

На правах рукописи



Кирьяков Александр Александрович

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ
НА ОСНОВЕ ВЕКТОРНО-РЕГРЕССИОННЫХ МОДЕЛЕЙ
ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ПЛЕТИЗМОГРАФИИ

05.11.17 — Приборы, системы и изделия медицинского назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
кандидата технических наук

Рязань 2011

Работа выполнена на кафедре радиотехнических систем
ФГБОУ ВПО Рязанского государственного радиотехнического
университета.

Научный руководитель: Канд. техн. наук, доцент В.Г. Андреев

Официальные оппоненты: Док. техн. наук, проф. каф. ИИБМТ
Прошин Евгений Михайлович
Канд. техн. наук, генеральный директор
ООО «Истоки здоровья», г. Рязань.
Баландин Юрий Павлович

Ведущая организация: ФГУП Государственный Рязанский
приборный завод, г. Рязань.

Защита состоится «7» октября 2011 года в 12 часов на заседании
диссертационного совета Д212.211.04 в Рязанском государственном
радиотехническом университете по адресу: 390005, г. Рязань,
ул. Гагарина, 59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке
Рязанского государственного радиотехнического университета.

Автореферат разослан «15» августа 2011 года.

Учёный секретарь
диссертационного совета



А.Г. Борисов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

В настоящее время всё большее значение приобретают методы прогнозирования и диагностики работы сердечно-сосудистой системы (ССС) человека.

Для сокращения риска развития острых форм ССЗ широкое распространение получают методы анализа variability сердечного ритма (ВСР), которые предназначены для исследования и оценки вегетативной регуляции физиологических функций человеческого организма. Поэтому методы анализа ВСР представляют большой интерес, не только с точки зрения диагностики людей, страдающих различными формами ССЗ, но и для здоровых людей, в особенности, когда речь идет об ответственных профессиях.

На данный момент исследования возможности применения анализа ВСР имеют преимущественно поисковую направленность и посвящены изучению механизмов вегетативной регуляции при различных видах нагрузок. Так, например, в работах Российского кардиологического научно-производственного комплекса Минздрава РФ (авторы А.В. Соболев, Г.В. Рябыкина), в научных трудах Р.М. Баевского, О.И. Кириллова, С.З. Клецкина, а также в публикациях современных зарубежных учёных (R.E. Kleiger, J.P. Miller, J.T. Bigger, A.J. Moss, J.L. Fleiss и пр.) рассматривается проблематика повышения тонуса парасимпатической вегетативной системы, что проявляется ростом высокочастотных колебаний сердечного ритма. В качестве критерия в этих исследованиях предлагается использовать динамику уменьшения variability сердечного ритма. Такой подход не дает детальной оценки состояния ССС диагностируемого, а лишь качественно (в большинстве случаев графически, визуально) характеризует её состояние, не предполагая количественных оценок и требуя наличия специалиста для диагностики.

В связи с этим возникает острая необходимость в средстве оценки состояния (скрининга) здоровья ССС по пульсу, которое позволит автоматизировано, объективно и оперативно контролировать сердечно-сосудистую деятельность с целью своевременного выявления стрессорных реакций организма.

Таким образом, актуальность темы экспресс-контроля состояния ССС человека связана с возможностью диагностирования и своевременного предотвращения критических ситуаций для людей, занятых на ответственных профессиях, и для тех, чьи функциональные возможности ограничены.

Методы, как первичной, так и вторичной обработки кардиоритмологической информации, универсальны и могут быть обобщены для большинства типов измерителей ВСР. Поэтому диссертационные иссле-

дования направлены на повышение эффективности существующих систем кардиологической диагностики и на создание новых устройств экспресс-контроля сердечно-сосудистой деятельности, тесно связаны с вопросами математического и имитационного моделирования экспериментальных стохастических процессов и оценки их параметров.

Цель работы заключается в исследовании известных и разработке новых эффективных методов первичной обработки сигналов ССС человека и направлена на повышение точности оценки параметров регуляторных систем организма, реализацию экспресс-мониторинга его состояния для своевременного предупреждения критических ситуаций. Для решения поставленной задачи предполагается:

1. Разработки модели сигнала с фотоприёмника оптического плетизмографического сенсора;
2. Проведение сравнительного анализа известных (практических) методов первичной обработки на основе модельных сигналов;
3. Синтеза и анализа новых алгоритмов определения состояния ССС человека;
4. Разработки программного и аппаратного обеспечения, служащего для сбора, обработки, отображения и хранения данных о пациенте.

Методы исследований, использованные в диссертационной работе, основаны на параметрическом векторном моделировании случайных процессов, численных методах поиска экстремума, матричном и спектральном анализе стохастических временных рядов. Основные числовые результаты получены на основе аналитических, статистических и вычислительных математических методов, статистической информации Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ). При практической реализации разработанных устройств экспресс-диагностики особое внимание уделялось численным методам, которые реализованы с помощью современных аппаратных и программных средств.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Методика моделирования сигнала с выхода плетизмографического датчика, основанная на модели Эджворта, позволяет имитировать воздействие факторов, влияющих на формирование сигнала, даёт возможность найти минимальный порог q и, соответственно, минимальную относительную амплитуду A импульса, а также оценить минимальное смещение положения импульса для конкретной конструкции датчика.

2. Использование в качестве критериального значения интегрального показателя здоровья ССС, который основан на анализе собственных значений корреляционной матрицы кардиосигналов, применение которого сокращает в 1,5...2 раза длительность наблюдения за счет параметрических алгоритмов диагностирования.

3. Переопределенная векторная авторегрессионная модель сигналов систем жизнеобеспечения организма (пульс, дыхание), основанная на корреляционном анализе $M=2...3$ сигналов, а также адапционный контроль дают возможность повысить точность описания спектральных характеристик в 1,5...10 раз за счёт учёта старших матричных коэффициентов ковариации анализируемого векторного процесса при нахождении матрицы параметров векторной регрессионной модели.

Научная новизна диссертации заключается в следующем:

1. Синтезирован алгоритм адаптивной оценки состояния ССС человека на основе 3-х канальной системы мониторинга, учитывающей неблагоприятные факторы внешней среды;
2. Разработан параметрический метод диагностики ССС, основанный на применении интегрального показателя здоровья ССС, который даёт качественное заключение по четырехбальной шкале: «физиологическая норма или состояние удовлетворительной адаптации», «донозологическое состояние (функциональное напряжение)», «преморбидное состояние (функциональное перенапряжение)», «состояние истощения или срыв адаптации (заведомая болезнь)»;
3. Разработана процедура снижения погрешности мониторинга за счет применения переопределенной модели векторного анализа;
4. Разработана методика устранения «дрейфа» изолинии плетизмографического сигнала и структура цифровой фильтрации, позволяющая снизить вычислительные затраты и повысить точность на этапе первичной обработки.

Научное и практическое значение полученных результатов состоит в повышении эффективности мониторинга состояния здоровья ССС пациентов вне стационара, а также в условиях трудовой деятельности без ограничения функциональности. Это достигается за счёт адаптивных свойств созданных методов первичной обработки, что приближает точность диагностической оценки к её потенциальной величине.

Реализация результатов диссертационной работы состоит в разработке программно-алгоритмического и аппаратного обеспечения экспресс-диагностики состояния здоровья ССС человека, а также в разработке специализированной базы данных пациентов и прикладной программы визуального мониторинга группы до 100 пользователей в рамках сетевой структуры электронного диагностического пространственно распределённого комплекса.

Внедрение научных результатов диссертационной работы произведено в опытно-конструкторские работы и промышленные разработки ЗАО «Рязанская Радиоэлектронная Компания» (Рязань), в разработки диагностического оборудования состояния ССС, практического анализа и исследования variability сердечного ритма в рамках методической программы обучения студентов МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Апробация работы произведена в форме научных докладов, дискуссий по основным результатам диссертационной работы, которые проходили на следующих научных конференциях: VII Международной научно-технической конференции, посвященной 150-летию со дня рождения А.С. Попова (Самара, 2008 год); IX международной научно-технической конференции (Казань, 2008 год); IV Всероссийской научной конференции (Муром, 2009 год); Международной конференции с элементами научной школы «Биомедсистемы» (Рязань, 2009 год); Всероссийского смотра-конкурса «ЭВРИКА-2009» (Новочеркасск, 2009 год); I регионального конкурса «У.М.Н.И.К.» (Рязань, 2010 год).

По итогам конкурса «У.М.Н.И.К.» получен грант на разработку опытного образца средства диагностики ССС.

Разработанные в диссертационной работе аппаратно-программные средства медицинской диагностики экспонировались на 3 Всероссийских, 3 Межрегиональных и 4 вузовских выставках научно-технических достижений. Экспонаты выставок отмечены 2 грамотами, 2 дипломами. По итогам Всероссийского смотра-конкурса «Эврика» в 2010 году (г. Новочеркасск, январь 2010) получена Золотая медаль за «Анализ плетизмограмм для оперативной оценки состояния сердечно-сосудистой системы».

Публикации. По теме диссертации опубликовано 11 печатных научных работ, в том числе 3 публикации в журналах, входящих в Перечень рекомендованных ВАК для опубликования результатов докторских диссертаций; 8 тезисов докладов на научно-технических конференциях, в том числе 3 на Международных, 3 Всероссийских. Подана заявка на выдачу патента на способ диагностирования сердечно-сосудистой системы, зарегистрированное в Роспатенте «Федеральный институт промышленной собственности Федеральной службы по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам» (Заявка № 2010127374 от 02.07.2010).

Структура и объём диссертации

Диссертационная работа состоит из введения, четырех разделов, заключения, библиографического списка из 103 наименований и 5-и приложений. Диссертация содержит 161 страницу, в том числе 121 страницу основного текста, 1 таблицу и 67 рисунка.

СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Во введении обосновывается актуальность темы диссертации, приводится краткий анализ основных проблем в области обработки сигналов плетизмографических датчиков и оценки их параметров, а также обзор основных работ по теме диссертации. Представлены основные положения, выносимые на защиту. Определены цель и задачи исследования, изложены новые результаты, полученные в ходе исследований, их научное и практическое значение, а также реализация и внедрение.

В обзоре приведены полученные автором основные соотношения, характеризующие состояние ССС. В качестве информативных признаков сигнала ССС используются собственные значения λ корреляционных матриц временных рядов кардиоинтервалов, а оценка состояния пациента базируется на определении динамического диапазона собственных значений λ – разности между максимальным собственным значением λ_{\max} и минимальным собственным значением λ_{\min} , которая интерпретируется как индекс напряженности регуляторной системы, характеризующий (с учетом эмпирических поправок) состояние пациента.

По результатам мониторинга пользователь получает заключение: «физиологическая норма», «функциональное напряжение», «функциональное перенапряжение», «состояние истощения».

Наличие шкалы оценивания сокращает в несколько раз время интерпретации результата диагностики.

В первой главе рассматривается вопрос построения аналитической модели сигнала капиллярного кровенаполнения, поступающего от фотоплетизмографического датчика. Проводится анализ известных методы оценки состояния ССС. Описываются шумовые и информационные компоненты сигнала. Особое внимание уделено внесению в модель полезной составляющей сигнала физически обоснованных параметров, которые имитируют факторы его формирования.

Выходной сигнал $\mathbf{s} = \{s[j]\}$ фотоплетизмографического сенсора представляет собой три основных аддитивных компоненты: фоновый шум $\mathbf{f} = \{f[j]\}$ (в общем случае с ненулевой постоянной составляющей), полезная составляющая сигнала в виде пульсации крови в конечности $\mathbf{x} = \{x[j]\}$, где $j = 0 \dots N-1$, N – число отсчётов сигнала, и дополнительный шум в пределах импульса, преимущественно оптического происхождения. Отметим, что сигнал с выхода фотоплетизмографического сенсора характеризуется низким отношением сигнал/шум. Экспериментальное и теоретическое исследование шумов показало, что наиболее значимая их компонента с высокой степенью точности может быть описана белым шумом. Моделью полезного импульса является его аналитическое описание. При этом предъявляются требования к гибкости изменения парамет-

ров модели, определяющих форму модельного импульса. Известно, что интенсивность сигнала капиллярного кровенаполнения имеет колоколообразную форму с явно выраженной сердечной компонентой. Описание такого импульса предлагается осуществить рядом $\mathbf{x}_e = \{x_e[j]\}$ Эджворта, что даёт возможность по отдельности учитывать составляющие асимметрии и эксцесса:

$$x_e[j] = P_x \cdot \frac{1}{L} \left[\Phi' \left(\frac{j - \mu_1}{L} \right) - \frac{\gamma_1}{3!} \Phi^{(4)} \left(\frac{j - \mu_1}{L} \right) + \frac{\gamma_2}{4!} \Phi^{(5)} \left(\frac{j - \mu_1}{L} \right) \right],$$

где $\Phi^{(*)}(\bullet)$ – производная интеграла вероятности, P_x – площадь реального импульса \mathbf{x} , с началом в j_x , длительностью Δj :

$$P_x = \sum_{i=0}^{\Delta j} x[i + j_x].$$

Для импульса численно определяются его центр тяжести μ_1 как первый начальный момент, а также его ширина L и коэффициенты асимметрии γ_1 и эксцесса γ_2 через центральные моменты μ_k :

$$\begin{aligned} \mu_1 &= \sum_{i=0}^{\Delta j} j \cdot x[i + j_x] \\ L &= \sqrt{\mu_2}, \quad \gamma_1 = \sqrt[3]{\mu_3}, \quad \gamma_2 = \sqrt[4]{\mu_4 - 3L^4} \cdot \\ \mu_k &= \sum_{i=0}^{\Delta j} (j - \mu_1)^k x[i + j_x], \end{aligned}$$

где \hat{x} – нормированный импульс:

$$\hat{x}[j] = x[j] / P_x$$

С целью исследования характеристик оценки положения импульса от амплитуды A импульса введём её в модель импульса и обозначим модифицированную модель через \mathbf{x} :

$$\mathbf{x} = A \frac{\mathbf{x}_e}{\max(\mathbf{x}_e)}.$$

На рис. 1 тонкой линией показан увеличенный фрагмент сигнала \mathbf{s} , соответствующий импульсу, жирной линией – аппроксимация импульса рядом Эджворта. Как видно из рисунка, реальный импульс имеет несимметричный характер, и аппроксимация \mathbf{x}_e с достаточной степенью передала эту особенность.

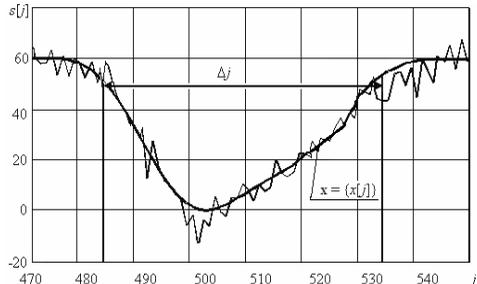


Рис. 1– Модель импульса

Далее в первой главе проводится анализ эффективности использования метода центра тяжести с предварительной пороговой обработкой с привлечением разработанной модели. Исследования показали наглядность и удобство использования модели сигнала, полученной с использованием предложенной методики. Разработанная модель импульса позволила имитировать различные практические ситуации: изменение ширины отражённого инфракрасного сигнала (обусловлено изменением интенсивности фонового шума или изменением отражающей способности кожного покрова); изменение асимметрии полезного импульса, происхождение которой обусловлено зависимостью пульсаций крови, зависящей от режима труда и отдыха диагностируемого, а также особенностями конструкции измерителя.

Полученные характеристики позволяют найти минимальный порог и, соответственно, минимальную относительную амплитуду A импульса, а также оценить минимальное смещение положения импульса для конкретной конструкции плетизмографической системы.

Исследования производятся с использованием модели сигнала, а также лабораторных испытаний, проведенных на группе добровольцев.

Большинство нарушений ритма сердца и проводимости сосудов являются вторичными, т.е. проявлениями, в основном, вегетативной нервной деятельности, либо заболеваний других органов, которые влияют на формирование изменений ритма и проводимости сосудов. В данном контексте актуальным становится скрининг-диагностика и глубокая диагностика, включающая в себя инструментальное исследование – Холтеровское мониторирование ЭКГ, Холтеровское мониторирование артериального давления и ЭКГ, которые позволяют открыть недопустимые нарушения ритма и проводимости сосудов при невозможности зарегистрировать их на обычной ЭКГ.

При этом вышеупомянутые методики требуют стационарного наблюдения специалиста, что снижает экспресс-характер наблюдения, требует от объекта значительных затрат времени, отрывает от повседневного распорядка жизни.

Для решения задачи экспресс-диагностирования предлагаются новые эффективные алгоритмы параметрических спектральных оценок кардиоинтервалов, реализуемые в реальном масштабе времени в портативном носимом устройстве, снабженном оригинальным плетизмографическим датчиком.

В качестве информативных признаков о состоянии ССС используется индекс напряженности регуляторных систем, характеризующий состояние пациента.

Структурная схема устройства представлена рис. 2.

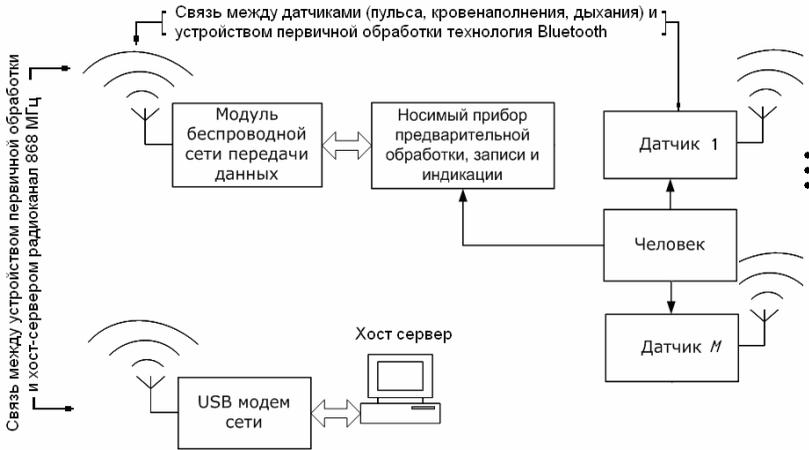


Рис. 2 – Структурная схема устройства диагностики

Такой подход существенно упрощает диагностирование ССС и оценку здоровья ССС человека. Для адекватной оценки состояния ССС человека достаточно ограничиться значениями (100...150) кардиоинтервалов. В качестве источника данных предлагается использование плетизмографического датчика. Возможность использования плетизмограммы вместо ЭКГ для получения динамического ряда кардиоинтервалов подтверждается как литературой, так и полученными экспериментальными результатами спектрального анализа.

Полученный в ходе кардиомониторинга ($K \times M$)-мерный массив данных \mathbf{X} от M – датчиков, подвергается фильтрации и процедуре нахождения длительности отдельных кардиоинтервалов \mathbf{T}_j :

$$\mathbf{T}_j = [t_{0,j}; t_{1,j}; \dots; t_{i,j}; \dots; t_{n-1,j}], \quad (1)$$

где $t_{i,j}$ — значение i -го кардиоинтервала в j -м канале; $i=0, 1, \dots, n-1$; (n – общее количество кардиоинтервалов); $j=0, 1, \dots, M-1$; M - число каналов.

Первый этап математической обработки состоит в построении автокорреляционных функций (АКФ) динамических рядов кардиоинтервалов. Для этого полученные длительности кардиоинтервалов \mathbf{T}_j (1) подвергаются процедуре детектирования экстрасистол и строится новый временной массив кардиоинтервалов $\tilde{\mathbf{T}}_{i,j}$:

$$\tilde{\mathbf{T}}_{i,j} = \begin{cases} T_{i,j}, & \text{при } T_{i,j} \leq 2T_{\min j} \\ \bar{T}_j, & \text{при } T_{i,j} > 2T_{\min j} \end{cases}, i=0, n-1; j=0, M-1, \quad (2)$$

Экстрасистолы – кардиоинтервалы, длительность которых превышает удвоенное значение минимальной длительности $T_{\min j}$ кардиоинтервала.

На основании скорректированного массива $\tilde{T}_{i,j}$ (2) производится математическая обработка, состоящая в построении автокорреляционных функций (АКФ) динамических рядов $\tilde{T}_{i,j}$ кардиоинтервалов:

$$r_{j,s} = \frac{1}{(n_j - q_j) \sigma_j^2} \sum_{k=0}^{n-s-1} (\tilde{T}_{k,j} - \bar{T}_j)(\tilde{T}_{k+s,j} - \bar{T}_j), \quad (3)$$

где σ_j^2 — дисперсия процесса в j -ом канале; q_j — число коэффициентов корреляции в j -ом канале.

Количество кардиоинтервалов n_j в j -м канале изменяется в интервале от 100 до 300, а величина q_j изменяется пропорционально n_j в диапазоне от 10 до 30. Выбор n_j и q_j определяется требуемой точностью диагностирования.

На втором этапе математической обработки из полученных отсчётов $r_{j,s}$ (3) АКФ формируются автокорреляционные матрицы \mathbf{R}_j , из которых, преобразованием Карунена-Лоева, выделяют информативные признаки сигнала.

Находится спектр собственных значений $\lambda_{j,s}$, максимальные $\lambda_{\max j}$ и минимальные $\lambda_{\min j}$ значения в каждом канале j , и определяется интегральный показатель P_u здоровья ССС пациента по отношению:

$$P_u = \frac{D}{Z} \cdot 100\%, \quad (4)$$

где D — динамический диапазон собственных значений:

$$D = \lg \left(\frac{\lambda_{\max}}{\lambda_{\min}} \right),$$

Z — эмпирически определяемая весовая функция, полученная путем статистического анализа, учитывающая возраст пациента t и пол p :

$$Z = 2,2000 \cdot \exp(-(k_1 \cdot t)^5 \cdot p),$$

где: t – возраст пациента в годах; k_1 – постоянная возраста равная $0,0122 \text{ год}^{-1}$; p – пол принимает значение исходя из статистических данных: 1,1 – для мужчин и 0,9 для женщин. Выражение для весовой функции получено по статистическим данным Всемирной организации здравоохранения.

Под интегральным показателем P_u здоровья ССС пациента (4) понимается количественная величина, выраженная в процентах, позволяющая, без привлечения квалифицированного специалиста, определить состояние ССС. Диапазоны значений P_u соответствуют следующим качественным диагностическим оценкам:

100...45 % — «физиологическая норма»; 44...32 % — «функциональное напряжение»; 31...20 % — «функциональное перенапряжение», 19...11 % — «состояние истощения», а значения менее 10 % говорят о ошибочном позиционировании датчиков.

Для повышения точности предложенного метода рассмотрен вопрос корреляционной и адаптационной оптимизации алгоритма, основанной на оценке состояния здоровья ССС пациента по трем параметрам: капиллярный кровоток, пульс, дыхание и учета влияния условий пребывания пациента.

Применение многоканальной системы оценки состояния ССС, а также адаптационный контроль, значительно уменьшает ошибки, связанные с шумами различного рода (неверная установка сенсоров, колебания плохо закрепленных датчиков, различные условия пребывания).

Предложенный алгоритм диагностирования по сравнению с ближайшими аналогами, например Холтеровским мониторингом, сокращает в 1,5...2 раза длительность наблюдения за счет существенного упрощения интерпретации данных и использования в качестве критерия параметра интегрального показателя P_{ii} состояния здоровья ССС пациента.

Во второй главе рассматривается многоканальный анализ ССС деятельности. Проводится анализ существующих методик оценки изменения частоты сердечных сокращений, описывается модель векторного анализа процессов регуляции физиологических функций человека, вводится понятие переопределенной системы применительно к векторным авторегрессионным моделям сигналов: пульса, кровенаполнения и дыхания. Проводится анализ эффективности предложенной модели.

В качестве источника сигнала рассматривается ритм сердца, объема воздуха в легких и капиллярный кровоток. Как показали эксперименты, для выявления периодических изменений в короткой (5...10 с) реализации X анализируемого процесса эффективно применение векторных авторегрессионных моделей.

Математическое описание векторного процесса X линейной регрессионной моделью предполагает, что текущий M -компонентный отсчет x_t может быть выражен через аддитивную взвешенную сумму p предыдущих отсчетов этого процесса:

$$x_t = \sum_{k=1}^p A_k x_{t-k} + \varepsilon_t, \quad (5)$$

где ε_t — M -мерный вектор-столбец t -го векторного отсчета $\varepsilon_t = [\varepsilon_{0,t}; \varepsilon_{1,t}; \dots; \varepsilon_{m,t}; \dots; \varepsilon_{M-1,t}]^T$ реализации $\varepsilon = [\varepsilon_0; \varepsilon_1; \dots; \varepsilon_t; \dots; \varepsilon_{T-p-1}]$ векторного процесса ошибки линейного предсказания;

T — количество векторных отсчётов \mathbf{x}_t в реализации \mathbf{X} ; $m=0, 1, \dots, M-1$; $t=0, 1, \dots, T-1$; \mathbf{A}_k — $(M \times M)$ - мерная матрица k -го коэффициента линейного предсказания. Предполагается, что векторный процесс $\boldsymbol{\varepsilon}$ ошибки представляет собой некоррелированный шум.

Для нахождения неизвестных p $(M \times M)$ -мерных коэффициентов \mathbf{A}_k удобно представить их как единую $(M \times pM)$ -мерную матрицу $\mathbf{A}=[\mathbf{A}_1; \mathbf{A}_2; \dots; \mathbf{A}_k; \dots; \mathbf{A}_p]$. Тогда уравнение (5) можно представить в следующем виде:

$$\mathbf{x}_t = \mathbf{A} \tilde{\mathbf{x}}_{t-1} + \boldsymbol{\varepsilon}_t, \quad (6)$$

где $\tilde{\mathbf{x}}_{t-1}$ — pM -мерный вектор-столбец предыдущих $t-p$ значений реализации \mathbf{X} , которые сгруппированы последовательно.

Для нахождения всей группы \mathbf{A} из p матричных коэффициентов \mathbf{A}_k векторной регрессии помножим обе части уравнения (6) справа на вектор $\tilde{\mathbf{x}}_{t-1}^{\text{T}*}$ и усредним по t , получаем:

$$\mathbf{A} = \mathbf{k} \mathbf{K}^{-1}, \quad (7)$$

где \mathbf{k} — $(M \times pM)$ -мерная автоковариационная матрица описываемого векторного процесса; \mathbf{K} — $(pM \times pM)$ -мерная ковариационная матрица процесса \mathbf{X} , имеющая структуру теплицевой и эрмитовой блочной ленточной матрицы.

Недостатком изложенного подхода является отсутствие возможности учёта при нахождении параметров \mathbf{A} старших матричных коэффициентов ковариации при $k > p$. При этом наращивание лага p , т.е. порядка векторной модели, не только придаёт ей излишнюю громоздкость, но и вызывает появление ложных спектральных пиков. В свою очередь, низкие порядки p модели часто не дают возможность получить удовлетворительные спектральные оценки из-за неадекватности модели.

Для преодоления данного противоречия предлагается использовать переопределённую векторную авторегрессионную модель небольшого порядка $p=1 \dots 10$, учитывающую, при нахождении параметров \mathbf{A} из (7), дополнительные старшие коэффициенты ковариации при $(p+P) \geq k > p$, где P — глубина переопределённости модели.

Одновременный учёт не одной $\boldsymbol{\varepsilon}_t$, а серии из $(P+1)$ ошибок $\boldsymbol{\varepsilon}_t, \boldsymbol{\varepsilon}_{t+1}, \dots, \boldsymbol{\varepsilon}_{t+P}$ векторного линейного предсказания приводит к модификации выражения (5):

$$[\mathbf{x}_t; \mathbf{x}_{t+1}; \dots; \mathbf{x}_{t+P}] = \mathbf{A}_p [\tilde{\mathbf{x}}_{t-1}; \tilde{\mathbf{x}}_t; \dots; \tilde{\mathbf{x}}_{t+P-1}] + [\boldsymbol{\varepsilon}_t; \boldsymbol{\varepsilon}_{t+1}; \dots; \boldsymbol{\varepsilon}_{t+P}], \quad (8)$$

где \mathbf{A}_p — матрица коэффициентов переопределённой векторной регрессионной модели.

После усреднения по t выражение (8) приобретает вид, аналогичный (7):

$$\mathbf{k}_p = \mathbf{A}_p \mathbf{K}_p, \quad (9)$$

где \mathbf{k}_p – представляет собой $(M \times pM)$ -мерную матрицу обобщённой ковариации, а \mathbf{K}_p – квадратную $(pM \times pM)$ -мерную ковариационную матрицу анализируемого векторного процесса.

Отметим, что для регуляризации задачи на хождения по (9) \mathbf{A}_p путём обращения матрицы \mathbf{K}_p целесообразно добавить к элементам её главной диагонали действительную нормализующую величину $\lambda e > 0$:

$$\mathbf{A}_p = \mathbf{k}_p (\mathbf{K}_p + \lambda e \mathbf{I})^{-1}, \quad (10)$$

где \mathbf{I} — $(pM \times pM)$ -мерная единичная матрица.

Величина λe может быть подобрана экспериментально. Так, в рассмотренном ниже примере при $p=1 \dots 10$, $P=1 \dots 10$ и нормированных к единице дисперсиях K_{m,m_0} всех M исследуемых процессов для обеспечения удовлетворительной точности обращения матрицы \mathbf{K}_p достаточно было выполнить условие $10^{-8} < \lambda e < 10^{-5}$. При этом анализировался максимальный модуль элементов $E_{m,k}$, $m=0, 1, \dots, M-1$, $k=0, 1, \dots, pM-1$ $(M \times pM)$ -мерной матрицы \mathbf{E} ошибок вычислений, полученной из решения проверочного уравнения:

$$\mathbf{E} = \mathbf{A}_p \mathbf{K}_p - \mathbf{k}_p.$$

Эксперименты показали, что величина максимального модуля ошибки оставалась в диапазоне $0 < |E_{m,k}| < 10^{-4}$ при $M=3$; $p=1, 2, \dots, 5$; $P=0, 1, \dots, 10$.

Анализ эффективности переопределенной векторной регрессионной модели показал возможность повышения точности параметрических векторных спектральных оценок путём введения в векторную авторегрессионную модель заданного порядка p переопределённости оптимизируемой глубины P .

Критерием оценки результативности предложенной методики векторного спектрального анализа можно считать относительную ошибку частоты сигнала:

$$\Delta F_m = \frac{|\tilde{F}_m - F_m|}{F_m} 100 \%, \quad (11)$$

где ΔF_m – относительного отклонения оцененных доминантных частот \tilde{F}_m от истинных F_m , выраженного в процентах.

Общая тенденция уменьшения относительной ошибки при наращивании P носит логарифмический характер. Выигрыши составляют несколько (1,5...10) раз и достигаются за счёт учёта старших матричных

коэффициентов ковариации анализируемого векторного процесса при нахождении матрицы \mathbf{A}_p параметров векторной регрессионной модели, рис. 3.

На рис. 3 сплошной линией показан логарифмический тренд $L(P)$ функции $\overline{\Delta F}$, точечной и пунктирной линиями изображены относительные отклонения частоты кровенаполнения конечности ΔF_0 и пульса ΔF_1 .

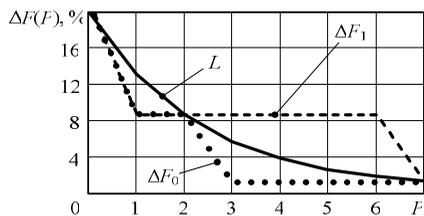


Рис. 3 – Зависимость ΔF от P

В третьей главе рассмотрены вопросы вычислительной алгоритмизации методов и устройств первичной обработки с целью повышения практической значимости проведённых исследований. Разработаны методы устранения дрейфа изолинии сигнала ССС, методы цифровой фильтрации, проводится выбор оптимального канала беспроводной передачи данных.

Первичная обработка диагностических сигналов (ДС), например кардиографических, плетизмографических или дыхательных, включает последовательность действий, необходимых для преобразования слабых биопотенциалов, которые возникают на поверхности тела человека в результате возбуждения сердечных мышц, капилляров, сокращения легких в файл цифровых данных, пригодный для последующего анализа.

К задачам вторичной обработки могут быть отнесены расчет амплитудного и частотного спектров, построение корреляционных функций, статистический анализ результатов, формирование массивов данных, качественная и количественная трактовка результатов измерения для принятия правильного и своевременного решения.

Одной из наиболее значимых задач первичной обработки является получение «четкой картины» междударных интервалов. Под «четкой картиной» подразумевается отсутствие постоянной составляющей (плавно изменяющейся) в информационном сигнале ССС. Проблема дрейфа изолинии актуальна для большинства медицинских приборов, снимающих ЭКГ или плетизмограмму. Ошибка определения узловых точек на этапе сбора данных, как методом дифференцирования, так и методом выявления локальных минимумов, приведет к большой погрешности на этапе интерпретации результата. Решить эту проблему можно применив фильтрацию и метод центра тяжести. Такой способ не изменит тонкий спектральный портрет кардиоинтервалограммы, а следовательно не повлияет на точность метода.

Применение цифровых фильтров упрощает процесс поиска междоустройственных компонент ССС, позволяет уменьшить габариты датчиков за счет упрощения аналоговой схемы фильтрации. Вторичная обработка данных с получением окончательного заключения о состоянии ССС пользователя осуществляется на удаленном хост – сервере, прием и передача данных осуществляется по радиоканалу.

Структура устройства и его компактный вид сделали невозможным применение в его составе проводных датчиков. Возможность мониторинга состояния ССС без отрыва от повседневных дел, а также требования электробезопасности пользователя – основные критерии выбора беспроводной технологии передачи данных.

Требования надежности, расстояния, скорости, энергопотребления и безопасности ограничили круг стандартов при выборе канала беспроводной передачи данных. К числу основных требований относилось следующее:

- дальность действия беспроводной линии связи до 400 м;
- скорость передачи данных до 115200 бит/с;
- потребляемая энергия до 10 мА ч при передаче/приеме, 10-и мкА ч в рабочем состоянии и 10 -и пА ч в режиме «сна»;
- отсутствие необходимости лицензирования канала связи.

Исходя из вышеперечисленных требований для связи датчиков с устройством первичной обработки используется стандарт беспроводной связи Bluetooth Class 2, основной регламентный документ - Приложение к решению ГКРЧ от 15 декабря 2009 г. №09-05-09.

Для связи устройства первичной обработки с хост сервером используется радиоканал 868 МГц. Тип соединения ячеистая сеть. Основной регламентный документ - Приложение 11 к решению ГКРЧ от 07.05.2007 №07-20-03-001.

В четвёртой главе рассматриваются аспекты практического применения результатов проведённых исследований в задачах медицинской диагностики, описывается программно-аппаратная часть диагностического комплекса.

Комплекс состоит из фотоплетизмографического датчика – формирователя ФПС, переносного модуля предварительной обработки (МПО), датчика измерения объема воздуха в легких (ДО), а также программного обеспечения.

Принципы, предложенные в рамках данной диссертационной работы, были реализованы на базе отладочного комплекта eZ430-Chronos, серийно выпускаемый фирмой Texas Instruments, рис 4а.

Дополнительный канал данных, отвечающий за контроль изменения объема воздуха в легких, был реализован на базе отладочного комплекта VM-CS5, выпускаемый фирмой VM innovations, рис 4б.

В качестве фотоплетизмографического датчика использовалось два типа формирователей ФПС.

Первый тип – проводной фотоплетизмографический датчик, необходимый для проведения клинических испытаний и апробаций методик, предложенных в данной работе, рис 4в.

Второй тип – беспроводной формирователь ФПС, обладает идентичными характеристиками, но имеющий в своем составе беспроводный канал передачи данных и источник автономного питания. На данном этапе радио ФПС представляет собой макет, собранный на базе микроконтроллера ADuC842, фирмы Analog Devices, проводного формирователя ФПС и мезонинного модуля WT12-A-AI, фирмы Bluegiga technologies.



Рис. 4а



Рис. 4б



Рис. 4в

Основная функциональная нагрузка по обработке вторичной диагностической информации ложится на программные средства (ПО) диагностического комплекса SunY.

Совокупность программных и аппаратных средств образует диагностический комплекс. Каждый из отдельно взятых диагностических комплексов SunY может быть объединен в иерархическую структуру с центральным сервером во главе. В сетевой архитектуре каждый комплекс выступает не только как средство диагностики, но и как устройство ретрансляции сигнала от других абонентов.

В заключении подведены итоги диссертационной работы и сформулированы её основные научные и практические результаты, которые сводятся к следующему:

1. Разработана процедура построения аналитической модели с плетизмографического фотоприёмника, учитывающая особенности полезного импульса и статистические свойства типичных шумов;
2. Произведено сопоставление параметров модели с возможными условиями эксплуатации измерителя (повышенная и пониженная температура, вибрация);
3. Проанализированы известные методы оценки ВСР, выявлены их недостатки путём сравнительного анализа;
4. Получен качественный и количественный алгоритм оценки состояния ССС пациента, дающий возможность в 1,5...2 раза уменьшить длительность наблюдения по сравнению с ближайшим аналогом;

5. Разработан метод оценки ССС по короткой выборке, за счет применения переопределенной векторной регрессионной модели спектрального анализа M входных каналов;
6. Уменьшена погрешность измерения в 1,5...10 раз за счёт учёта старших матричных коэффициентов \mathbf{K}_k ковариации анализируемого векторного процесса при нахождении матрицы \mathbf{A}_p параметров векторной регрессионной модели;
7. Исследованы статистические характеристики развития ССЗ по ряду стран для введения в модель весовой функции, учитывающей возраст пациента;
8. Разработан блок устранения дрейфа изолинии;
9. Разработан метод цифровой обработки сигнала плетизмограммы;
10. Выбран канал беспроводной передачи данных между датчиками и системой первичной обработки, системой первичной обработки и хост сервером, не требующий лицензирования
11. Предложенный вариант первичной обработки реализован в реальном масштабе времени в портативном носимом устройстве;
12. Разработана прикладная программа диагностирования ССС.

Все разработанные алгоритмы подходят для реализации на 8 и 16 разрядных микроконтроллерах, что, при сравнительно невысокой стоимости устройств обработки, позволяет реализовать достаточную вычислительную эффективность предложенных процедур обработки, не выходя за рамки реального масштаба времени.

В приложения вынесены: список аббревиатур и условных обозначений, копии актов о внедрении, фотографии аппаратных средств диагностического комплекса SunY, результаты испытаний.

Основные результаты диссертации опубликованы в работах

1. *Андреев В.Г., Кирьяков А.А., Коновалов Е.В., Юкин С.А.* Обработка оптических сигналов в задачах медицинской диагностики // Проблема техники и технологий телекоммуникаций: материалы докладов IX международной конференции. Казань, 2008. С. 276.
2. *Андреев В.Г., Кирьяков А.А.* Экспресс-оценка комплексного адаптационного статуса организма человека на основе обработки ковариационных матриц кардиоинтервалов // Физика и технические приложения волновых процессов: тез. докл. VII междунар. научнотехн. конф., посвященной 150-летию со дня рождения А.С. Попова.– Самара: Книга, 2008.– С. 382-384.
3. *Кирьяков А.А.* Анализ плетизмограмм для оперативной оценки состояния сердечно-сосудистой системы // Медицина и медицинская техника: материалы докладов Всероссийского смотроконкурса «ЭВРИКА-2009». Новочеркасск, 2009. С. 70-72.

4. *Андреев В.Г., Кирьяков А.А., Коновалов Е.В., Юкин С.А.* Обработка оптических зондирующих сигналов в задаче медицинской диагностики по пульсу // Радиотехнические методы в дистанционном зондировании сред: материалы IV Всероссийской научной школы и конференции.– Муром: Вычислительный центр МИВЛГУ, 2009.– С. 229-230.
5. *Кирьяков А.А.* Анализ плетизмограмм для оперативной оценки состояния сердечно–сосудистой системы // Методы и устройства обработки сигналов в радиотехнических системах: межвузовский сб. научн. тр. Вып. 5/Под. ред. В.И. Кошелева.– Рязань: РГРТУ, 2009.– С. 3-6.
6. *Андреев В.Г., Кирьяков А.А.* Плетизмограмма как динамический критерий оценки сердечно–сосудистой системы // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы международной конференции с элементами научной школы. Рязань: РГРТУ, 2009. С. 453 - 456.
7. *Кирьяков А.А.* Векторный анализ variability сердечного ритма // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета.– 2010.– № 3.- (Выпуск 33).- С. 34-38.- (Перечень ВАК, индекс издания в общероссийском каталоге 36203).
8. *Андреев В.Г., Кирьяков А.А.* Векторный анализ процессов регуляции физиологических функций человека // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета.– 2010.–№ 4.– Выпуск 34.– Рязань: РГРТУ, 2010.– С. 19-24.- (Перечень ВАК, индекс издания в общероссийском каталоге 36203).
9. *Кирьяков А.А.* Разработка метода анализа плетизмограмм для оперативной оценки состояния сердечно–сосудистой системы // Медицина и фармакология: Материалы докладов I регионального итогового конкурса «У.М.Н.И.К.» - 2010. Рязань, 2010. С. 50 -55.
10. *Кирьяков А.А.* Средство экспресс–диагностики сердечно–сосудистой системы применительно к плетизмографии // Авиакосмические технологии и оборудование: заочные электронные конференции. Российская академия естествознания.- Режим доступа: <http://www.econf.rae.ru/article/5648>.
11. *Кирьяков А.А.* Разработка цифровой фильтрации и устранение «дрейфа изолинии»: отчет по НИР, У.М.Н.И.К. Проект № 11229 /Рязань, май 2010 г. 5с.
12. *Кирьяков А.А.* Разработка опытного образца диагностического комплекса «SunY»: отчет по НИР, У.М.Н.И.К. Проект № 11229 /Рязань, август 2010 г. 6с.
13. *Кирьяков А.А.* Статистическое моделирование. Клинические испытания плетизмографического модуля: отчет по НИР, У.М.Н.И.К. Проект № 11229 /Рязань, сентябрь 2010 г. 5с.
14. *Кирьяков А.А.* Разработка и испытание опытного образца беспроводного плетизмографического модуля: отчет по НИР, У.М.Н.И.К. Проект № 11229 / Рязань, ноябрь 2010 г. 6с.
15. *Кирьяков А.А.* Алгоритмы первичной обработки диагностических сигналов сердечно-сосудистой системы // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета.– 2011.– № 2.- (Выпуск 36).- С. 111-113.- (Перечень ВАК, индекс издания в общероссийском каталоге 36203).

Кирияков Александр Александрович

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ
НА ОСНОВЕ ВЕКТОРНО-РЕГРЕССИОННЫХ МОДЕЛЕЙ
ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ПЛЕТИЗМОГРАФИИ

Автореферат

диссертации на соискание учёной степени
кандидата технических наук

Подписано в печать _____.____.2011. Формат бумаги 60×84 1/16.

Бумага офсетная. Печать трафаретная. Усл. печ. л. 1,0.

Уч.-изд. л. 2,0. Тираж 100 экз. Заказ _____

Рязанский государственный радиотехнический университет.

390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Редакционно-издательский центр РГРТУ