма и резервного объёма вдоха ($ЕВ = ДО + Ровд$).

ОЗЛ (TV = tidal volume) - объём закрытия легких

Расчет данных параметров был реализован среде LabVIEW. Аппаратная часть спирометра подключается к ПК с помощью USB-интерфейса и в процессе снятия спирограммы на экран монитора с помощью информационного блока выводятся параметры, которые необходимы для получения информации при постановке диагноза.

Библиографический список

1. Уэст Д. Физиология дыхания. Основы. Пер. с англ./ Под ред. А. М. Гениена – М.: Мир, 1988. 200с.
2. [Электронный ресурс] <http://www.tiamed.ru/Spiroanalizatory/View-all-products.html>

ФИЛЬТРАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА ВО ВРЕМЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО СЕАНСА

С.А. Голь, Е.А. Захарова, Ю.С. Глазунова
Рязанский государственный радиотехнический университет

Современная магнитотерапия обладает широким парком специализированной аппаратуры, в который входят и два типа серийно выпускаемых установок, разработанных на кафедре информационно-измерительной и биомедицинской техники Рязанского радиотехнического университета. Это магнитотерапевтический комплекс «Мульти-маг» и система компенсации и воспроизведения геомагнитных возмущений. Магнитное поле, создаваемое подобными установками, оказывает терапевтическое воздействие на организм пациента. Однако по отношению к диагностической аппаратуре, используемой во время магнитотерапевтического сеанса, оно является помехой, которая не только может исказить измерительную информацию, но и сделать ее непригодной для анализа врачом.

Так, электрокардиосигнал, имеющий большое значение в практике врача-кардиолога, практически недоступен во время магнитотерапевтической процедуры. Помеха, создаваемая полимагнитной системой, отличается сложностью структуры и высокой интенсивностью. Такие условия эксплуатации являются неприемлемыми для большинства современных электрокардиографов.

Отправной точкой для решения задачи фильтрации этой помехи является априори известная конфигурация магнитного поля в терапевтической установке, определяемая заранее заданными, а потому известными до воспроизведения, токовременными зависимостями для каждого индуктора. Это позволило применить нейросетевой фильтр с предсказанием, использующий принцип удаляющегося горизонта, когда нейросетевая модель предсказывает сигнал компенсации на определенном интервале времени в будущем. Предсказание используется программой численной оптимизации для того, чтобы вычислить сигнал компенсации, который минимизирует следующий критерий качества:

$$\Phi = \sum_{i=N_1}^{N_2} (y_r [t+i] - y_m [t+i])^2 + \eta \sum_{j=1}^{N_u} (u_p [t+j-1] - u_p [t+j-2])^2$$

где N_1 , N_2 , N_u задают пределы, внутри которых вычисляются ошибка слежения и мощность управляющего сигнала, переменная u_p описывает пробный сигнал компенсации, Y_r – желаемая, Y_m – истинная реакции нейросетевой модели.

НЕЙРОСЕТЕВАЯ СТРУКТУРА ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННЫХ ПАРАМЕТРОВ БИОСИГНАЛОВ В КОД ДВУХ ПЕРЕМЕННЫХ НА ОСНОВЕ МОДИФИЦИРОВАННОГО ТРЕХСЛОЙНОГО ПЕРСЕПТРОНА

Ю.А. Челебаева

Научный руководитель – Челебаев С.В., канд. техн. наук, доц.
Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время аппарат искусственных нейронных сетей является эффективным инструментом. Процесс формализованного синтеза устройств преобразования и обработки частотно-временных параметров биосигналов может быть выполнен на его основе [1].

Потребность воспроизведения функций двух и большего числа переменных обычно обращается при обработке сигналов, снимаемых с независимых датчиков.

Устройства преобразования работают с переменными, представленными в форме частоты f , длительности временного интервала τ , периода изменения T , его амплитуды в форме напряжения U , числа импульсов n или позиционного кода N .

Преобразователи частотно-временных и амплитудных параметров сигналов, реализующие функциональную зависимость одной переменной, описаны в [1, 2]. Преобразователи функций двух переменных могут быть созданы на их основе. Однако эти структуры не учитывают мультипликативной зависимости между двумя переменными. Поэтому возникает необходимость модификации структур преобразователей на основе персептронных сетей. Ее суть состоит в добавлении дополнительного слоя, вычисляющего взвешенное произведение входных переменных.

Структура преобразователя $x_1, x_2 \rightarrow y^*$ двух переменных на основе модифицированного трехслойного персептрона показана в

рисунке. Структура предназначена для получения результата Y^* в виде унитарного кода в диапазоне $000\dots 0$, $000\dots 01$, $000\dots 10$, ..., $111\dots 11$ в форме $y_N^* = \beta_m \beta_{m-1} \dots \beta_1$, где $\beta_i = \{0, 1\}$ – биты кода y_N^* .

Аналитическое описание для 1-го слоя сети (рисунок 1) имеет вид:

$$z_1 = F^{(1)}\left(\prod_{j=1}^3 w_{j,1}^{(1)} x_j\right), \quad (1)$$

где x_1 и x_2 – входные преобразуемые переменные; $x_3 = \Delta x_0 = x_{\max} / k$ – эталон преобразования; z_1 – вывод нейрона 1-го слоя;

$w_{j,1}^{(1)}$ – коэффициенты, которые устанавливают веса синаптических связей между входами и нейроном 1-го слоя.

Аналитическое выражение для 2-го слоя сети (рисунок 1) приняло вид:

$$z_i^{(2)} = F^{(2)}\left(\sum_{j=1}^3 w_{j,i}^{(2)} x_j + z_1\right), \quad i = \overline{1, \mu_2}, \quad (2)$$

где $F^{(2)}$ – пороговая функция активации:

$$F^{(2)}(S_i^{(2)}) = \begin{cases} 1, & \text{если } S_i^{(2)} \geq \theta_i^{(2)}; \\ 0, & \text{иначе;} \end{cases} \quad (3)$$

μ_2 – количество нейронов 2-го слоя.

Резльтирующее выражение для 2-го слоя сети (рисунок) на основе выражений (1) и (2) приняло вид:

$$z_i^{(2)} = F^{(2)}\left(\sum_{j=1}^3 w_{j,i}^{(2)} x_j + F^{(1)}\left(\prod_{j=1}^3 w_{j,1}^{(1)} x_j\right)\right), \quad i = \overline{1, \mu_2}. \quad (4)$$

Аналитическое описание работы для 3-го слоя сети (рисунок) примет вид:

$$z_i^{(3)} = F^{(3)} \left(\sum_{r=1}^{\mu_2} w_{r,i}^{(3)} F^{(2)} \left(\sum_{j=1}^3 w_{j,r}^{(2)} x_j + F^{(1)} \left(\prod_{j=1}^3 w_{j,1}^{(1)} x_j \right) \right) \right),$$

$$i = \overline{1, \mu_3},$$

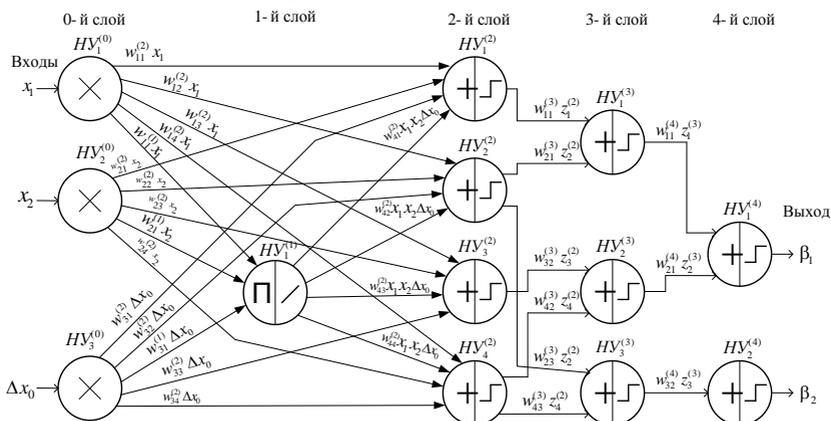
где μ_3 – количество нейронов 3-го слоя.

Описание преобразователя $x_1, x_2 \rightarrow y_N^*$ функций двух переменных на основе модифицированного трехслойного персептрона приняло вид:

$$\beta_i = \left(\sum_{p=1}^{\mu_3} w_{p,i}^{(4)} F^{(3)} \left(\sum_{r=1}^{\mu_2} w_{r,p}^{(3)} F^{(2)} \left(\sum_{j=1}^3 w_{j,r}^{(2)} x_j + F^{(1)} \left(\prod_{j=1}^3 w_{j,1}^{(1)} x_j \right) \right) \right) \right)$$

$$, i = \overline{1, m}, \quad (5)$$

где $F^{(2)}$, $F^{(3)}$ и $F^{(4)}$ – пороговые функции активации вида (3); m – число разрядов кода y_N^* .



Структура преобразователя $x_1, x_2 \rightarrow y^*$ на основе модифицированного трехслойного персептрона

Проведено обучение сети преобразователя частоты в код двух переменных на основе модифицированного трехслойного персептрона.

Предложенная структура реализована на языке описания аппаратуры VHDL, проведено ее моделирование. Применение структуры

предложенного преобразователя позволит увеличить точность преобразования и сократить число нейронов скрытых слоев по сравнению с применением трехслойного персептрона.

Библиографический список

1. Локтюхин В.Н., Челебаев С.В. Нейросетевые преобразователи импульсно-аналоговой информации: организация, синтез, реализация / Под общ. ред. А.И. Галушкина. М.: Горячая линия – Телеком, 2008. 144 с.
2. David W. Tank, John J. Hopfield. Simple "neural" optimization networks: an A/D converter, signal decision circuit and a linear programming circuit // IEEE Circuit and Systems, vol. CAS-33, May 1986, P. 533-541.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ НА БАЗЕ ПРОГРАММИРУЕМЫХ АНАЛОГОВЫХ ИНТЕГРАЛЬНЫХ СХЕМ (ПАИС)

С.С. Куроедов

Научный руководитель – Акулов С.А., канд.техн.наук, доц.
Самарский государственный аэрокосмический университет им. С.П.
Королева

Несмотря на значительные успехи при решении вопросов прогноза, терапии и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний, смертность от данной патологии растет. Во многом решение этой проблемы зависит от эффективной и своевременной диагностики патологических изменений, т.к. зачастую болезнь не может быть обнаружена без клинического обследования. Из всех многочисленных функций сердечно-сосудистой системы заболевания сердца являются одними из самых серьезных заболеваний человеческого тела.

Электрокардиограф – это медицинский электроизмерительный прибор, с помощью которого измеряют и регистрируют разность потенциалов между характерными точками поверхности тела человека (рис. 1).

Сигнал на входе электрокардиографа состоит из трех компонент: полезный дифференциальный ЭКГ сигнал; электродный дифференциальный потенциал (потенциал электрод-тело); сетевая синфазная помеха [1,2].

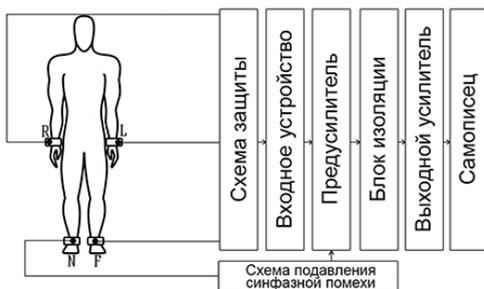


Рис. 1. Структурная схема классического электрокардиографа

Электрокардиограф включает в себя устройство защиты от перегрузки, входное устройство для выбора определенной схемы отведений; предусилителя для начального усиления электрокардиографического сигнала (ЭКС); схемы подавления синфазной помехи; блока изоляции; выходного усилителя; самописца, осуществляющего запись или распечатку ЭКГ на бумаге [2].

Классический электрокардиограф – это аналоговый измерительный прибор, выходным устройством которого являются громоздкие и ненадежные электромеханические регистраторы. Более совершенными являются аналого-цифровые кардиографы [2].

В простейшем случае (рис. 2, а) ЭКС с различных электродов, через фильтры поступают на аналоговый мультиплексор, коммутирующий их на вход схемы усиления и АЦП. Данный вариант имеет малую стоимость и занимает небольшую площадь печатной платы. Но необходимость пропускать ЭКС через мультиплексор увеличивает долю помех в конечном сигнале и появляется фазовый сдвиг между оцифрованными сигналами с различных отведений [3].

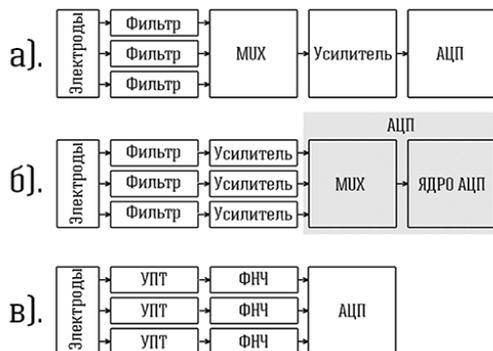


Рис. 2. Схемы усиления и оцифровки, применяемые в аналого-цифровых электрокардиографах

Во втором варианте исполнения (рис. 2, б) каждый усилитель постоянно подключен к одним и тем же электродам, а значит, в них отсутствуют переходные процессы, вызванные переключением каналов мультиплексора. Следовательно, можно значительно сократить период переключения и время выборки АЦП [3].

В качестве альтернативного варианта (рис. 2, в) возможно использование сигма-дельта АЦП. Они построены на принципе избыточной дискретизации, децимации и цифровой фильтрации. Σ - Δ АЦП позволяют исключить дополнительный каскад усиления, активные фильтры, а также снизить порядок ФНЧ. Однако цифровой фильтр в Σ - Δ АЦП требует некоторого временного интервала на установку выходного кода, что уменьшает скорость измерения, а при скоростной коммутации каналов приводит к снижению точности. [3].

Во всех рассмотренных электрокардиографах входная цепь аналоговой обработки ЭКС выполняется на дискретных компонентах – операционных усилителях, компараторах, мультиплексорах и т. п. Они занимают большую часть печатной платы и требуют сложной настройки. Значительно уменьшить габариты входных цепей электрокардиографа позволит использование программируемых аналоговых интегральных схем – ПАИС (FPAА). В таких системах сигнал дискретен только по времени, поэтому выходной аналоговый сигнал можно восстановить без искажений по его выборкам [4].

В работе (рис. 3) будет использоваться динамическая ПАИС AN231E04 фирмы Anadigm, позволяющая изменять функциональную структуру в реальном времени при работающем устройстве. ПАИС со-

стоит из конфигурируемых аналоговых блоков (КАБ), на основе которых можно создавать конфигурируемые аналоговые модули (КАМ): усилители, выпрямители, интеграторы, сумматоры, фильтры и т.п. Конфигурационные данные для ПАИС получаются в результате моделирования в САПР AnadigmDesigner2 [4].

ПАИС используется для предварительного усиления сигнала и его фильтрации. На выходе ПАИС – ЭКС в аналоговой форме, усиленный до необходимого уровня входных напряжений АЦП. Блок изоляции выполняет гальваническую развязку между входом и выходом, обеспечивая электробезопасность пациента. С АЦП данные по USB передаются на компьютер, после чего происходит программная обработка.



Рис. 3. Структурная схема разрабатываемого электрокардиографа

Таким образом, с помощью ПАИС Anadigm планируется максимально минимизировать входную цепь электрокардиографа. Всего на одной интегральной схеме реализуется цепь предварительной обработки, в которой сигнал усиливается до нужного значения и фильтруется от помех.

Технические новинки уже много лет идут на пути уменьшения размеров элементов и площади печатной платы. Применение программируемых аналоговых интегральных схем позволяет решить проблему всех наиболее распространенных методик построения электрокардиографов – громоздкую аналоговую входную цепь предварительного усиления и фильтрации сигнала. На данный момент ведется разработка прибора.

Библиографический список

1. Медицинские приборы. Разработка и применение [Текст] / Джон Вебстер [и др.]; пер. с англ. Ревенко С.В.[и др.]; - М.: Медицинская книга, 2004. - 720 с.: ил.
2. Илясов, Л.В. Биомедицинская измерительная техника [Текст]: учеб. пособие для вузов / Л.В. Илясов. - М.: Высш. шк., 2007. - 342 с.: ил.
3. Корневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий [Текст]: монография /

Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Филист С.А. - Курск: Курская городская типография, 1999. - 537 с

4. Полищук А. Программируемые аналоговые интегральные схемы Anadigm. Часть 1.1. Структура и характеристики / А.Полищук // Компоненты и технологии. - 2005. - №7. - С. 84-87.

УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ КЛЕТОЧНОЙ КУЛЬТУРЫ

А.Н. Маркина

Научный руководитель – Воронов К.Е., канд.техн.наук, доц.
Самарский государственный аэрокосмический университет

Культура клеток представляет собой клетки многоклеточного организма, живущие и размножающиеся в искусственных условиях более 24 часов вне организма (*in vitro*) [1].

Культуру животных тканей применяют для изучения механизмов роста и дифференцировки клеток, межклеточных и межклеточных взаимодействий, обмена веществ. Также их применяют при тестировании и изучении механизма действия лекарственных и косметических средств, пестицидов, консервантов и т.п.

В настоящее время практически любые клетки человека и животных могут быть введены в культуру и тем самым служить средством и объектом во многих медико-биологических исследованиях[2].

Клетки выращивают в специальных средах при постоянной температуре. По мере роста клеток в среде культивирования происходит использование питательных веществ, накопление продуктов выделения и омертвевших клеток. Одним из продуктов метаболизма в клетках являются кислоты, вследствие чего рН среды постепенно снижается – следовательно, состояние среды должно постоянно контролироваться и должна иметься возможность смены питательной смеси.

Способность клеток к росту в культуре позволила изучать изменения свойств биологических объектов в космических условиях.

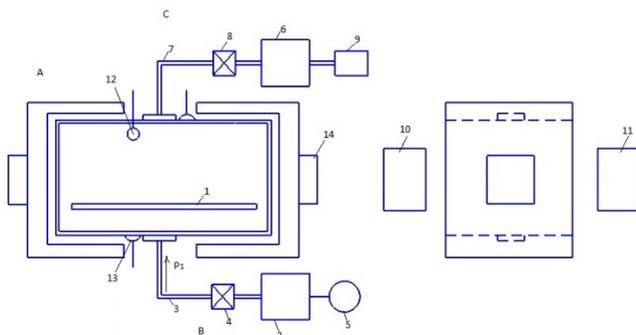
Существует множество различных автоматизированных инкубаторов для культивирования клеток таких, как инкубаторы CO₂, обеспечивающие постоянство рН и температуры. Но только некоторые из них могут использоваться в условиях космического эксперимента.

В данной статье представлены результаты разработки устройства, выполняющего основные требования для поддержания и контроля жизнедеятельности клеточной культуры. По результатам анализа были определены основные параметры контроля – уровень кислотности и

мутности среды. Для реализации возможности автоматической замены питательной смеси разработан исследовательский модуль для выращивания клеточной культуры. Структурная схема модуля приведена на рисунке.

Основными составляющими элементами данного устройства являются модуль клеточной культуры, система контроля и обеспечения жизнедеятельности, система термостабилизации.

Модуль клеточной культуры (см. рисунок) включает герметичную камеру (А), системы подачи (В) и слива (С) среды. В герметичной камере содержится носитель клеточной культуры (1). Система подачи питательной среды состоит из резервуара (2), подводящей трубки (3), электромагнитного (ЭМ) клапана (4) и элемента подачи давления (5). Система слива состоит из резервуара для извлеченной жидкости (6), выводной трубки (7), ЭМ клапана (8) и клапана отвода избыточного давления (9).



Структурная схема устройства контроля жизнедеятельности клеточной культуры

Мутность определяется величиной рассеянного света. Для этого камера освещается источником света (10). В случаях когда в образце присутствуют частицы одного типа или если требуется источник света с известными характеристиками, можно использовать монохроматический источник света. Такой свет излучает, например, светодиод.

После того как свет с требуемыми характеристиками взаимодействует с образцом, детектор (11) регистрирует прошедшее излучение. С ростом числа частиц в суспензии коэффициент пропускания среды *уменьшается*. Допустимо применение четырех типов детекторов: фотоэлектронный умножитель (ФЭУ), вакуумный фотодиод, кремниевый фотодиод и фотозлемент (фоторезистор) на основе сульфида

кадмия[3]. В данном случае используется фотоприемник на основе фотодиода со встроенным усилителем.

Спектральная характеристика источника света и спектральная характеристика детектора и их сочетание – ключевые элементы для точной регистрации излучения. В общем случае для любого детектора, чем короче длина волны падающего света, тем более чувствителен прибор к частицам меньшего размера. И наоборот: чем больше длина волны источника света – тем больше чувствительность к относительно крупным частицам. Также изменение интенсивности света при прохождении через суспензию клеток измеряют, выбирая длину волны (обычно в интервале 540 – 650 нм), при которой поглощение света суспензией клеток является минимальным.

Регистрация РН-изменений осуществляется с помощью РН – метра (12).

Система терморегуляции реализована с использованием датчика температуры (13) и Элемента Пельтье (14). Данная система поддерживает температуру модуля на уровне 36 °С, а при необходимости предусмотрена возможность заморозки камеры для дальнейшего исследования культивируемых клеток.

Изначально на нижней поверхности носителя 1 расположены фидерные клетки (питающий слой для культивирования), все клапаны закрыты. Затем клапан 4 открывается и под давлением Р1 питательная среда подается в камеру. Когда камера заполнится, напор прекращается, клапан закрывается, и происходит культивирование.

В процессе культивирования контролируется состояние клеточной культуры оценкой мутности и кислотности среды. Когда показатели отклоняются от нормальных, система подает сигнал смены питательной смеси. Открываются клапаны 8 и 4, происходит выброс старой и подача новой жидкости, культивированные клетки под напором новой питательной среды выталкиваются с носителя и выходят из камеры. После этого клапаны закрываются и происходит дальнейшее культивирование. Извлеченные клетки могут быть также использованы для дальнейших исследований[4].

Таким образом, планируется создание автоматизированного устройства для контроля жизнедеятельности клеточной культуры, позволяющего проводить исследования как в нормальных условиях, так и в условиях космического эксперимента.

Выводы

Культивирование клеток получило широкое распространение в различных областях исследований – от клеточной и молекулярной

биологии до быстро прогрессирующих прикладных областей биотехнологии. С развитием данного направления происходит улучшение и уменьшение габаритов исследовательского оборудования. Автоматизированное получение информации о жизнедеятельности клеточной культуры в условиях космического эксперимента позволит оценить влияние космической среды на клеточном уровне. На данный момент ведется разработка прибора.

Библиографический список

1. Корочкин, Р.Б. Культивирование вирусов в культурах клеток: учеб. метод. пособие / А.А.Вербицкий, В.Н. Алешкевич, А.В. Сандул. – Витебск: ВГАВМ, 2010. – 43 с.
2. Блажевич, О.В. Культивирование клеток: курс лекций / О.В. Блажевич – Мн.: БГУ, 2004. – 78 с.
3. Тучин, В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т. 1 / Валерий Тучин. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2006. – 560 с.
4. Cell culture module: pat. 4352975 USA: IPC8 AC12M112FI / Takafumi Imaizumi, Fumihiko Kitagawa, Madoka Ito. – № 20100178694; 2010.

ПЕРСОНАЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА.

А.А. Анисимов, Е. В. Чистякова

Научный руководитель – Юлдашев З.М., д-р. техн. наук, проф.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет

В структуре смертности населения России на протяжении вот уже пятидесяти лет заболевания сердца и системы кровообращения занимают самую верхнюю строчку. Так, по данным Министерства здравоохранения за 2012 год, суммарный экономический ущерб только от болезней системы кровообращения составляет не менее 1 трлн. руб. в год (около 3 % от ВВП). Не менее важен тот факт, что наблюдается увеличение частоты встречаемости этих групп заболеваний и «омоложение» контингента больных трудоспособного возраста, происходит ранняя инвалидизация населения. Так на лиц, не достигших возраста в 60 лет, в Российской Федерации приходится 39,7 % всех смертей.

Для решения проблемы необходимо принять целый ряд мер, среди которых немаловажную роль играет совершенствование системы профилактических осмотров и диспансеризации населения. В то же время повышается интерес к системам персонального мониторинга,

позволяющим отслеживать изменения биологически значимых показателей. К самым распространенным приборам подобного типа можно отнести стандартные бытовые тонометры, позволяющие отслеживать изменения артериального давления. При этом с распространением персональных вычислительных устройств (смартфонов, планшетов) все более популярными становятся приборы, использующие их в качестве базы для приема и обработки сигналов, получаемых с различных датчиков.

Практически все крупные фирмы, производящие потребительскую электронику, активно занимаются разработкой устройств для мониторинга жизненной активности и физиологически важных показателей человека. Среди самых интересных новинок можно отметить следующие.

- Линейка «умных часов» Gear фирмы Samsung (GearFit, Gear 2, Gear 2 Neo), имеющие встроенный оптический датчик для измерения частоты сердечных сокращений (ЧСС).

- Пульсометр MioAlpha, в качестве измерительного блока использующий встроенный оптический датчик для измерения ЧСС. Устройство предназначено для использования при занятии физическими упражнениями, при этом помехи, обусловленные двигательной активностью, компенсируются встроенным акселерометром по оригинальному алгоритму.

- Фитнес-трекер Peak от компании Basis позволяет измерять пульс с помощью встроенного оптического датчика и двух зеленых светодиодов, измерять температуру тела и кожно-гальваническую реакцию.

- Новая разработка фирмы Apple – умные часы Apple watch также имеют встроенный датчик, реализующий функцию пульсоксиметра. Два светодиода, работающие в красном и инфракрасном диапазонах, и соответствующих им по спектральному диапазону фото диода защищены керамическим покрытием с сапфировыми линзами и расположены на задней панели корпуса.

- Microsoft Band – часы-браслет от компании Microsoft, содержащий оптический датчик сердечной активности, датчик ультрафиолетового излучения и датчик для оценки кожно-гальванической реакции.

Основным условием при создании устройств подобного типа является максимально широкая функциональность при использовании минимального количества датчиков. Большинство стандартных фитнес-трекеров обладают весьма ограниченным функционалом и используют стандартный акселерометр для отслеживания активности пользователя:

пройденное расстояние (функция шагомера), расход энергии, сожженные калории, режимы сна. Более сложные и дорогие устройства предлагают дополнительные функции, которые можно разделить на следующие группы:

- измерение частоты сердечных сокращений (ЧСС);
- измерение температуры тела и температуры окружающей среды;
- измерение атмосферного давления;
- измерение кожно-гальванической реакции (КГР);
- содержание кислорода в крови (пульсоксиметрия);
- GPS-навигация (отслеживание местоположения пользователя в реальном времени).

Для получения данных об изменении ЧСС большинство подобных устройств использует данные, получаемые при анализе пульсовой волны. При этом самым простым не инвазивным способом получения пульсовой волны является метод фотоплетизмографии. Он достаточно прост с точки зрения инструментального обеспечения – для построения датчика требуется излучатель света (чаще всего светодиод, работающий в красном или инфракрасном диапазоне) и фотоприемник, представляющий собой согласованный по длине волны с излучателем фотодиод или фототранзистор, или интегральный оптический приемник, включающий дополнительные блоки обработки сигнала (трансимпедансный усилитель, аналоговые фильтры) [1].

Фотоплетизмографический датчик позволяет получить надежный сигнал даже в условиях значительных помех, вызванных мышечной активностью при ходьбе или беге. Некоторые производители (в частности, в пульсомере MioAlpha) для компенсации подобных помех используют встроенный акселерометр, регистрирующий двигательную активность. Единственный критический недостаток подобного подхода – повышенное энергопотребление, даже при работе в импульсном режиме светодиоды потребляют значительный (в масштабах аккумуляторной системы) ток, сокращая автономную работу подобных устройств до 5–6 часов.

Для решения проблемы энергопотребления подобных систем предлагается применение специализированных микросхем семейства AFE4400 производства фирмы TexasInstruments [2]. Микросхемы данного семейства представляют собой интегрированный аналоговый интерфейс (Analog Front End) для решения задач пульсоксиметрии и содержат на одном кристалле всю необходимую для записи сигнала пульсовой волны периферию:

- драйверы для независимого управления токами двух светодиодов;
- 8-битный ЦАП для удаления постоянной составляющей сигнала;
- трансимпедансный усилитель с программируемым коэффициентом усиления;
- перестраиваемый аналоговый фильтр нижних частот (ФНЧ);
- 22-битный сигма-дельта АЦП высокого разрешения
- цифровой блок передачи данных.

Управление и сбор данных производится с помощью цифрового последовательного SPI интерфейса. Сама микросхема AFE4400 потребляет около 2 мВт (без учета тока питания светодиодов) и выпускается в миниатюрном корпусе QFN-40 (размером 10x10 мм). За счет крайне гибкой настройки режимов работы источников излучения (пары светодиодов) и работы в импульсном режиме общее энергопотребление схемы сокращается на 50-60 % в сравнении со стандартными решениями, что позволяет значительно увеличить автономное время работы устройства.

Библиографический список

1. Анисимов А.А., Юлдашев З. М., Бибичева Ю.Г. Безокклюзионная оценка динамики артериального давления по времени распространения пульсовой волны. // Медицинская техника. - 2014 г. - №2. С. 8-12.
2. Texas Instruments. AFE4400 and AFE4490 Development Guide. Источник: <http://www.ti.com/lit/ug/slau480a/slau480a.pdf>

ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОСХЕМ АНАЛОГОВОГО ВХОДНОГО ИНТЕРФЕЙСА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ

А.А. Анисимов, Ю. О. Боброва

Научный руководитель – Юлдашев З.М., д-р техн. наук, проф.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет

Целью работы стало изучение взаимной корреляции сердечно-сосудистой системы и системы дыхания человека с использованием специализированных микросхем аналогового входного интерфейса Analog Front End (AFE) медицинского назначения. При этом для достижения поставленной цели были поставлены следующие задачи:

- разработка отладочной платы для изучения микросхем аналогового входного интерфейса;
- разработка блока беспроводной передачи данных для сопряжения отладочной платы и персонального компьютера (ПК);
- разработка программного модуля для графической интерпретации и анализа данных.

Микросхемы аналогового входного интерфейса представляют собой набор аналоговых, цифровых и гибридных схем, интегрированных на одном кристалле, что позволяет создавать многофункциональные и весьма гибкие в настройке устройства. Данные микросхемы могут включать операционные усилители, фильтры, специализированные интегральные схемы для датчиков различного назначения, аналого-цифровые и цифроаналоговые преобразователи и конфигурируемые цифровые блоки, необходимые для обмена данными в цифровом виде с внешним микропроцессорным устройством.

Основными преимуществами AFE по сравнению со стандартными решениями на основе дискретных компонентов являются:

- многофункциональность (возможность заменить множество типовых микросхем одной интегральной схемой);
- удобство настройки (разработчик получает возможность адаптироваться к разнообразным требованиям интерфейса, упрощается процесс настройки схемы);
- снижение времени разработки и отладки;
- значительное снижение габаритов готового устройства и уменьшение энергопотребления.

Первой компанией, которая стала выпускать однокристалльные микросхемы медицинского назначения, стала американская фирма Analog Devices. К настоящему времени они выпустили несколько серий AFE, которые в основном направлены на исследование сердечно-сосудистой системы и позволяют спроектировать стандартный кардиограф на пять отведений с некоторыми дополнительными функциями: выделение R-зубцов, измерение температуры, сигнализация неправильного подключения электродов или отсутствие их подключения.

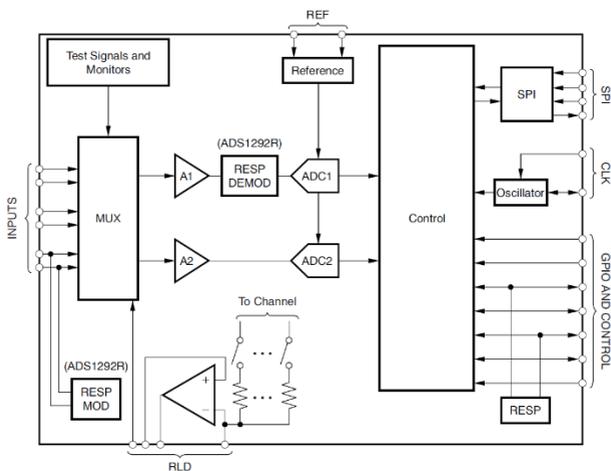


Рис. 1. Структурная схема микросхемы ADS1292R

Texas Instruments - вторая крупная компания производитель электронных компонентов, предлагает свою собственную линейку микросхем AFE ADS1x9x для измерения различных биопотенциалов (в частности, для записи электрокардиосигнала (ЭКС) и электроэнцефалограммы). TI является первой компанией, предложившей схемы высокого разрешения (16- или 24-битное разрешение встроенного сигма-дельта АЦП) при одновременной записи данных с нескольких каналов (от одного до восьми в старшей модели семейства) [1, 2].

При этом отдельные представители семейства позволяют проводить измерение параметров дыхания за счет специализированного интегрированного канала обработки данных. Исследование частоты дыхания основывается на принципе импедансной пневмографии. Для этого сигнал переменного тока малой амплитуды (не более 100 мкА) и высокой частоты (не менее 32 кГц) подается на исследуемый объект (для этого используется один из каналов записи ЭКС, при этом запись самого кардиографического сигнала с этого канала становится недоступной). Амплитудно-модулированный сигнал генерируется в результате дыхательных движений пациента. Полученный модулированный сигнал должен быть демодулирован для извлечения низкочастотной дыхательной составляющей сигнала. После демодуляции сигнал подается на фильтр нижних частот с частотой среза 2-4 Гц для удаления посторонних шумов [3].

Поскольку функция измерения частоты дыхания с синхронной записью ЭКС представляет особый интерес для дальнейшей работы

по оценке кардиореспираторного взаимодействия, в данной работе была выбрана микросхема ADS1291R (см. рис. 1). В её структуру входит два сигма-дельта АЦП высокого разрешения (24 бита), блок инструментальных усилителей с программируемым коэффициентом усиления (PGA-матрица), блок предварительной фильтрации ЭКС от высокочастотной составляющей и интегрированный канал измерения параметров дыхания. Сигнал с электродов поступает прямо на вход микросхемы, без предварительной аналоговой фильтрации и предобработки, что позволяет значительно упростить схемотехнику готового устройства. Реографический канал обеспечивает измерение дыхательного импеданса с разрешением 20 мОм, что позволяет вести точный мониторинг и корреляцию дыхания пациента с отклонениями в электрокардиограмме.



Рис. 2. Отладочная плата на базе AFE ADS1292R

Отладочная плата с установленной микросхемой ADS1292R и дополнительными микросхемами питания приведена на рисунке 2. Плата подключается к микропроцессорному блоку обработки и передачи данных по средством последовательного интерфейса передачи данных SPI, далее данные по беспроводному каналу передаются на ПК. Запись и хранение данных обеспечивается при помощи аппаратно-программной платформы NI ELVIS и программной среды разработки LabVIEW.

Библиографический список

1. Texas Instruments. ADS1x9xECG-FE Demonstration Kit, User's Guide. Источник: <http://www.ti.com/lit/ug/slau384a/slau384a.pdf>

2. Ankit Jain, Insoo Kim, Bruce J. Gluckman. Low Cost Electroencephalographic Acquisition Amplifier to serve as Teaching and Research Tool. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2011, P. 1888-1891.
3. Daniel Campillo, Ronny Guardarrama, Rene González et al. A Real Time ECG Preprocessing System Based on ADS1298. Computing in Cardiology. 2013 P. 947-950

ПОЛУЧЕНИЕ ИНФОРМАЦИИ ОБ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРАХ ЛОКАЛЬНЫХ ЗОН КОЖНОГО ПОКРОВА ЧЕЛОВЕКА

А.Ю. Демин, Р.М. Сайфуллина

Уфимский государственный авиационный технический университет

Электрофизиологические методы, такие как ЭКГ, ЭЭГ, РЭГ и другие давно и широко используются в медицинской практике. К их достоинствам относятся неинвазивность, простота реализации и относительно низкая стоимость оборудования.

Каждый из этих методов предназначен для решения своей узкой диагностической задачи. Более широкие диагностические возможности предлагают методы электропунктурной диагностики, которые базируясь на принципах традиционной восточной медицины, системном подходе к организму человека как цельной биологической функциональной системе, неразрывно связанной с окружающей средой, позволяют взглянуть на причинно-следственные связи многих заболеваний [1].

Однако, степень доверия врачей к диагностической информации, получаемой с помощью этих методов, значительно ниже. Это обусловлено тем, что методы Фолля и Накатани были разработаны в середине прошлого столетия и использовали соответствующую приборную базу. По данным, представленным в работе [5], неопределенность энергетического режима измерения приводит к погрешностям измерения в методе Фолля до 50 % и в методе Накатани до 40 %. Развитие электропунктурной диагностики в наши дни тормозится отсутствием технической базы, позволяющей улучшить достоверность и, в первую очередь, сходимость получаемых данных. Электропунктура основана на измерении электрического сопротивления в локальных зонах кожного покрова, кроме этого данные об электрическом сопротивлении используются при диагностике:

- для определения состава тела (в спортивной и клинической медицине),

- для оценки водного обмена и состояния организма,
- для анализа параметров кровоснабжения и параметров кожного покрова (электродермография) и др [8].

Электрическое сопротивление является пассивной величиной и для его измерения в общем случае необходим внешний источник энергии, поэтому варианты режимов измерения:

- к объекту прикладывается известная разность электрических потенциалов и измеряется значение электрического тока, протекающего в цепи;
- через объект пропускается известное значение электрического тока и измеряется созданное им падение напряжения;
- к объекту прикладывается известное значение электрической мощности и измеряется или электрический ток в цепи, или электрическое напряжение [3].

Для первых двух методов характерен общий недостаток - в объекте рассеивается разное количество электрической энергии. Степень возмущения, вносимого в объект средством измерения, зависит от электрических параметров самого объекта. Поэтому трудно рассчитывать на хорошую воспроизводимость результатов измерительных операций и на простую интерпретацию получаемых данных. Третий метод реализуется с помощью относительно новой группы устройств, предложенных Гусевым В.Г., – измерительных генераторов заданной электрической мощности (ИГЗМ) [2]. ИГЗМ называют электронные устройства, обеспечивающие в нагрузке, подключенной к их выходу и имеющей произвольное сопротивление (в определенном диапазоне), неизменное значение ЭМ, с погрешностью, не превышающей заданное значение. При использовании третьего метода этот недостаток отсутствует, так как мощность, рассеиваемая в объекте измерений, не зависит от его электрических параметров. Возмущение, вносимое в термодинамическое состояние, будет известным и постоянным для любого объекта (при условии, что его электрическое сопротивление находится в рабочем диапазоне для данного генератора).

По результатам сравнения методов, проведенного нами, установлено, что применение режима измерения, воздействующего на объект фиксированным значением ЭМ, обеспечивает лучшую сходимость получаемых данных об электрическом сопротивлении (по сравнению с режимом заданного электрического тока на 40 % и более чем на порядок по сравнению с режимом заданного падения напряжения при мощностях воздействия 30-60 мкВт) [4].

Дополнительной проблемой в данном случае является то, что биологические объекты имеют в своей вольт-амперной характеристике

(ВАХ) участки с отрицательным дифференциальным сопротивлением. Т.е. при возрастании тока через объект на некотором участке наблюдается спад напряжения [7]. Методы для построения ВАХ кожного покрова человека, предлагаемые ранее [6], обладают низкой достоверностью получаемых данных по вышеизложенным причинам.

Предлагается использовать это свойство биологических объектов как дополнительный диагностический показатель и для его получения использовать систему для определения ВАХ локальных зон кожного покрова. Для построения ВАХ на объект необходимо воздействовать фиксированными значениями ЭМ с помощью многодиапазонного ИГЗМ. На основании полученных данных станет возможно построение нового класса диагностических устройств, имеющих простую аппаратную реализацию и позволяющих проводить объективную экспресс-диагностику состояния человека, что является решением важной социально-экономической задачи.

Библиографический список

1. Алдерсонс А.А. Механизмы электродермальных реакций. Рига: Зинатне, 1985, 130 с.
2. Гусев В.Г. Новый подход к построению приборов для измерения импеданса биологических тканей //Измерительная техника. 1996. №2. С. 59-61.
3. Демин А.Ю. Измерительные генераторы заданной электрической мощности: монография. Уфа: УГАТУ, 2010. 138 с.
4. Демин А.Ю. Информационно-измерительные системы для оценки электрических параметров биологических объектов. Дис. д.т.н. специальность 05.11.16 – Информационно-измерительные и управляющие системы (в промышленности и медицине), Уфа 2011. 32 с.
5. Жуков В.В., Курик М.В. Прикладная метрология в электропунктурных измерениях //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2004, №8-9. С.34-39.
6. Марков Ю.В. Рефлексотерапия в современной медицине: От мифов и легенд к реальности.// СПб.: Наука, 1992. 182 с.
7. Ромоданов А.П., Богданов Г.Б., Лященко Д.С. Первичные механизмы иглоукалывания и прижигания. Киев: Вища школа, 1984. 112 с.
8. Sverre Grimnes, Orjan Grottem Martinsen Bioimpedance and bioelectricity basics: Second Edition //London: Academic Press, 2008. P. 466.

ПРИМЕНЕНИЕ СИНУСОИДАЛЬНЫХ МОДУЛИРОВАННЫХ ТОКОВ ПРИ ТЕРАПИИ НЕВЫНАШИВАНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ

Данос Нвоуто, студент 6 курса л/ф РязГМУ им. акад. И.П. Павлова
Научный руководитель: Супряга А.А., кмн, ассистент кафедры
акушерства и гинекологии с курсом акушерства и гинекологии ФПДО

В настоящее время амплипульстерапия, или лечение синусоидальными модулированными токами, широко применяется не только в гинекологической, но и в акушерской практике. Основным действующим фактором данного метода является переменный электрический ток частотой 5000 Гц, модулированный по амплитуде. Такие токи подвергаются не только амплитудной, но и низкочастотной модуляции. Общеизвестно что СМТ-терапия обладает нейромнестимулирующим, анальгезирующим, сосудорасширяющим и трофическим действиями. Показаниями для назначений амплипульстерапии являются заболевания периферической нервной системы, гипертоническая болезнь 1-2 ст, заболевания органов дыхания и желудочно-кишечного тракта, суставов. Некоторые исследователи отмечают положительное действие СМТ-терапии при атонии мочевого пузыря в послеродовом периоде и субинволюции матки (как после кесарева сечения, так и после самопроизвольных родов).

В данном исследовании была предпринята попытка доказать возможность и необходимость применения амплипульстерапии при невынашивании беременности. Данный метод применялся у 20 беременных в сроке беременности 22-32 недели. Контрольная группа составила 50 беременных. Всем беременным при поступлении в стационар проводилось общеклиническое обследование, КТГ и ультразвуковое сканирование.

В группе А (N=20) 10 женщин были повторно беременные перворожавшие и 10 – повторно рожавшие. В данной группе не было беременных с рубцами на матке. При кардиотокографическом исследовании было диагностировано удовлетворительное состояние плода (критерии Редмана соблюдены в среднем к 18 минуте). По УЗИ при поступлении был отмечен повышенный уровень тонуса матки. У 13 (65 %) беременных плацента располагалась по задней стенке, у 5 (25%) – по передней, у 2 (10 %) – в нижнем сегменте. У 12 (60 %) пациенток отмечалось укорочение шейки, у 8 (40 %) – сглаживание шейки матки. Родовой деятельности у пациенток зафиксировано не было. У 6 (30 %) беременных ранее были наложены П-образные швы на шейку матки. При

поступлении в стационар всем женщинам был назначен лечебно-охранительный режим и гинипрал внутривенно капельно. На следующий день – СМТ с сернокислой магнезией или в режиме электрорелаксации при значительном повышении тонуса матки. В качестве медикаментозной поддерживающей терапии применялся Магне В₆ по 2гХЗр/д. Лечение переносилось хорошо. Как правило, повторной инфузии гинипрала не требовалось. После 1-3 процедур тонус матки снижался, боли прекращались. После 3-4 процедур кардиомониторное наблюдение и УЗИ показывали снижение тонуса матки и улучшение состояние плода. Беременность сохранена у 20 (100 %) женщин. Сроки пребывания в стационаре сокращены в среднем до 10 дней. Роды путём кесарева сечения наблюдались у 2 (10%) женщин данной группы.

Контрольная группа В (n=50) состояла из 30 (60 %) повторно беременных первородящих женщин. Из них у 12 на шейку матки был наложен П-образный шов по Любимовой. 20 (40 %) женщин данной группы были повторно рожавшими. Женщин с рубцами на матке так же не было. Им также проводилось общеклиническое обследование, КТГ и УЗИ. В качестве сохраняющей терапии назначался гинипрал по общепринятой методике. Как правило, требовалось 2-3 капельницы и поддерживающая терапия гинипралом от 10 дней до нескольких недель. В данной группе физиолечение не применялось. Срок пребывания в стационаре в среднем составил 15 дней. При применении гинипрала более 40 % беременных отмечали побочные явления, свойственные данному препарату (тахикардия, тремор), требующие в отдельных случаях дополнительной терапии. Все беременные доносили беременность, но у 6 (12 %) – кесарево сечение при сроке беременности 41 неделя на фоне незрелой шейки матки; у 7 (14 %) роды осложнились преждевременным излитием околоплодных вод (у 4 – кесарево сечение); у 3 (6 %) – слабостью родовых сил, не поддающейся медикаментозной коррекции. Таким образом, кесарево сечение в данной группе было у 13 (26 %) женщин.

Таким образом, включение в комплекс лечения не вынашивания беременности СМТ-терапии способствует донашиванию беременности, снижению медикаментозной нагрузки, снижает вероятность осложнений родов, сокращает сроки пребывания в стационаре.

ПРИМЕНЕНИЕ ГИПЕРБАРИЧЕСКОЙ ОКСИГЕНИЦИИ ПРИ РЕТРОХОРИАЛЬНОЙ ГЕМАТОМЕ

Зайцева И.В., студентка 5 курса л/ф РязГМУ им. акад. И.П. Павлова
Шилин А.В., студент 5 курса л/ф РязГМУ им. акад. И.П. Павлова
Научный руководитель: Супряга А.А., кмн, ассистент кафедры
акушерства и гинекологии с курсом акушерства и гинекологии ФДПО

Самопроизвольный аборт – самое частое осложнение беременности. Около 80 % этих потерь происходит до 12 недель беременности. В структуре спорадических ранних выкидышей 1/3 беременностей прерывается в сроке до 8 недель по типу анэмбрионий. Лидирующим фактором в этиологии самопроизвольных абортов выступает хромосомная патология (более 80 %), вторым по значимости являются воспалительные изменения матки различной этиологии; далее следуют анатомические, эндокринные, инфекционные, иммунологические факторы. По клиническим проявлениям различают угрожающий аборт, начавшийся аборт, аборт в ходу (полный и неполный), неразвивающаяся беременность. В случае угрожающего и начавшегося абортов беременность может быть сохранена. Кровянистые выделения при выкидыше следует дифференцировать с таковыми при ановуляторном цикле, с пузырьным заносом, внематочной беременностью. Известно, что назначение при кровянистых выделениях беременным средств, влияющих на гемостаз, хотя и применяется широко, но не имеет под собой оснований и доказанных клинических эффектов в силу того, что кровотечение при выкидыше обусловлено отслойкой хориона, а не нарушением коагуляции. Сложная ситуация создаётся при формировании ретрохориальной гематомы. В современной практике основной задачей врача является не допустить кровотечения и сохранить беременность. При ретрохориальной гематоме на фоне общепринятой терапии (спазмолитической, гормональной и не медикаментозной) предлагается использовать гипербарическую оксигенацию. Доказана роль недостатка кислорода в различных патологических состояниях. Соответственно имеется положительный опыт применения ГБО при различных патологических состояниях во время беременности: фетоплацентарной недостаточности и угрозы прерывания беременности среди прочего. Мы осмелились также применить гипербарическую оксигеницию у 7 беременных с диагностированной ретрохориальной гематомой при сроке беременности 10-14 недель. Из 7 (100 %) женщин 5 (71,4 %) были повторно беременные нерожавшие, а 2 (28,6 %) – первобеременные. Все беременные были доставлены в стационар с признаками угрожающего прерывания беременности.

При проведении ультразвукового исследования была диагностирована ретрохориальная гематома. После начатой медикаментозной терапии с 3-5 суток всем беременным проводились сеансы ГБО (по 3-5 процедур, по 1-1,2 ата, компрессия 5 мин, изопрессия 45 мин, декомпрессия 5 мин). Все беременности были сохранены. Контрольная группа составила 15 женщин с диагностированными ретрохориальными гематомами при сроке беременности 10-12 недель. Лечение проводилось по общепринятой методике без применения ГБО. К сожалению, беременность прервалась у 7 (46,7 %) женщин. В настоящий момент нет патогенетического объяснения данному факту, но положительный эффект воздействия ГБО при ретрохориальной гематоме не оставляет сомнений. Работа в данном направлении ведётся.

ВОССТАНОВЛЕНИЕ РЕЧЕВОЙ ФУНКЦИИ ЯЗЫКА У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ ПОЛОВИННОЙ РЕЗЕКЦИИ ЯЗЫКА.

Н.Е. Митин, Д.Н. Мишин

ГОБУ ВПО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П.Павлова» Министерства здравоохранения РФ.

Кафедра ортопедической стоматологии и ортодонтии

Реабилитация в медицине - это система лечебно-педагогических мероприятий, направленных на предупреждение и лечение патологических состояний, которые могут привести к временной или стойкой утрате трудоспособности[2].

Речевая реабилитация - восстановление оптимального функционирования органов полости рта и зубочелюстной системы, нарушенной в результате какой-либо патологии, сопровождающейся нарушением речи[2].

Опухоли языка составляют по сведениям от разных авторов 40 - 70% злокачественных опухолей полости рта и 2-4% от всех злокачественных новообразований человека.

70% случаев опухоль захватывает боковую поверхность языка, при данной локализации показана операция - резекция половины языка (гемиглоссэктомия)[3]. У пациентов с половинной резекцией языка функция речи страдает в результате нарушения процесса звукообразования и звукопроизношения, т.к. оставшаяся половина языка принимает не свойственное ему в норме положение и в не полной мере восполняет весь объем артикуляционных движений. Нарушается коммуникативная функция языка, что ведет к психологическим расстройствам и депрессии[1].

Таким образом, все вышеописанное обуславливает актуальность проблемы.

Нами обследовано 16 человек после частичной резекции половины языка (10 правосторонних и 6 левосторонних). Все пациенты отмечали трудности при произношении как отдельных слов, так и предложений, связанные с недостаточным объемом движения языка.

Для выявления речевых артикуляционных проблем пациентам были предложены фонетические тесты, содержащие звуки С, З, Ц, Т, Д, Ш находящиеся в окружении гласных. Такие слова, как: «оса», «роза», «очи», «хорошо»; и скороговорки: «щедрая щука щей наварила – на угощенье леща пригласила», «кинул шапкой в шишку Мишка: падай с елки в шапку, шишка», «сколько съест соломы слон, чтоб в стогу поспать потом?» У большинства пациентов наблюдалось затрудненное звукопроизношение шипящих, свистящих звуков «Ш», «Щ», «С». Для стадийного восстановления компенсаторного объема и траектории движения языка таким пациентам была показана миогимнастика языка, включающая в себя тренировку мышц языка путем различных упражнений, направленных на компенсацию недостаточного объема движений.

Пациентам были изготовлены аппараты для миогимнастики языка, содержащие небную пластинку с кламперами для фиксации в полости рта, на зубах верхней челюсти и съемный, индивидуальный, заменяемый мио гимнастический элемент. Он состоит из ортодонтической проволоки и многогранной бусинки диаметром 0,5см. Мио гимнастический элемент устанавливается в небную пластинку, где наиболее проблемные движения языка. Фиксация осуществляется в слепые отверстия базиса аппарата путем напряжения проволочного элемента. Пациенту даются рекомендации: пытаться касаться бусинки и двигать ее по траектории обозначенной проволокой. Время мио гимнастики 2-3 часа в день. С улучшением и возрастанием объема движения языка мио гимнастический элемент заменяется на новый с более сложной траекторией и бусинкой меньшего диаметра. Данный съемный мио гимнастический элемент можно интегрировать в съемный зубной или челюстной протез.

Таким образом, миогимнастика языка с использованием аппарата или зубного протеза с мио гимнастическим элементом позволяет ускорить компенсаторное восстановление объемов движения языка, что, в свою очередь, положительно влияет на нормализацию функции речи, что положительно сказывается на качестве жизни пациентов.

Библиографический список.

1. Коротких Н.Г., Митин Н.Е., Мишин Д.Н., Гуськов А.В., Стрелков Н.Н. Аппарат для мио гимнастики языка после гемиглоссэктомии №134044 от 10.11.2013 г.
2. Коротких Н.Г., Набатчикова Л.П., Митин Н.Е., Мишин Д.Н. / Особенности психологической подготовки и реабилитации детей после хирургического стоматологического лечения / «Актуальные вопросы детской стоматологии и ортодонтии»: Материалы конференции, посвященной 10-летию кафедры стоматологии детского возраста и ортодонтии Первого МГМУ им. И.М. Сеченова. – Москва 01.12.2012 – С.39-40.
3. Федяев И. М., Байриков И. М., Белова Л. П., Шувалова Т. В. Злокачественные опухоли челюстно-лицевой области. — М: Медицинская книга, Н.Новгород: Изд-во НГМД, 2000. — 160 с.

**РОЛЬ МИОРЕЛАКСАНТОВ В СОВРЕМЕННОЙ
КОМБИНИРОВАННОЙ АНЕСТЕЗИИ**

Нана Малула Жосан Андрес студент 6 курса л/ф
РязГМУ им. акад. И.П. Павлова

Научный руководитель: канд.мед.наук, ассистент кафедры
факультетской терапии с курсом анестезиологии и реаниматологии
Пимахина Е.В.

Одним из основных компонентов современной комбинированной анестезии являются миорелаксанты. Из физиологии известно, что для перехода возбуждения с нерв на мышцу необходим сложный комплекс физико-химических процессов. Схематически это можно представить следующим образом. Под влиянием нервного импульса высвобождается естественный медиатор – ацетилхолин, который, соединяясь с холинергическими рецепторами постсинаптической мембраны, приводит к изменению ее проницаемости для различных ионов. В результате указанных процессов постсинаптическая мембрана, имеющая электрический потенциал и находящаяся в состоянии поляризации, переходит в фазу деполяризации с возникновением потенциала концевой пластинки, деполяризация которой является причиной сокращения мышцы. Концевая пластинка находится в состоянии деполяризации лишь в течение несколько миллисекунд, так как ацетилхолин быстро гидролизует ацетилхолинэстеразой на холин и уксусную кислоту.

Проницаемость мембраны восстанавливается, происходит ее реполяризация, возвращается ее способность проводить очередной нервный импульс.

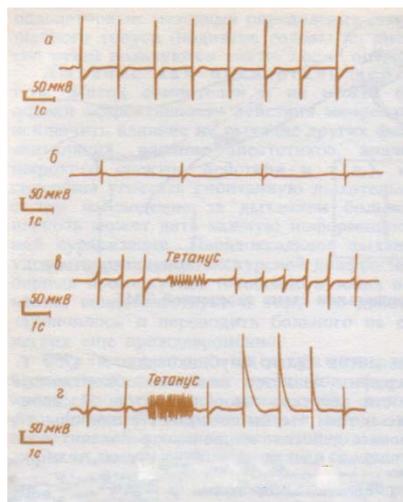
По наиболее распространенному в настоящее время мнению, миорелаксанты у человека вызывают нервно-мышечный блок трех видов: деполяризующий, недеполяризующий, двойной. На основании этой теории все миорелаксанты были разделены на две группы: деполяризующие и недеполяризующие. К группе деполяризующих миорелаксантов относят дитилин, который используется в 1-2% растворах из расчета 1-1,5 мг/кг массы тела больного. Длительность расслабления мышц 3-5 минут. К группе недеполяризующих миорелаксантов относят тубокурарин, диплацин, панкурониум, анатруксоний, диоксоний, артуан. Препараты этой группы вызывают миорелаксацию на гораздо длительный срок (от 20 до 90 минут).

С широким внедрением мышечных релаксантов в анестезиологическую практику возникла проблема определения глубины анестезии. Во-первых, при комбинированной анестезии с миорелаксантами мы не наблюдаем тех классических стадий наркоза, которые характерны для однокомпонентного наркоза. Во-вторых, ранее использовавшиеся клинические тесты определения глубины анестезии в значительной степени потеряли свою ценность, так как большинство из них было связано с деятельностью скелетной мускулатуры. Учитывая это, в настоящее время в условиях комбинированной анестезии практически выделяют две стадии наркоза – поверхностную и глубокую. Помимо определения глубины наркоза появилась необходимость установления эффективности действия миорелаксантов, то есть степени миоплегии. Определить степень миоплегии можно несколькими способами: пальпаторное и визуальное определение релаксации, дыхание как показатель действия миорелаксантов, определение концентрации релаксантов в крови, электрофизиологические методы оценки действия миорелаксантов.

В своей практике мы используем последний метод. В основе электрофизиологических методов лежит учение Введенского-Ухтомского о лабильности синапсов. Наиболее распространенными электрофизиологическими методами исследования являются спонтанная электромиография и наведенная электромиография. Спонтанная электромиография имеет большой недостаток: наиболее удобный объект для исследования – кисть – не может быть использована, так как произвольное сокращение мускулатуры кисти возможно лишь в состоянии бодрствования, а межреберные мышцы, брюшной пресс и диафрагма мало-

доступны во время операции. С помощью регистрации спонтанной миограммы не представляется возможным наблюдение за более глубокой релаксацией, когда напряжение мускулатуры практически полностью снимается. На сегодняшний день мы используем метод наведенной электромиографии – запись биопотенциалов действия мышц в ответ на электрическую стимуляцию двигательного нерва. Метод позволяет с наибольшей точностью дифференцировать действие мышечных релаксантов от других факторов, дает возможность определить специфический характер блока нервно-мышечного синапса и, следовательно, точно указать механизм действия данного релаксанта. С помощью этого метода можно получать информацию об эффекте, вызванном миорелаксантами в условиях полной кураризации, когда такие показатели, как амплитуда дыхания и прочие отсутствуют. Наконец, метод наиболее точно, тонко и раньше других симптомов показывает степень угнетения проводимости нервно-мышечного синапса и тем самым глубины релаксации.

Раздражение периферического нерва осуществляется прямоугольными импульсами постоянного тока с последующей регистрацией биопотенциалов мышц, иннервируемых данным нервом. Через пластинчатый электрод наносят раздражающие импульсы на участок кожи в области локтевого сгиба. С помощью игольчатых электродов регистрируют суммарную биоэлектрическую активность мышц возвышения V пальца. Запись ЭМГ осуществляют на электромиографе.



На рисунке показана картина развития типичных нервно-мышечных блоков после однократного введения дитилина и тубокурарина. Первая кривая отражает исходную электромиографическую картину с определенной для данного больного амплитудой. Частота раздражения 0,5 Гц (1 импульс в 2 с). Развитие нервно-мышечного блока после введения мышечных релаксантов характеризуется на ЭМГ снижением амплитуды биопотенциала до 10-20 % от исходной величины. На следующей кривой отраден признак деполяризующего нервно-мышечного блока (посттетаническая депрессия), проявляющийся снижением амплитуды наведенных биопотенциалов до 50-60 % исходной величины с последующим быстрым восстановлением после нанесения тетанического раздражения с частотой 50 Гц. Наконец, признаком недополяризующего блока является посттетаническое облегчение, которое выражается в том, что после нанесения тетанического раздражения выявляется резкий подъем амплитуды ЭМГ с последующим возвращением к норме.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОРИГИНАЛЬНОЙ ЦЕЛЬНОЛИТОЙ КОРОНКИ ПОСЛЕ ПРОВЕДЕНИЯ ЗУБОСОХРАНЯЮЩЕЙ ОПЕРАЦИИ - КОРОНОРАДИКУЛЯРНОЙ СЕПАРАЦИИ

Е.О. Пономарёв

Научный руководитель – Митин Н.Е., канд.мед.наук, доцент
Рязанский государственный медицинский университет имени акад.
И.П.Павлова

Введение. В стоматологии на данный момент основным приоритетом является сохранение зубов. Проведение зубосохраняющих операций становится основной задачей стоматолога. Раньше в любом сложном случае зуб удаляли, а в настоящее время стоматологи делают все возможное, чтобы сохранить зуб. К зубосохраняющим мероприятиям относятся такие виды манипуляций, как: удаление различных новообразований в костных или мягких тканях ротовой полости, ампутации корней зубов, различные методики лечения заболеваний пародонта, а также коронорадикулярная сепарация (разделение коронки зуба на две части - в результате один двухкорневой зуб трансформируется в два однокорневых).

Цель. Восстановление, сохранение структуры и функциональных возможностей пораженного многокорневого зуба, профилактика заболеваний околозубных тканей, обеспечение хорошей гигиены и доступа для лечебных мероприятий в области бифуркации корней.

Материалы и методы. Цель достигается путём изготовления оригинальной цельнолитой коронки с промывным пространством в области бифуркации (раздвоения) корней зуба.

Оригинальная цельнолитая коронка фиксируется на отпрепарированных фрагментах оперированного зуба. Она имеет общую окклюзионную (жевательную) поверхность, промывное пространство в области бифуркации (раздвоения) корней, расположенное на расстоянии 4 мм от уровня десневого края.

Полученные результаты. Пациентам, обращающимся в базовую стоматологическую поликлинику ГБОУ ВПО «РязГМУ Минздрава РФ» на кафедру ортопедической стоматологии и ортодонтии, имеющим дефекты зуба и костной ткани нижней челюсти в области причинного зуба, имеющим жалобы на болевые ощущения, возникающие при жевании, а также самопроизвольно были проведены зубосохраняющие операции - короно-радикалярные сепарации с последующим рациональным протезированием оригинальной цельнолитой искусственной коронкой.

Перед проведением лечения пациенты дали свои письменные добровольные информированные соглашения на проведение данного типа лечебных мероприятий. Пациентам были оказаны хирургическое и ортопедическое лечение с дальнейшим диспансерным наблюдением. Проводилась комплексная реабилитация пациентов.

Функции поражённых зубов были восстановлены.

Выводы. Предлагаемая нами оригинальная коронка с промывным пространством позволяет: 1) восстановить целостность и укрепить структуру рассеченного многокорневого зуба; 2) за счет промывного пространства обеспечить хорошую гигиену и область доступа для стоматологических манипуляций в области бифуркации; 3) сформировать общую окклюзионную поверхность, позволяющую адекватно воспринимать и перераспределять жевательную нагрузку; 4) восстановить зуб и тем самым структуру (целостность) зубочелюстной системы, что служит профилактике разрушения зубных рядов и заболеваний тканей пародонта.

СПОСОБ ДОСТАВКИ ЛЕКАРСТВЕННЫХ ВЕЩЕСТВ К ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОЙ ПОВЕРХНОСТИ ПРИ ЗУБНОМ ИЛИ ЧЕЛЮСТНОМ ПРОТЕЗИРОВАНИИ

Е.О. Пономарёв

Научный руководитель – Митин Н.Е., канд. мед. наук, доцент
Рязанский государственный медицинский университет
имени акад. И.П.Павлова

Введение. Существует ряд заболеваний, при которых показаны операции по удалению зубов, участка, половины или полному удалению челюстей. С целью обеспечения скорейшей реабилитации данных пациентов применяется метод непосредственного протезирования, который заключается в изготовлении протеза до операции и его наложении непосредственно на раневую поверхность.

Наряду со своими положительными свойствами, данный метод не лишён недостатков, основным из которых является механическое воздействие протеза на раневую постоперационную поверхность. В качестве одного из методов уменьшения механического раздражения и ускорения заживления постоперационной раны широко распространено введение лекарственных препаратов с контактной поверхности протеза.

Так как лекарственное вещество постоянно подвергается воздействию ротовой жидкости и отделяемому из постэкстракционной раны (до наступления эпителизации), то вымывание лекарства наступает раньше.

Цель. Моделирование ретенционных пунктов на базисе протеза, которые бы удерживали лекарственное вещество и создавали депо для непрерывного его поступления на послеоперационную рану в течение 3-х и более часов.

Материалы и методы. Для доставки лекарственных веществ к послеоперационной поверхности применялись акриловые базисы протезов. Нами были предложены и выполнены различные по глубине и конфигурации виды ретенционных пунктов с помощью стоматологических боров диаметром 1,2,3 мм:

№1 – нанесены 6 рядов точечных углублений с интервалом 5мм между ними, по 2 ряда шаровидными борами диаметром 1мм, 2мм, 3мм;

№2 – нанесены 6 рядов штриховидных углублений длиной 5мм с интервалом 4мм между ними, по 2 ряда фиссурными борам диаметром 1мм, 2мм, 3мм;

№3 – нанесены точечные и штриховидные углубления в произвольном порядке с интервалом в 3мм шаровидным и фиссурным борам диаметром 1мм;

№4 – нанесены зигзагообразные углубления в виде линии с интервалом в 5 мм шаровидным бором диаметром 1мм.

В ретенционные пункты вносился гель «Солкосерил». После внесения препарата протезы помещались непосредственно в полость рта пациента. По истечении времени экспонирования проводилась регистрация наличия в ретенционных пунктах лекарственного вещества.

Полученные результаты. При регистрации наличия лекарственного вещества в ретенционных пунктах 5-часовой экспозиции установлено, что в образце №1 содержалось 78% лекарственного препарата от исходного количества, в образце №2 остаточное количество Солкосерила составило 65% от исходного количества, в образце №3 препарата содержалось 68% от внесенного количества, в образце №4 сохранилось 59% Солкосерила от исходного количества.

Выводы: 1) лекарственные препараты дольше задерживаются в ретенционных пунктах меньшего размера (диаметра);

2) на продолжительность задержки лекарственного препарата влияет глубина ретенционного пункта. Чем глубже ретенционный пункт, тем больше он содержит лекарственного вещества и тем дольше продолжительность его воздействия;

3) по результатам исследования использование протезов с точечными углублениями меньшего диаметра наиболее рационально, вследствие продолжительности их действия;

4) использование протезов с ретенционными пунктами на внутренней поверхности протеза является удобным и эффективным для пациента, так как он может самостоятельно вносить лекарственное вещество по мере его вымывания и всасывания поверхностью слизистой оболочки полости рта.

ТЕХНОЛОГИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ И ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

А.В.Юдин

Научный руководитель-Митин Н.Е., канд.мед.наук, доцент
Рязанский государственный медицинский университет им. академика
Павлова

Благодаря своей высокой точности, производительности и универсальности решаемых задач информационные технологии не могли не найти применения в медицине и, в частности, в стоматологии. Появились даже термины «Стоматологическая информатика» и «компьютерная стоматология» [3]

Цифровые технологии могут быть использованы на любом этапе ортопедического лечения. Существуют системы автоматизированного заполнения и ведения разнообразных форм медицинской документации (Kodak EasyShare, Dental base) [2]. Компьютерная обработка графической информации позволяет быстро и тщательно обследовать пациента и показать результаты самому пациенту [8] Есть компьютерные программы, позволяющие врачу изучить особенности артикуляционных движений и окклюзионных контактов пациента в анимированном объемном виде на экране монитора. Это – так называемые виртуальные, или 3D-артикуляторы [7].

Технологии проектирования и изготовления зубных протезов

Системы с автоматизированным проектированием повсеместно обозначаются аббревиатурой CAD (от англ. Computer-Aided Design), а для обозначения систем автоматизации производства — CAM (от англ. Computer-Aided Manufacturing). Так CAD определяет область пространственного моделирования различных объектов с использованием компьютерных технологий. А термин CAM означает автоматизацию производства.

Altschuler в 1973 г. и Swinson в 1975 г. [9] провели первые исследования о возможности использования автоматизированных систем для восстановления коронок разрушенных зубов. В 1980-х годах были представлены первые прототипы стоматологических систем CAD/CAM. Сегодня в мире уже насчитывается более тридцати различных работоспособных CAD/CAM систем. С самого начала технология автоматизированных систем развивалась в двух направлениях [3]. Превое — индивидуальные(мини) CAD/CAM системы, которые позволяют изготовить реставрацию в пределах одной клиники и в присутствии самого пациента (CEREC 3, Sirona Dental Systems GmbH, Germany). Такие системы

обладают большой оперативностью изготовления любой конструкции. Второе направление — централизованные системы. Они подразумевают наличие одного высокопроизводительного центра, который выполняет множество заказов от удаленных от него периферических рабочих станций (ProCERA, Nobel Biocare, Sweden). Несмотря на все многообразие данных медицинских систем остается неизменным принцип их работы.

1. Сбор данных о рельефе поверхности протезного ложа специальным устройством. Перевод полученной информации в формат, который приемлем для компьютерной обработки.

2. Компьютерное моделирование (этап CAD).

3. Изготовление самого зубного протеза на основе полученных данных (этап CAM).

Различные системы отличаются лишь техническим решением, которое используется для выполнения данных этапов.

Сбор данных.

Системы CAD/CAM достаточно различаются между собой на данном этапе. Считывание информации о рельефе поверхности и дальнейший перевод ее в цифровой формат осуществляется оптическими или механическими цифровыми преобразователями (дигитайзерами). Был введен специальный термин - «оптический слепок» (François Duret). Данный слепок является трехмерным, т.е каждая точка имеет свои четкие координаты в трех взаимно перпендикулярных плоскостях[5]. Устройство для получения такого слепка состоит из источника света и фотодатчика, который преобразует отраженный от объекта свет в поток электрических импульсов. Импульсы в дальнейшем кодируются в виде последовательности цифр 0 и 1 и передаются в компьютер для обработки. Качество полученного «слепок» зависит от материала и характера изучаемой поверхности. [4] В механических сканирующих системах считывают информацию контактным зондом, который продвигают по исследуемой поверхности согласно заданной траектории. Зонд считывает пространственные координаты всех точек контакта и оцифровывает их. Системы CEREC 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Germany) и Evolution 4D (D4D Technologies, USA). На данный момент обладают возможностью проведения самого высокого качества внутриротного сканирования.

Компьютерное моделирование.

На заре автоматизированных систем данный этап был самым сложным и трудоемким, требующим от врача серьезных навыков в черчении и геометрии [9]. Вручную вводились координаты всех ключевых точек, в которых изменялось направление движения шлифовального

устройства. Современные системы, получив со сканера оцифрованную информацию, приступают к построению его изображения на экране монитора. Затем врач может вручную выбрать наиболее приемлемый вариант реставрации. Некоторые из современных компьютерных программ могут спроектировать протезы, не уступающие по своим параметрам работам опытных зубных техников [11].

Изготовление реставрации.

Когда моделирование будущего протеза завершено (CAD), виртуальная модель преобразуется в набор команд, которые передаются на производственный модуль САМ, изготавливающий спроектированную реставрацию. Ранние системы изготавливали реставрацию путем фрезерования. Этот подход был назван «отнимающим» методом [6]. Данный метод позволяет создать очень точную форму любой конфигурации, но значительная часть материала расходуется впустую. Как альтернатива - «добавляющее» методы. Некоторые системы комбинируют «добавляющие» и «отнимающие» подходы. К примеру в системе Procera (Nobel Biocare) сначала фрезеруется копия культи зуба, а затем порошок прессуется под давлением на металлический штампик матрицу, создавая увеличенную реставрацию (добавляющий метод). После этого блок фрезеруется снаружи (снова отнимающий метод), создаются точные внешние контуры реставрации. Увеличенная копия снимается со штампа и спекается для достижения необходимой твердости и размера.

Область применения стоматологических систем CAD/CAM не ограничивается ортопедической стоматологией. Так разработано несколько систем специально для хирургической практики. SurgiGuide (Materialise, Belgium) используется для изготовления индивидуальных хирургических шаблонов, облегчающих правильное расположение зубных имплантов во время операции [10].

Компьютерные технологии применяются на всех этапах оказания стоматологической помощи. Подготовка специалистов является важным условием широкого внедрения современных информационных технологий во все сферы стоматологии. Компьютерные технологии изменили жизнь человека. Вопрос в том, смогут ли они изменить стоматологию.

Библиографический список

1. Вольвач С.И. // Новое в стоматологии.– 2002.– № 36. – С. 5–7
6. Дымов Д. // Dental Market.– 2005.– № 1.– С. 12–16.
7. Лебедеко И.Ю., Перегудов А.Б., Вафин С.М. // Панорама ортопед. стом. – 2002.– № 2.– С. 40–45.

8. DeLong R., Pintado M.R., Ko Ch., Douglas W.H. // J. of Prosth.– 2001.– V. 10.– P. 78–85.
9. Duret F., Termoz C. Method and apparatus for making prosthesis, especially a dental prosthesis. U.S. patent 4663720. May, 1987.
10. Filser F., Kocher P., Luthy H. et al. // Bioceramics.– 1997.– V. 10.– P. 433–436.
11. Kordass B., Gärtner Ch. // Quint. Team J.– 2001.– V. 12.– P. 647–652.
12. Miles D.A. Going digital: The digital X-ray guidebook to success. American Fork, Utah: Dentrix Dental Systems.– 2004.
13. Mormann W.H. // Int. J. Comput. Dent.– 2004.– V. 7.– P. 11–24.
14. Sarment D.P., Sukovic P., Clinthorne N. // Int. J. Oral Maxillofac. Implants.– 2003.– V. 18. – P. 571–577.
15. Strub J.R, Rekow E.D., Witkowski S. // J. Amer. Dent. Assoc.– 2006.– V. 137.– P. 1289– 1296.

АНАЛИЗ ХАРАКТЕРИСТИК ИНДУКТОРОВ АППАРАТОВ ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

В.П. Заколдаева

Научный руководитель – Каплан М.Б., канд.техн.наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

В основе метода магнитотерапии лежит воздействие на организм с лечебно-профилактической целью постоянным, переменным или импульсным низкочастотным магнитным полем. Среди методов физиотерапии магнитотерапия — один из наиболее безопасных, эффективных и хорошо совместимых с другими лечебными средствами. Магнитное поле (МП), взаимодействуя с биологической тканью, изменяет электронный потенциал молекул, индуцирует в биологическом объекте вихревые токи, что приводит к движению ионов по замкнутым спиралевидным линиям. В воздействии МП на живые объекты условно выделяют физическую, физико-химическую и биологическую стадии.

Механизм действия МП на организм рассматривают в соответствии с законом Лоренца, по которому поле влияет на движущиеся заряженные частицы и ионы. Сила Лоренца – это величина, которая зависит от заряда, скорости его движения, индукции магнитного поля и взаимориентации векторов поля и направления движения частиц. Под действием силы Лоренца происходит разделение зарядов, возникает разность электрических потенциалов, индуцируется электрический ток. В жидких средах биоткани магнитное поле активизирует диффузию

ионов, что приводит к стимуляции клеточного метаболизма. Таким образом, улучшается обмен веществ клетки и организма в целом.

Воздействие МП на человека как биообъект определяется биотропными параметрами поля: интенсивностью, неоднородностью, вектором, экспозицией, частотой, формой импульса и т.д [1]. Выбор оптимальных значений биотропных параметров обеспечивает высокую биологическую активность и лечебную эффективность применения МП.

Источником магнитного поля при магнитотерапии является управляемый индуктор, построенный на базе соленоида. В современных магнитотерапевтических аппаратах, как правило, используются индукторы двух типов: плоские катушки, для воздействия поперечным МП и электромагниты для воздействия продольным МП.

Характеристики индуктора в значительной мере определяют возможность формирования заданных значений биотропных параметров МП, таких как неоднородность, вектор МП, форма пространственного распределения, и энергия воздействующего поля. В качестве анализируемых параметров индуктора следует рассматривать: тип индуктора, габаритные размеры, количество витков, наличие и форму сердечника. Процесс исследования предполагает задание некоторого фиксированного значения одного из биотропных параметров в ограниченной области пространства, на которое осуществляется воздействие. Далее осуществляется подбор значений характеристик индуктора первого и второго типа, обеспечивающих генерацию поля с указанной величиной биотропного параметра. В качестве базовой используются формулы расчета МП на основе закона Био-Савар-Лапласа. Значение управляющего тока нормируется. Результатом расчета является определение габаритных показателей индуктора, количества витков и длины провода обмотки. При подборе в качестве оптимизируемого параметра индуктора задается длина провода обмотки или габаритные размеры индуктора.

При расчете неоднородности МП производится вычисление среднего значения градиента модуля магнитной индукции в анализируемой области воздействия [2]. Энергия МП так же определяется как интегральный параметр магнитного поля, который в каждой точке пространства пропорционален квадрату магнитной индукции. Начальные значения параметров моделей индукторов соответствуют значениям характеристик индукторов-электромагнитов, применяемых в магнитотерапевтических комплексах серии «Мультимаг». Проведение расчетов требует использования специализированных математических пакетов типа MathCAD, MATLAB.

Таким образом, выбор значений характеристик индукторов, позволяющих генерировать поля с заданными биотропными параметрами, позволит в конечном итоге улучшить магнитотерапевтические аппараты в экономическом и эксплуатационном плане, снизив в общем случае масса-габаритные и стоимостные показатели устройств.

Библиографический список

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. – 376 с.: ил.
2. Жулев В.И., Каплан М.Б. Формирование магнитных полей с заданной неоднородностью в области воздействия магнитотерапевтического аппарата. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2004. № 7. С. 53-58.

СОДЕРЖАНИЕ

О.В. Мельник ЭТАПЫ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ИНФОРМАЦИИ В СИСТЕМАХ РАННЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ.....	3
Ю.А. Буланова СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО МАММОГРАФИЧЕСКИМ СНИМКАМ.....	7
<u>СЕКЦИЯ 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ</u>	13
А.А. Гапонов АЛГОРИТМ УПРАВЛЕНИЯ СОЛНЕЧНОЙ ВОДОНАГРЕВАТЕЛЬНОЙ УСТАНОВКОЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ SMS-СООБЩЕНИЙ.....	13
А.Н. Грибков ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ АЛГОРИТМИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ПОМЕХОУСТОЙЧИВЫХ МИКРОПРОЦЕССОРНЫХ СИСТЕМ ОПТИМАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ.....	17
С.В. Артемова, П.А. Подхватилин ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ ДАТЧИК ВЛАЖНОСТИ.....	19
Т.А. Хоан ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА АЛГОРИТМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ.....	23
Е.А. Романычева, К.О. Иванов, Д.М. Батухтин ДИАГНОСТИКА ЗАБОЛЕВАНИЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО ФОРМЕ НОВООБРАЗОВАНИЙ ПРИ МАММОЛОГИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ.....	26

М.В. Кусакина, А.А. Сорокин ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ КЛЕТОК БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ В МЕДИКО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ.....	29
Н.Е. Митин, Т.А. Васильева, Е.В. Васильев ОЦЕНКА ЖЕВАТЕЛЬНОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ В СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ НА ОСНОВЕ КОМПЬЮТЕРНОГО АНАЛИЗА ОККЛЮЗИОГРАММ ПАЦИЕНТА.....	32
Н.Е. Митин, Т.А. Васильева ОККЛЮЗИОГРАФИЯ - ОДИН ИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ОККЛЮЗИИ.....	34
А.В. Антоненко СИСТЕМА НЕЧЕТКОГО ЛОГИЧЕСКОГО ВЫВОДА С ОБУЧЕНИЕМ ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ РЕГУЛЯТОРОВ ОРГАНИЗМА.....	37
А.А. Грубова МЕТОДЫ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ РАКА КОЖИ.....	40
Е.Е. Малюшина МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЕМОГЛОБИНА В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА.....	44
С.В. Моторина РЕШАЮЩЕЕ ПРАВИЛО ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ НА ОСНОВЕ ГРАФИЧЕСКИХ МЕТОДОВ.....	47
Л.Р. Газиева ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОЦЕНКИ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПЛОДА ДОПЛЕРОВСКИМ МЕТОДОМ.....	51
Э.А. Даминова УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЗОН СТОПЫ.....	54

Н.Б. Минязева ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОБЪЁМА И ХАРАКТЕРА ЖИДКОСТИ В ПЛЕВРАЛЬНОЙ ПОЛОСТИ МЕТОДОМ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ.....	57
Л.И. Фараизова УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОЦЕНКИ ИНТЕГРАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ИНЕРЦИОННОСТИ ЗРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА.....	60
Е.П. Матюхин ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ.....	63
С.А. Голь, Е.А. Захарова, Ю.С. Глазунова СРАВНЕНИЕ ОДНОРОДНОСТИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ, ВОСПРОИЗВОДИМОГО СФЕРИЧЕСКОЙ И КУБИЧЕСКОЙ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИМИ КОНТУРНЫМИ СИСТЕМАМ.....	66
Н.А. Слободянюк ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ МОНИТОРИНГ ЗАГРЯЗНЕНИЯ ВОЗДУШНОЙ СРЕДЫ НА ПРЕДПРИЯТИЯХ НПЗ.....	68
С.Г. Коновалов ПРИБОР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КРИТИЧЕСКОЙ ДОЗЫ УЛЬТРАФИОЛЕТОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ.....	69
А.Ф. Хусниярова ОБ ОДНОМ ПОДХОДЕ К ПОСТРОЕНИЮ КАРДИОСТИМУЛЯТОРА.....	71
А.А. Калий МАТЕРИАЛЬНО-ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛАЗЕРНЫХ ОПЕРАЦИЙ	73
Т.В. Архипова, А.С. Лазарева ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБСЛУЖИВАНИЕ ОТДЕЛЕНИЯ РЕАНИМАЦИИ И АНЕСТЕЗИОЛОГИИ	76

СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ,
МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ
ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ79

В. В. Туреев
ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ ЗРИТЕЛЬНОГО ВНИМАНИЯ
ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПОМОЩИ ВИЗУАЛЬНОГО
КОНТРОЛЯ 79

Г.Ю. Пивень
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ 3D ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ..... 82

Д.М. Батухтин, Е.В. Пеганова
КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ ТКАНИ
ПИЩЕВОДА НА ОСНОВЕ МНОГОМЕРНОГО
СТАТИСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА
ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ NVI ИЗОБРАЖЕНИЙ84

К. О. Иванов, С. Н. Свинцов
СИСТЕМА ВВОДА ДАННЫХ
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ
ИССЛЕДОВАНИЙ, ЗАПИСАННЫХ НА
БУМАЖНЫХ НОСИТЕЛЯХ,
В ПЕРСОНАЛЬНЫЙ КОМПЬЮТЕР 88

Роженцов А. А., Фурман Я. А., Ерусланов Р. В., Егошин А. А.
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА МОДЕЛИРОВАНИЯ
СОГЛАСОВАННОГО С ПАЦИЕНТОМ ОПЕРАЦИОННОГО
ПРОСТРАНСТВА ПРИ МАЛОИНВАЗИВНЫХ
ОПЕРАЦИЯХ91

Т.В. Глухарева
НАПРАВЛЕНИЯ КОМПЬЮТЕРИЗАЦИИ
ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ 94

А.С.Жарова, Ю.Я.Клинкавская
МЕХАНИЗМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПАРАМЕТРАМИ
ЗРИТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА 98

А.А. Жильников ПРОГРАММА МОДЕЛИРОВАНИЯ СПОСОБА НЕРАЗРУШАЮЩЕГО МАГНИТОИНДУКЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ ГЕОМЕТРИИ ВНУТРЕННЕЙ СТРУКТУРЫ ФЕРРОМАГНИТНЫХ ИЗДЕЛИЙ ВНУТРИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ	101
Д.И. Лукьянов СИСТЕМА ОЦЕНКИ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА ПРИ УДАЛЕННОМ ОБЩЕНИИ	104
Т.Ф. Нгуен БОРЬБА С КОМБИНИРОВАННЫМИ ПОМЕХАМИ ПРИ ОБРАБОТКЕ КАРДИОСИГНАЛОВ	106
А.А. Попова НЕПРЕРЫВНЫЙ ИММУННЫЙ РЕГУЛЯТОР	110
А.А. Попова НЕПРЕРЫВНАЯ МОДЕЛЬ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИММУННОЙ СИСТЕМЫ	112
Я.К. Шин СТРУКТУРНАЯ МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ СОДЕРЖАНИЕМ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ	115
Е.В. Власова АВТОМАТИЗАЦИЯ ИЗМЕРЕНИЙ ГЛЮКОЗЫ КРОВИ	116
А.А. Одинокова КОМПЬЮТЕРНЫЙ АНАЛИЗАТОР ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ СВЕРТЫВАНИЯ КРОВИ	119

С.В. Синдеев МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ БАЗИЛЯРНОЙ АРТЕРИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ГЕНЕЗИСА АНЕВРИЗМ	120
М.С. Фролова, И.А. Толстухин ИНТЕГРАЦИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ В ИНФОРМАЦИОННУЮ СИСТЕМУ ЛЕЧЕБНО-ПРОФИЛАКТИЧЕСКОГО УЧРЕЖДЕНИЯ	124
В.А. Исмагилов СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ИНФАРКТА МИОКАРДА РАЗЛИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ НА ОСНОВЕ НЕЙРОСЕТЕВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ	128
Р.М. Рафиков НОВЫЕ МЕТОДИКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ	131
И.В. Чадлин ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ И УПРАВЛЕНИЯ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ.....	134
Роженцов А.А., Фурман Я.А., Ерусланов Р.В., Егошин А.А., Чернышев Д.С. ТЕХНОЛОГИИ ДОПОЛНЕННОЙ РЕАЛЬНОСТИ ПРИ ЛАПАРОСКОПИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЯХ	138
А.С.Невдах, Н.Е. Митин, А.В.Севбитов, В.В.Платонова ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ФОТОПЛАНИМЕТРИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ В ОЦЕНКЕ КАЧЕСТВА ЛЕЧЕНИЯ ТРАВМАТИЧЕСКИХ ПОРАЖЕНИЙ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ РТА У ОРТОДОНТИЧЕСКИХ ПАЦИЕНТОВ	140

А.Ю. Потлов
ЭКСПРЕСС ДЕТЕКТИРОВАНИЕ ОПТИЧЕСКИХ
НЕОДНОРОДНОСТЕЙ НА ОСНОВЕ ПОЗДНО
ПРИШЕДШИХ ФОТОНОВ..... 144

Д.Д. Мац
СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ И СПОСОБЫ
ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОВОДИМОСТИ
ЧЕЛОВЕКА..... 148

**СЕКЦИЯ 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ
СИСТЕМЫ150**

А.В. Батракова
НОВЫЕ МЕТОДЫ И ТЕХНИКА
СОХРАНЕНИЯ РЕПРОДУКТИВНОГО ЗДОРОВЬЯ
ЖЕНЩИН 150

А.С. Пушкина, Г.Ф. Сафутдинова, М.М. Тюрина.
АНАЛИЗ И ОБОСНОВАНИЕ ВАРИАНТА ПОСТРОЕНИЯ
АКУШЕРСКОГО МОНИТОРА С БЛОКОМ ИНТЕГРАЛЬНОЙ
СИГНАЛИЗАЦИИ 154

М.Н. Дмитриева, П.П. Кондриков
СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ МЕДИЦИНСКОГО
ОБСЛЕДОВАНИЯ В MSEXCEL..... 158

Баранова А. В.
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПАКЕТА MSEXCEL И АНАЛИТИЧЕСКОЙ
ПЛАТФОРМЫ DEDUCTOR ПРИ ОБУЧЕНИИ СТУДЕНТОВ В
ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКИ 162

Н.С. Жбанов
МЕДИЦИНСКИЕ ПРИЛОЖЕНИЯ MICROSOFT EXCEL 165

М.П. Булаев, И.С. Маркова
НЕПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ В ОЦЕНКЕ РЕЗУЛЬТАТОВ
БИОМЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ 168

Ю. Мырзак СТОХАСТИЧЕСКИЕ ОЦЕНКИ ВЗАИМОСВЯЗЕЙ ОСНОВНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА	171
М.П. Булаев, Шмонова М.А. АВТОКОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ ВРЕМЕННОГО РЯДА «ЗАБОЛЕВАЕМОСТЬ ПНЕВМОНИЕЙ».....	173
М.С. Ашапкина РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПОДДЕРЖКИ РЕАБИЛИТАЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ	176
Е.Е. Дудкина, О.С. Мощанец ОЧИСТКА ЭЭГ-СИГНАЛА ОТ ШУМОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ.....	179
О.С. Мощанец, Е.Е. Дудкина ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА	180
М. Н. Соловьев ДВУХЧАСТОТНЫЙ БИОИМПЕДАНСНЫЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТАВА ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА	182
М. Н. Соловьев АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СОСТАВА ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА ДВУХЧАСТОТНЫМ БИОИМПЕДАНСНЫМ МЕТОДОМ	184
Е.П. Буржинская, А.Ю. Глазова СИСТЕМА СУТОЧНОГО МОНИТОРИНГА И АНАЛИЗА ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ И КАШЛЯ	187

А. Захарова МОБИЛЬНАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ НАЗАЛЬНОГО ДАТЧИКА.....	189
М. Д. Иванова МОНИТОРИНГ ЧАСТОТЫ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ПРИСТУПОВ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ У ДЕТЕЙ ПРИ ПОМОЩИ ЦИФРОВОГО РЕГИСТРАТОРА ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО НЕБУЛАЙЗЕРА	192
А. П. Бабашкина, Е. В. Власова НОРМИРУЕМАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПО ЭКВИВАЛЕНТУ.....	193
Э. А. Даминова СХЕМОТЕХНИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ В ПОСТРОЕНИИ ПРИБОРОВ И СИСТЕМ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭФФЕКТА ДОПЛЕРА	194
И. Р. Петрова ИМПЕДАНСНАЯ КАРДИОГРАФИЯ КАК МЕТОД СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ РАБОТЫ СЕРДЦА	198
И.С. Рунов, Ю.О. Уразбахтина МОБИЛЬНАЯ ДИСТАНЦИОННАЯ ПЛАТФОРМА МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА НА БАЗЕ ОБЛАЧНЫХ СЕРВИСОВ РЕГИОНАЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИОННО- АНАЛИТИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ «ПРОМЕД»	200
Е.И.Лукашенко БАЗА ДАННЫХ ДЛЯ УЧЕТА ОБСЛЕДОВАНИЯ БЕРЕМЕННЫХ ЖЕНЩИН С ЦЕЛЬЮ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЯ РЕБЕНКА	203
Алпатов А.В., Симошева А.Р РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ И ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ДЛЯ СОЦИАЛЬНОЙ АДАПТАЦИИ ДЕТЕЙ С РАССТРОЙСТВОМ АУТИСТИЧЕСКОГО СПЕКТРА (РАС).....	206

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА 210

В.С. Глухова
АДАПТИВНЫЙ ПИРОМЕТР БЕСКОНТАКТНОГО
КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПассажиРОВ В
АЭРОПОРТАХ 210

А.В. Колгушкина
ИЗМЕРЕНИЕ И КОНТРОЛЬ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА
ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКСНОЙ
ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ 211

М.И. Куренкова
СРЕДСТВО БЕСКОНТАКТНОГО КОНТРОЛЯ
СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА НА
ОСНОВЕ АНАЛИЗА ВИДЕОСИГНАЛА 213

М.Г. Кузнецов
ОПТИКО-ЛОКАЦИОННЫЙ КОНТРОЛЬ
ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА В
ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ 215

К.Р. Ловягин
ЛАЗЕРНЫЙ РЕГИСТРАТОР ДЫХАТЕЛЬНОЙ
ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА
МАГНИТОТЕРАПИИ 218

А.М. Корчажинская
ОБРАБОТКА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ С ПОМОЩЬЮ
МЕТОДОВ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА 222

Ю.П. Кузнецова
ИССЛЕДОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ
МЕТОДОМ РЕОГРАФИИ 225

М.С. Бирюкова, О.В. Мельник
АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ОЦЕНКИ
ПАРАМЕТРОВ ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА С
УЧЕТОМ ВЛИЯНИЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ВОЛНЫ 227

А.Ю.Нарбеков ОБРАБОТКА КАРДИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ, ПОРАЖЁННЫХ НЕКОРРЕЛИРОВАННЫМИ ПОМЕХАМИ, НА ОСНОВЕ АВТОРЕГРЕССИОННОГО МЕТОДА	231
А.Ю.Свиридова, О.В. Мельник АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ СПИРОМЕТРИИ	233
С.А. Голь, Е.А. Захарова, Ю.С. Глазунова ФИЛЬТРАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА ВО ВРЕМЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО СЕАНСА	237
Ю.А. Челебаева НЕЙРОСЕТЕВАЯ СТРУКТУРА ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННЫХ ПАРАМЕТРОВ БИОСИГНАЛОВ В КОД ДВУХ ПЕРЕМЕННЫХ НА ОСНОВЕ МОДИФИЦИРОВАННОГО ТРЕХСЛОЙНОГО ПЕРСЕПТРОНА.....	238
С.С. Куроедов ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ НА БАЗЕ ПРОГРАММИРУЕМЫХ АНАЛОГОВЫХ ИНТЕГРАЛЬНЫХ СХЕМ (ПАИС)	241
А.Н. Маркина УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ КЛЕТОЧНОЙ КУЛЬТУРЫ	245
А.А. Анисимов, Е. В. Чистякова ПЕРСОНАЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА	248
А.А. Анисимов, Ю. О. Боброва ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОСХЕМ АНОЛОГОВОГО ВХОДНОГО ИНТЕРФЕЙСА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ	251

А.Ю. Демин, Р.М. Сайфулина ПОЛУЧЕНИЕ ИНФОРМАЦИИ ОБ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРАХ ЛОКАЛЬНЫХ ЗОН КОЖНОГО ПОКРОВА ЧЕЛОВЕКА	255
Данос Нвоуто ПРИМЕНЕНИЕ СИНУСОИДАЛЬНЫХ МОДУЛИРОВАННЫХ ТОКОВ ПРИ ТЕРАПИИ НЕВЫНАШИВАНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ	258
И.В. Зайцева, А.В. Шилин ПРИМЕНЕНИЕ ГИПЕРБАРИЧЕСКОЙ ОКСИГЕНИЦИИ ПРИ РЕТРОХОРИАЛЬНОЙ ГЕМАТОМЕ	260
Н.Е. Митин, Д.Н. Мишин ВОССТАНОВЛЕНИЕ РЕЧЕВОЙ ФУНКЦИИ ЯЗЫКА У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ ПОЛОВИННОЙ РЕЗЕКЦИИ ЯЗЫКА	261
Нана Малула Жосан Андрес РОЛЬ МИОРЕЛАКСАНТОВ В СОВРЕМЕННОЙ КОМБИНИРОВАННОЙ АНЕСТЕЗИИ	263
Е.О. Пономарёв ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОРИГИНАЛЬНОЙ ЦЕЛЬНОЛИТОЙ КОРОНКИ ПОСЛЕ ПРОВЕДЕНИЯ ЗУБСОХРАНЯЮЩЕЙ ОПЕРАЦИИ - КОРОНОРАДИКУЛЯРНОЙ СЕПАРАЦИИ	266
Е.О. Пономарёв СПОСОБ ДОСТАВКИ ЛЕКАРСТВЕННЫХ ВЕЩЕСТВ К ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОЙ ПОВЕРХНОСТИ ПРИ ЗУБНОМ ИЛИ ЧЕЛЮСТНОМ ПРОТЕЗИРОВАНИИ.....	268
А.В.Юдин ТЕХНОЛОГИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ И ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ	270

В.П. Заколдаева

**АНАЛИЗ ХАРАКТЕРИСТИК ИНДУКТОРОВ АППАРАТОВ ДЛЯ
МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ 273**

Для заметок

Для заметок

Для заметок

Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские и экологические
системы и комплексы»
(«БИОМЕДСИСТЕМЫ - 2014»)

Подписано в печать 02.12.14. Формат бумаги 60x84 1/16.

Бумага офсетная. Печать ризографическая.

Усл.-печ. листов 18,125.

Уч.-изд. листов 18,125. Тираж 100 экз. Зак. ИП0207

Рязанский государственный радиотехнический университет

390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Отпечатано в ООО «НПЦ «Информационные технологии»

г. Рязань, ул. Островского, д.21/1

тел.: (4912) 98-69-84