

На правах рукописи



Аль - Барати Бакер Салех Обад

**Методы и алгоритмы формирования ансамблей кардиоосцилляций
для обработки, анализа и хранения ЭКГ**

Специальность 05.12.04

«Радиотехника, в том числе системы и устройства телевидения»

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Владимир - 2017

Работа выполнена на кафедре биомедицинских и электронных средств и технологий ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ).

Научный руководитель: **Сушкова Людмила Тихоновна**
доктор технических наук, профессор,
заведующий кафедрой биомедицинских и
электронных средств и технологий ФГБОУ
ВО «ВлГУ», г. Владимир.

Научный консультант: **Исакевич Валерий Викторович**
кандидат технических наук, директор по
развитию ООО «Собственный вектор»

Официальные оппоненты: **Приоров Андрей Леонидович**
доктор технических наук
доцент кафедры инфокоммуникаций
и радиофизики ФГБОУ ВО
«Ярославский государственный университет
имени П. Г. Демидова», г. Ярославль

Исаева Татьяна Алексеевна
кандидат технических наук, заведующий
кафедрой математики Военной Академии
РВСН им. Петра Великого (филиал в г.
Серпухов).

Ведущая организация: ФГАОУ ВО "Национальный
исследовательский Нижегородский
государственный университет им. Н.И.
Лобачевского", г. Нижний Новгород.

Защита состоится « 26 » декабря 2017 г. в 18 ч. 303-1 на заседании
диссертационного совета Д 212.025.04 при Владимирском
государственном университете имени Александра Григорьевича и
Николая Григорьевича Столетовых по адресу: 600000, г.Владимир, ул.
Горького, д. 87, корп. 3, ауд. 301.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке ВлГУ и на
сайте <http://diss.vlsu.ru>.

Автореферат разослан « 24 » октября 2017 г.

Отзывы в двух экземплярах, заверенные печатью, просим направлять по
адресу: 600000, г. Владимир, ул. Горького, д. 87, ВлГУ.

Ученый секретарь
диссертационного совета доктор
технических наук, профессор

А. Г. Самойлов



Общая характеристика работы

Актуальность проблемы. В настоящее время медицинская статистика свидетельствует о том, что среди основных причин смертности по миру более 30 % приходится на заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС). Для диагностики заболеваний сердца в последние десятилетия все более широкое применение находят компьютерные системы передачи, хранения и автоматического анализа электрокардиографических (ЭКГ) данных, получаемых при обработке электрокардиосигнала (ЭКГ-сигнала). Вследствие перехода к персонализированной медицине объём передаваемых, хранимых и обрабатываемых электрокардиосигналов еще больше возрастает. В частности, активно используется в клинической практике длительное (в течение 1-2 суток) мониторирование ЭКГ по Холтеру, обеспечивающее регистрацию ЭКГ в привычных для пациента условиях. При этом получаемый массив данных содержит порядка 100 тысяч кардиоциклов. Применение методов сжатия в подобных системах позволяет сократить объем данных, хранимых для последующей обработки и анализа.

Поэтому совершенствование известных и разработка новых методов и алгоритмов обработки, анализа и хранения электрокардиографического сигнала с целью расширения диагностических возможностей электрокардиографии является актуальной задачей научно-практической медицины.

Большой вклад в развитие методов обработки, анализа и хранения ЭКГ внесли В.С. Анищенко, Norman J. Holter, А.П. Немирко, А.Н. Калиниченко, К.В. Подмастерьев, Корневский Н.А., Theis F.J., Neuman, M. R., Гезеловиц Д. Б. , Kreiseler D., Bousseljot R. и другие.

Однако организация массовой диспансеризации населения, обеспечивающей раннюю диагностику функционального состояния организма человека, требует разработки соответствующих автоматизированных систем, включающих в себя быстрые и эффективные алгоритмы поиска диагностических признаков для организма в норме и патологии. Разные участки ЭКГ могут содержать разные типы кардиоциклов, с разными ритмами, которые должны распознаваться автоматически.

В связи с этим **целью данной работы** является совершенствование методов и алгоритмов обработки, анализа и сжатия электрокардиографического сигнала, обеспечивающих повышение качества и достоверности функциональной диагностики работы сердца, а также повышение эффективности систем хранения электрокардиографического сигнала.

Объектом исследования являются методы обработки, анализа и сжатия электрокардиографических сигналов, несущих информацию о функционировании сердечно-сосудистой системы.

Предметом исследования является метод айгеноскопии и алгоритмы формирования ансамблей кардиоосцилляций, а также их представления в базисе собственных векторов ковариационных матриц.

Методы исследования. В работе использованы методы цифровой обработки сигналов и математической статистики, а также записи электрокардиосигналов из общедоступных верифицированных баз данных «The PTB Diagnostic ECG Database» и Российского общества холтеровской и неинвазивной электрофизиологии.

Для достижения поставленной цели необходимо было решить следующие **задачи**:

1. Провести обзор и анализ методов обработки, анализа и хранения ЭКГ-информации.
2. Исследовать возможности метода айгеноскопии для решения задачи обработки, анализа и хранения ЭКГ-сигнала.
3. Разработать и исследовать методы формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций в норме и при наиболее часто встречающихся отклонениях от нормы.
4. Разработать соответствующее программное обеспечение процедур анализа, обработки и сжатия ЭКГ-сигнала для его последующего хранения.

Научная новизна работы. В диссертации получены следующие результаты, характеризующиеся научной новизной:

1. Разработан алгоритм формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций, включающий в себя адаптивную фильтрацию ЭКГ-сигнала и последующее детектирование R-зубцов, и позволяющий формировать искомый ансамбль с малыми вычислительными затратами и без пропуска кардиоциклов при наличии в электрокардиосигнале медленной волны.
2. Разработан метод отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций, использующий оценку плотности вероятностей корреляции элементов ансамбля с одним из элементов ансамбля, выбранным в качестве образца, обеспечивающий формирование и отдельный анализ ансамблей для синусовых PQRST-комплексов и желудочковых экстрасистол.
3. Предложен метод сжатия ЭКГ-сигналов с аритмическим синдромом на основе отдельного формирования ансамблей кардиоциклов с разной длиной RR-интервалов, позволяющий отдельно хранить, восстанавливать и анализировать комплексы с различной длиной RR-интервалов, обеспечивая при этом уменьшение коэффициента

сжатия не более, чем в 4 раза по сравнению с ЭКГ без аритмического синдрома.

Практическое значение результатов работы состоит в следующем:

- Предложен метод отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций по образцу, позволяющий осуществлять кардиоайгеноскопию холтеровских ЭКГ, реализованный в составе свободно распространяемого программного обеспечения с открытым кодом, а также в составе программно-аппаратного комплекса с архитектурой «Эльбрус».
- Разработано устройство хранения и анализа ЭКГ, использующее представление электрокардиосигнала в базисе собственных векторов его ковариационных матриц и обеспечивающее средний коэффициент сжатия порядка 12.5, а также алгоритм сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом, что обеспечивает хранение больших объемов данных ЭКГ.

Степень достоверности и апробация результатов. Достоверность полученных в диссертации результатов обеспечивается использованием верифицированных данных из признанных открытых источников (PTV Diagnostic Database, БД РОХМиНЭ), применением известного математического аппарата и компьютерной вычислительной среды.

Основные научные положения, выносимые на защиту:

1. Разработанный алгоритм отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций позволяет формировать искомый ансамбль с малыми вычислительными затратами и без пропуска кардиоциклов при наличии в ЭКС медленные волны;
2. Разработанный метод отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций обеспечивает формирование и отдельный анализ ансамблей синусовых PQRS-комплексов и желудочковых экстрасистол;
3. Предложенный метод сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом, использующий отдельное формирование ансамблей комплексов с разной длиной RR-интервалов, обеспечивает отдельное хранение, восстановление и анализ кардиокомплексов с различной длиной RR-интервалов.

Апробация работы. Основные научные и практические результаты работы докладывались, обсуждались на: XII международной научной конференции «Перспективные технологии в средствах передачи информации – ПТСПИ-2017» (Владимир, Суздаль 2017 г.); Всероссийской молодежной научной конференции «Современные проблемы биомедицинской инженерии» (Саратов, 2015); XXVIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы –

Биомедсистемы-2015» (Рязань 2015); VI Всероссийской научной конференции «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии» (Саратов, 2016).

Внедрение результатов работы. Результаты научной работы внедрены в учебный процесс кафедры биомедицинских и электронных средств и технологий ВлГУ по подготовке студентов по направлению «Биотехнические системы и технологии» (бакалавриат и магистратура), а также в научно-исследовательскую деятельность ООО «БизнесСофт-Сервис» и ООО «Первый клинический медицинский центр», город ковров. Акты внедрения прилагаются.

Публикации и личный вклад автора. По теме диссертации опубликовано: 9 работ, в числе которых 3 статьи в журналах из перечня ВАК, 5 статей в трудах конференций различного уровня и патент на полезную модель №162110 «Устройство хранения и анализа ЭКГ». В работах, выполненных в соавторстве, лично автором получены результаты, составляющие содержание диссертации, в том числе теоретическое обоснование и проведение и обработка результатов экспериментальных исследований.

Структура диссертации: Диссертационная работа состоит из введения, четырёх глав, заключения, списка используемой литературы, включающего 100 наименований, списка сокращений и 4 приложения.

Объём диссертации составляет 124 страницы машинописного текста, 53 рисунка и 11 таблиц.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, сформулированы цель и основные задачи работы, перечислены предмет, объект, область и методы исследования, показана научная новизна и достоверность основных научных результатов работы, сформулированы основные положения, выносимые на защиту, показана практическая значимость работы и личный вклад автора, приведены сведения об апробации работы, реализации и внедрении ее результатов, а также сведения о публикациях по тематике работы.

В первой главе изложены особенности съема, обработки и анализа электрокардиографического сигнала. Приведены требования к системам обработки, отображения и хранения ЭКС. Обоснована необходимость хранения и сжатия электрокардиосигнала и приведены критерии оценки эффективности сжатия ЭКГ. Представлен анализ существующих методов и алгоритмов обработки, анализа, сжатия и хранения электрокардиографического сигнала.

Во второй главе изложены теоретические предпосылки решения задач обработки, анализа и сжатия электрокардиографических сигналов,

показана актуальность применения ансамбля кардиоосцилляций при обработке, анализе и хранении ЭКГ.

Изложены способы формирования ансамблей кардиоосцилляций при решении задачи обработки, анализа и хранения ЭКГ, показано преимущество использования синхронного ансамбля, описаны алгоритм работы и структура модуля формирования синхронного ансамбля.

Изложены методы, использующие представление и анализ ансамбля кардиоосцилляций: метод дисперсионного картирования и кардиоайгено-скопия; произведён их сравнительный анализ. Показано, что кардиоайгеноскоп реализует максимально возможную точность представления элементов синхронного ансамбля при заданном числе независимых друг от друга компонент.

Показано, что эффективность методов анализа, отображения и сжатия ЭКГ-сигнала зависит от того, насколько однородно множество PQRS-комплексов, сгруппированных в ансамбль кардиоосцилляций. Приведены методы отбора PQRS-комплексов при формировании ансамблей.

Показана возможность применения кардиоайгеноскопии для хранения и сжатия ЭКГ.

Третья глава посвящена разработке методов и алгоритмов формирования синхронных ансамблей для обработки и хранения ЭКГ. Разработан алгоритм формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций, включающий в себя адаптивную фильтрацию ЭКГ и последующее детектирование R-зубцов, позволяющий формировать ансамбль с малыми вычислительными затратами и без пропуска кардиоциклов при наличии в электрокардиосигнале медленной волны. При адаптивной фильтрации ЭКГ-сигнал подается на вход перестраиваемого фильтра, конечная импульсная характеристика (КИХ) которого (рисунок1) имеет равное число отрицательных n_- отсчётов с одинаковым абсолютным значением:

$$h(t) = \begin{cases} 1 & \text{если } n_1 \leq t \leq n, \\ -1 & \text{если } n+1 \leq t \leq 2 \cdot n, \\ 0 & \text{если } t > 2 \cdot n \end{cases}, \quad (1)$$

где t – дискретное время.

Число отсчетов выбирается вручную или задается автоматически из условия

$$n = n_+ = n_- = \text{ceil}(T_R \cdot F), \quad (2)$$

где F – частота дискретизации в Гц;

$\text{ceil}(\dots)$ – целая часть.

T_R – интервал времени, соизмеримый с половиной ширины R-зубца.

Перестраиваемый односторонний ограничитель имеет передаточную функцию с точкой излома (рисунок 2). В ходе перестройки ограничителя положение точки излома меняется. Сигнал с выхода ограничителя сравнивается с порогом.

Моменты превышения порога рассматриваются как оценки моментов времени, определяющие положение R-зубцов и используются для формирования синхронного ансамбля из отрезков ЭКГ. Для более точного формирования ансамбля производится уточнение (юстировка) моментов времени, соответствующих R-зубцам (рисунок 3).

Показано, что описанный алгоритм позволяет устранить медленную волну и сформировать синхронный ансамбль из ЭКГ с синусовым ритмом.

При анализе ЭКГ, содержащей кардиоосцилляции двух типов (синусовый ритм и желудочковые экстрасистолы) формируется смешанный ансамбль, содержащий отрезки ЭКГ обоих типов. Анализ смешанного ансамбля в целом с использованием кардиоайгено-скопа или дисперсионного картирования неэффективен. При наличии желудочковых экстрасистол целесообразно формировать «чистые» ансамбли синусовых PQRS-комплексов и желудочковых экстрасистол, для чего был разработан метод и соответствующий алгоритм отбора элементов ансамбля (рисунок 4).

Для отбора элементов ансамбля в качестве образца выбирается один из элементов ансамбля – то есть одна из кардиоосцилляций, входящих в

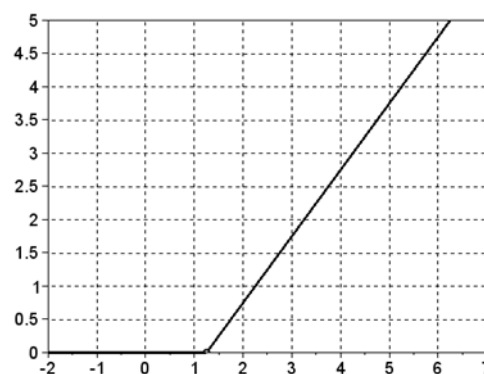


Рисунок 2. Передаточная функция перестраиваемого одностороннего ограничителя: по оси абсцисс – амплитуда сигнала на входе ограничителя, по оси ординат – амплитуда сигнала на его выходе

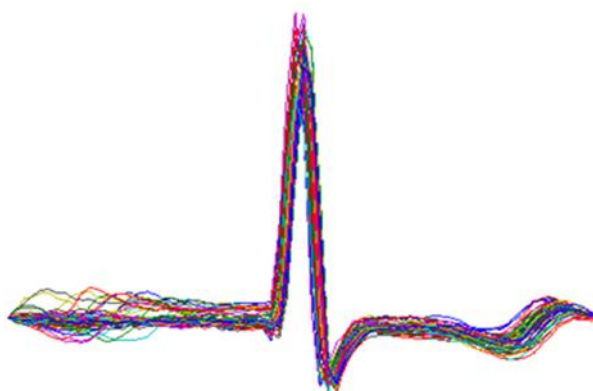


Рисунок 3. Пример синхронного ансамбля кардиоосцилляций с удалением медленной волны и юстировкой

состав ансамбля. С выбранным элементом ансамбля сравниваются все остальные элементы ансамбля.

При отборе элементов ансамбля предполагается, что в его составе есть разные группы элементов, похожих друг на друга (например, синусовые комплексы и желудочковые экстрасистолы). Наличие отдельных групп означает, что распределение коэффициента корреляции элементов ансамбля с выбранным образцом имеет, по крайней мере, две моды. Заданный порог, равный 0.7-0.8, отделяет группу элементов, корреляция которых с образцом больше порога, от других элементов ансамбля, обеспечивая отбор похожих элементов в отдельный ансамбль – «ядро»; остальные элементы исходного ансамбля, слабо коррелированные с образцом, попадают в ансамбль «периферия». Для оценки распределения коэффициента корреляции использована гауссовская ядерная оценка плотности вероятности.

Любой элемент $|a_i\rangle, i = \overline{1:N}$ синхронного ансамбля кардио-осцилляций может быть представлен в виде:

$$|a_i\rangle = \sum_{j=1}^K \langle \psi_j | a_i \rangle \cdot |\psi_j\rangle + \varepsilon, \quad (3)$$

где $K \leq 4$ – число собственных векторов, необходимых для представления элемента синхронного ансамбля с погрешностью ε , относительная величина которой меньше 1%;

$k_{i,j} = \langle \psi_j | a_i \rangle$ – коэффициенты разложения синхронного ансамбля $|a_i\rangle, i = \overline{1:N}$ по собственным векторам $\langle \psi_j |, j = \overline{1:4}$.

Вычисления по соотношению (3), включая вычисление коэффициентов разложения $k_{i,j} = \langle \psi_j | a_i \rangle$, а также оценку величины K , обеспечивающей допустимую погрешность ε , осуществляются при сжатии и восстановлении кардиосигнала.



Рисунок 4. Алгоритм отбора элементов ансамбля

Величина K – число используемых собственных векторов – не превышает четырёх. Так, при обработке ЭКГ пациента № 286 из РТВ Database по II отведению первый собственный вектор содержит 91% энергии синхронного ансамбля, второй собственный вектор – 6% энергии, третий собственный вектор – 2%; общий энергетический вклад трёх первых собственных векторов – 99% (рисунок 5).

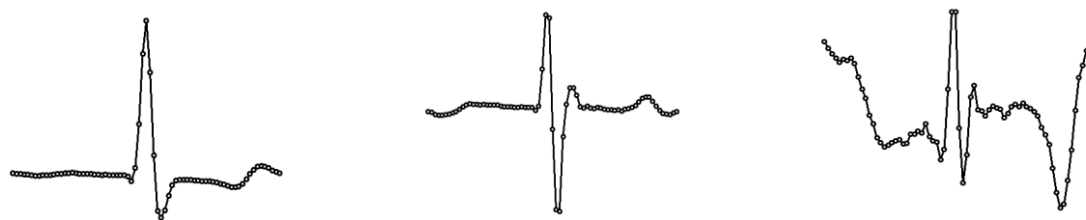


Рисунок 5. Собственные векторы №1-№3 (пациент № 286, отведение II)

Приведено сравнение относительного энергетического вклада ошибки представления элементов синхронного ансамбля с использованием собственных векторов и ряда Фурье, демонстрирующее преимущество кардиоайгенокопии (рисунок 6). Изучен вопрос об эффективности сжатия с использованием кардиоайгенокопии ЭКГ с аритмическим синдромом, для которой характерна значительная нестабильность RR-интервалов. Поведение RR-интервалов в случае аритмии представлено на рисунке 7. Как видно из рисунка, для сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом вместо одного синхронного ансамбля целесообразно использовать четыре ансамбля, формирование которых велось в зависимости от чередования «коротких» и «длинных» RR-интервалов.

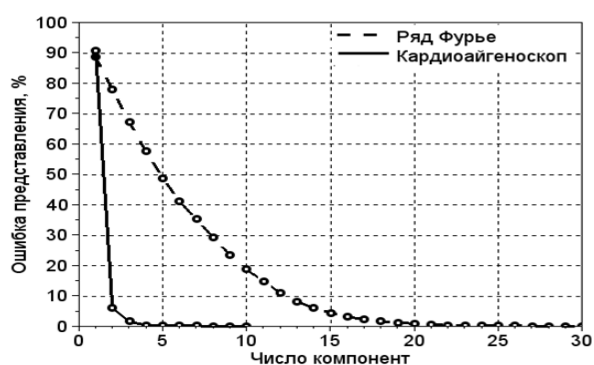


Рисунок 6. Ошибка (в процентах) представления элементов синхронного ансамбля в зависимости от числа компонент

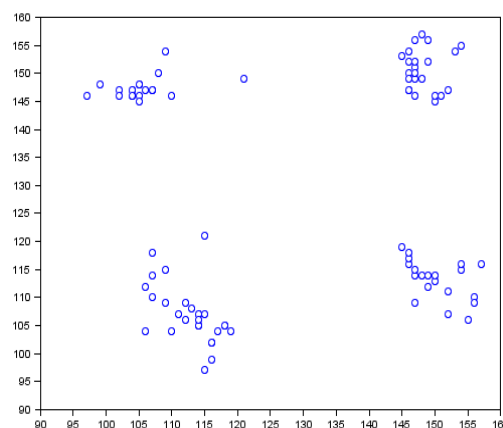


Рисунок 7. Диаграмма рассеяния RR-интервалов; по оси абсцисс – RR-интервал слева от R-зубца (отсчетов), по оси ординат – RR-интервал справа от R-зубца (отсчетов) при частоте дискретизации 250 Гц

Для раздельного формирования ансамблей оценивается средняя величина RR-интервала. Каждый из R-зубцов характеризуется величиной

RR-интервала слева от этого R-зубца и справа от него. Условия формирования приведены в таблице 1.

Таблица 1– Условия формирования СА в модифицированном методе сжатия.

СА	Условия	Параметры ЭСА
«А»	$T_{\text{МИН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ЛЕВ}}^{(R-R)} < T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} \cap T_{\text{МИН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ПРАВ}}^{(R-R)} < T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)}$	$T_{\text{ЛЕВ}} = T_{\text{МИН}}^{(R-R)} / 2,$ $T_{\text{ПРАВ}} = T_{\text{МИН}}^{(R-R)} / 2$
«Б»	$T_{\text{МИН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ЛЕВ}}^{(R-R)} < T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} \cap T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ПРАВ}}^{(R-R)} < T_{\text{МАКС}}^{(R-R)}$	$T_{\text{ЛЕВ}} = T_{\text{МИН}}^{(R-R)} / 2,$ $T_{\text{ПРАВ}} = T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} / 2$
«В»	$T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ЛЕВ}}^{(R-R)} < T_{\text{МАКС}}^{(R-R)} \cap T_{\text{МИН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ПРАВ}}^{(R-R)} < T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)}$	$T_{\text{ЛЕВ}} = T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} / 2,$ $T_{\text{ПРАВ}} = T_{\text{МИН}}^{(R-R)} / 2$
«Г»	$T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ЛЕВ}}^{(R-R)} < T_{\text{МАКС}}^{(R-R)} \cap T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} \leq T_{\text{ПРАВ}}^{(R-R)} < T_{\text{МАКС}}^{(R-R)}$	$T_{\text{ЛЕВ}} = T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} / 2,$ $T_{\text{ПРАВ}} = T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)} / 2$
Примечание: $T_{\text{ПРАВ}}^{(R-R)}$ — RR-интервал слева и справа от R-зубца, соответственно, $T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)}$ — минимальный, максимальный и средний RR-интервал, соответственно, $T_{\text{ПРАВ}}$ — величина левого и правого (по отношению к R-зубцу) сегментов элемент синхронного ансамбля.		

Четвертая глава посвящена применению методов формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, отображения и хранения ЭКГ. Описана реализация кардиоайгеноскопа в виде программного обеспечения для анализа холтеровской ЭКГ (рисунок 8).

Для кардиоайгеноскопии ЭКГ выбирается синхронное отведение, по которому осуществляется поиск положений R-зубцов с использованием разработанного в третьей главе метода формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций. На основе полученных позиций R-зубцов синхроотведения формируется синхронный ансамбль для каждого из отведений. Производится отбор элементов ансамбля. Для отбора элементов ансамбля программа позволяет выбрать отведение для выбора образца сигнала. При отборе элементов ансамбля он делится на два вида – «ядро» и «периферию» с использованием разработанного в третьей главе метода и соответствующего алгоритма отбора элементов ансамбля по

образцу. Кардиоайгеноскопия производится для обоих ансамблей. Это позволяет отдельно анализировать типичные представители (первые собственные векторы ковариационной матрицы) и типичные микроальтернации (вторые собственные векторы) как для ядра, так и для периферии.

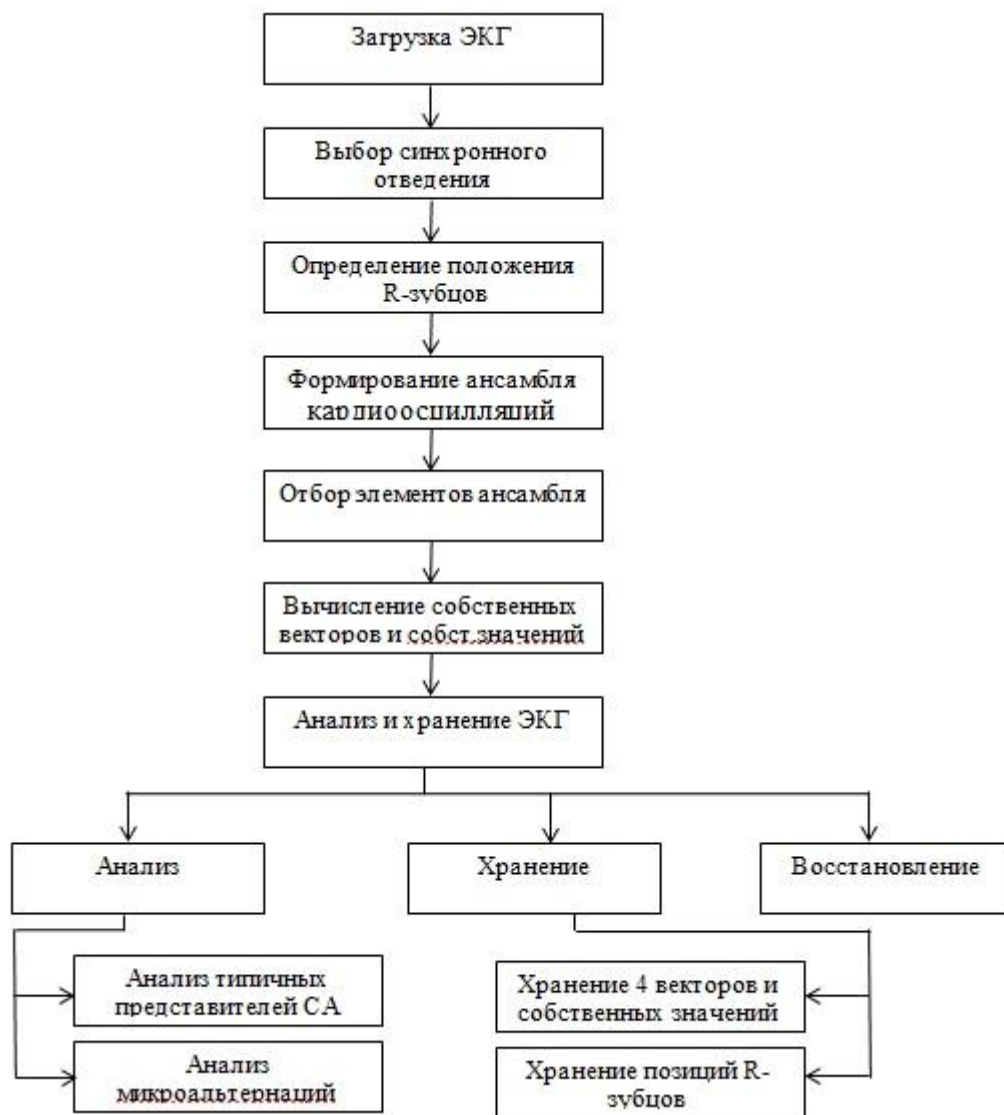


Рисунок 8. Алгоритм кардиоайгеноскопии холтеровской ЭКГ

Разработано устройство хранения и анализа ЭКГ (рисунок 9), включающее блок авторизации и доступа; блок задания режимов работы, контроля сжатия, хранения и выборки и кардиоайгеноскоп. Блок авторизации и доступа обеспечивает возможность авторизованного доступа к хранимым записям и представляет собой сервер, который также обеспечивает защиту персональных данных и ЭКГ.

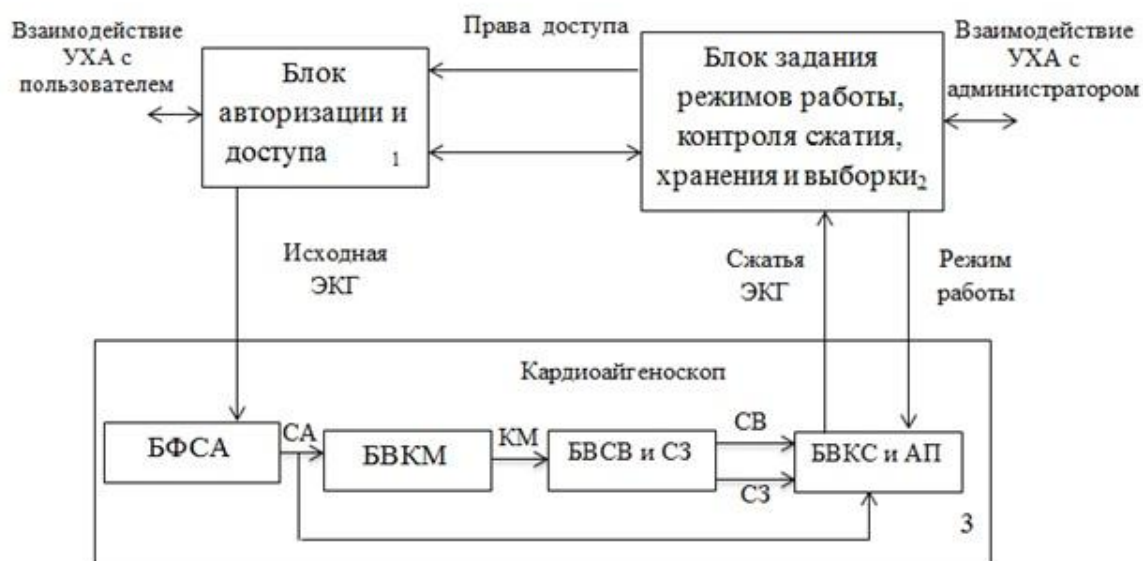


Рисунок 9. Структурная схема устройства хранения и анализа ЭКГ и кардиоайгеноскопа

Кардиоайгеноскоп (рисунок 9) состоит из четырех блоков: формирования синхронного ансамбля кардиоосцилляций (БФСА), блок вычислителя ковариационной матрицы (БВКМ), блок вычислителя собственных векторов и собственных значений (БВСВ и СЗ), блока восстановления кардиосигнала и анализа признаков (БВКС и АП).

Доступ предоставляется в соответствии с правами доступа, которые задаются администратором устройства хранения и анализа ЭКГ. Для задания прав доступа используется блок задания режимов работы, контроля сжатия, хранения и выборки. В этом блоке задаются также: число хранимых компонент, обеспечивающее приемлемое качество сжатия; положение R-зубца на интервале анализа (по умолчанию – в середине интервала анализа). При работе устройства хранения и анализа ЭКГ новые ЭКГ поступают с выхода блока авторизации и доступа на вход кардиоайгеноскопа (3), рисунка 9), реализующего метод кардиоайгеноскопии. В кардиоайгеноскопе определяется положение R-зубцов с использованием разработанного в главе 3 алгоритма синхронизации, формируется матрица синхронного ансамбля, вычисляются собственные векторы и собственные значения, а также заданное число коэффициентов разложения для каждого элемента ансамбля.

Для сжатия и последующего восстановления синхронного ансамбля и ЭКГ (содержащей R PQRST-комплексов) используются: собственные векторы, коэффициенты разложения синхронного ансамбля и положения R-зубцов в ЭКГ. С выхода кардиоайгеноскопа собственные векторы, нормированные собственные значения, значения RR-интервалов и коэффициенты разложения поступают в блок задания режимов работы,

контроль сжатия, хранения и выборки (2), где они хранятся и могут быть востребованы для использования через блок авторизация и доступа.

Устройство хранения и анализа ЭКГ обеспечивает хранение сжатой ЭКГ с использованием $Z_{СЖ} = (K + 1) \cdot (M + L)$ числовых ячеек [4], в то время как сжимаемая ЭКГ требует для хранения не менее $Z_{ЭКГ} = M \cdot L$ числовых ячеек. Поэтому коэффициент сжатия, обеспечиваемый устройством хранения и анализа определяется как:

$$K_{СЖ} \geq \frac{M \cdot L}{(K+1) \cdot (M+L)}, \quad (4)$$

где M – число отсчетов в элементе ансамбля,

L – число элементов ансамбля,

K – число собственных векторов, используемых для представления ансамбля (как правило, представление ЭКГ с точностью 1% требует от двух до четырёх собственных векторов).

По мере увеличения длины записи ЭКГ предельное значение коэффициента сжатия будет стремиться к величине

$$K_{СЖ}^{ПРЕД} = \lim_{N \rightarrow \infty} K_{СЖ} = \frac{M}{(K+1)}. \quad (5)$$

Устройство хранения и анализа ЭКГ, а также отбор элементов ансамбля реализованы на базе вычислительного комплекса «Монокуб-РС» (рисунки 11 и 12).

Произведено сжатие ЭКГ из базы данных РТВ Database, записанных по второму отведению. Достигнутый средний коэффициент сжатия (при среднеквадратичной ошибке воспроизведения 1%) составляет 12.5. Время, затраченное на сжатие одной записи по одному отведению, составляет в среднем 10 мсек.

Изучено применение метода сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом. Использование схемы сжатия с G синхронными ансамблями уменьшает эффективность сжатия. В этом случае для восстановления ЭКГ требуется хранить не более $(G \cdot M \cdot (K + 1) + L \cdot (K + 1) + 1)$ числовых ячеек ($G \cdot M \cdot (K + 1)$ ячеек для хранения собственных векторов и собственных значений; $L \cdot (K + 1)$ ячеек для хранения коэффициентов разложения и положений R-зубцов, одна ячейка для хранения числа компонент), где M – длина интервала анализа, K – число хранимых компонент, L – общий объём ансамблей (число R-зубцов). Поэтому коэффициент сжатия при использовании модифицированной схемы, использующей G ансамблей, определяется формулой

$$K_{СЖ}^{(РАСШ)} \approx \frac{N \cdot L}{(K+1) \cdot (G \cdot M + L) + 1}. \quad (6)$$

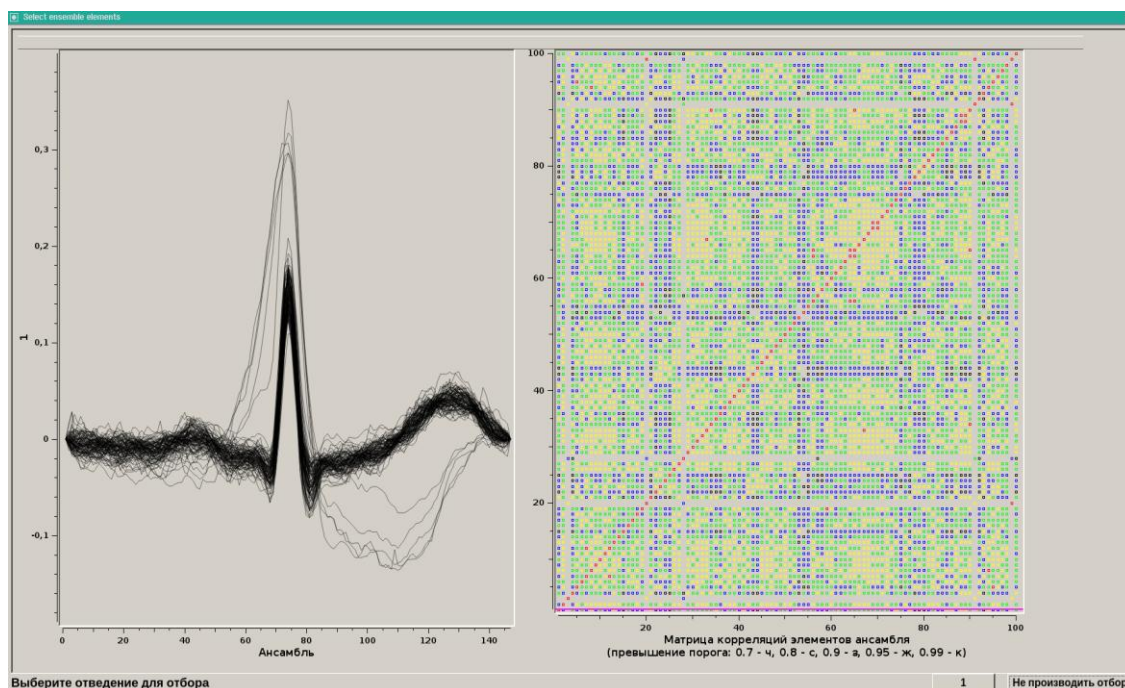


Рисунок 11. Визуализация смешанного ансамбля, содержащего синусовый ритм и желудочковые экстрасистолы, и матрицы корреляций между элементами ансамбля, на вычислительном комплексе «Монокуб-РС»

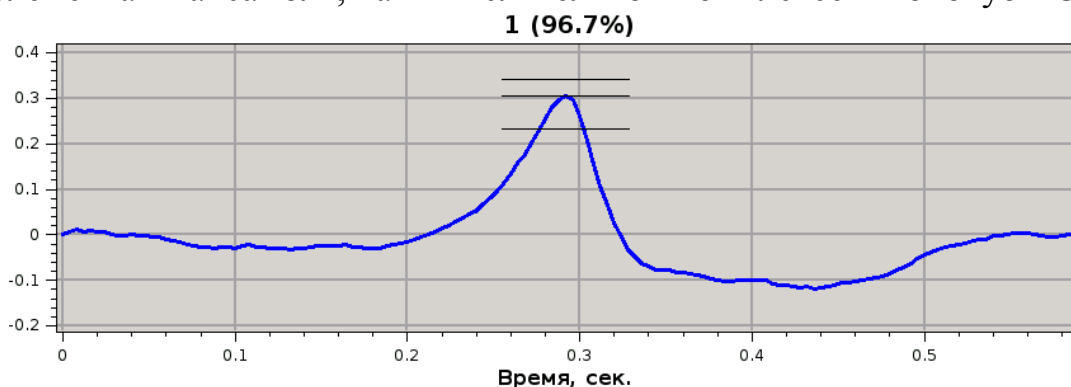


Рисунок 12. Визуализация первого собственного вектора ансамбля желудочковых экстрасистол на вычислительном комплексе «Монокуб-РС». Относительный энергетический вклад 96.7%

На рисунке 13.а приведена зависимость коэффициента сжатия, обеспечиваемого устройством хранения и анализа для базового алгоритма, от числа PQRS-комплексов L ; этот коэффициент имеет величину

$$K_{\text{СЖ}} \geq \frac{M \cdot L}{(K+1) \cdot (M+L)}, \quad (7)$$

На рисунке 13.б приведена зависимость коэффициента сжатия $K_{\text{СЖ}}^{(\text{РАСШ})}$ от числа PQRS-комплексов L . Также на рисунке 13.в приведена оценка проигрыша модифицированного алгоритма по отношению к базовому, рассчитанная по формуле:

$$K_{\text{ПР}} \approx \frac{(K+1) \cdot (G \cdot M + L) + 1}{(K+1) \cdot (M+L)} \quad (8)$$

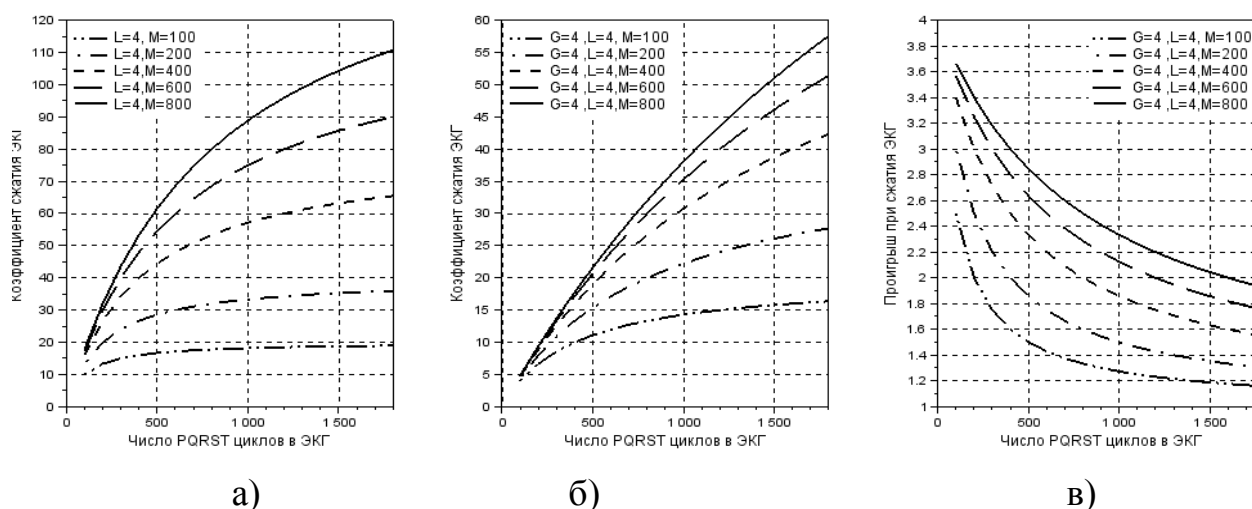


Рисунок 13. Сравнение коэффициентов сжатия для алгоритма сжатия с одним ансамблем (слева) и модифицированного алгоритма с четырьмя ($G = 4$) ансамблями (в центре). Справа проигрыш, рассчитанный с использованием соотношения(8)

Как видно из рисунка 13–в, проигрыш в эффективности сжатия, рассчитанный по формуле (8), не превышает четырех. Поэтому описанный в полезной модели подход к обработке, сжатию и анализу ЭКГ применим для обработки и сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом.

Таким образом, использование кардиоайгеноскопии позволяет в рамках предложенной полезной модели осуществлять высокоэффективное сжатие ЭКГ, в том числе и ЭКГ с аритмическим синдромом, что открывает новые перспективы для холтеровского мониторингирования, персонализированной медицины и популяционной диагностики, особенно в связи с использованием больших данных.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

Основные выводы и результаты диссертационной работы можно сформулировать в следующем виде.

1. Методы и алгоритмы обработки, отображения и хранения ЭКС должны вносить минимальные искажения в диагностически - значимые признаки PQRSТ-комплексов, что обеспечивает уменьшение вероятности диагностических ошибок в условиях помех. Так как использование собственных векторов требует минимального числа компонент для представления элементов синхронного ансамбля, кардиоайгеноскоп реализует максимально возможную точность представления элементов синхронного ансамбля при заданном числе независимых друг от друга компонент. В данной работе исследован новый технический подход решения задач обработки, анализа и сжатия электрокардиосигналов на

основе айгеноскопии, представлена его математическая суть и специфические особенности и возможности, в том числе, применение к анализу электрической деятельности ансамбля клеток миокарда.

2. Анализ и обработка множества PQRS-комплексов, входящих в ЭКГ, предполагает формирование ансамблей кардиоосцилляций. Такие ансамбли состоят из отрезков, содержащих один или несколько последовательных комплексов, которые могут быть дополнительно подвергнуты обработке. Эффективность методов анализа, отображения и сжатия ЭКГ зависит от того, насколько однородным является множество PQRS-комплексов, подвергаемых анализу или сжатию и образующих ансамбль кардиоосцилляций. Поэтому PQRS-комплексы разных типов следует анализировать отдельно, что требует формирования отдельных ансамблей.
3. Предложен алгоритм формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций, позволяющий формировать синхронный ансамбль при наличии в ЭКГ значительной по амплитуде, изменчивой, медленной (по сравнению с длительностью единичного кардиоцикла) составляющей. Предложен и реализован в виде программного обеспечения метод отбора элементов ансамбля по корреляции с образцом, что позволяет отдельно осуществлять айгеноскопию кардиоосцилляций двух типов (синусовый ритм и желудочковые экстрасистолы).
4. Разработано устройство хранения и сжатия ЭКГ, использующее кардио-айгеноскоп и обеспечивающее коэффициент сжатия 12.5 при средне-квадратичной ошибке 1%.
5. Показана возможность сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи в журналах из перечня ВАК:

1. Аль-Барати Б.С. Формирование синхронного ансамбля кардиоосцилляций при синусовом ритме // Б. С. Аль-Барати, В. В. Исакевич, Д. В. Исакевич, В. А. Аль-Хайдри, Л. Т. Сушкова. // журнал, Биотехносфера № 6/2016. С. 28-32. ISSN 2073-4824.
2. Аль-Барати Б.С. Айгеноскопия в задачах обработки электрокардиосигналов // Б. С. Аль-Барати, В. В. Исакевич, Д. В. Исакевич, Л. Т. Сушкова.// журнал нелинейный мир № 6/2015г. С.68-75 ISSN 2070-0970.
3. Аль-Барати Б.С. Кардиоайгеноскопия ЭКГ с аритмическим синдромом // Б. С. Аль-Барати, В. В. Исакевич, Д. В. Исакевич, Л. Т. Сушкова.// Журнал «Динамика сложных систем — XXI век» № 2 за 2016 г. С. 68-76. ISSN 1999-7493.

4. Аль-Барати Б.С. Устройство и хранения и анализа ЭКГ / Б. С. Аль-Барати, В. В. Исакевич, Д. В. Исакевич, Л. Т. Патент на полезную модель №162110.

Статьи в других журналах и научных сборниках

5. Аль-Барати Б.С. Использование кардиоайгеноскопии для анализа и сжатия электрокардиограмм / Аль-Барати Б.С., Исакевич В.В., Исакевич Д. В. // Всероссийская научно-техническая конференция «биомедсистемы - 2015», РГРТУ, 2015.
6. Аль-Барати Б.С. Свободно распространяемая реализация кардиоайгеноскопа на базе scilab // Аль-Барати Б.С., Исакевич В.В., Исакевич Д. В., Сушкова Л.Т. V Всероссийская научная конференция для молодых ученых, студентов и школьников «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии» № СТ.74-80 –Саратов- 2016.
7. Аль-Барати Б.С. использование представления в базисе собственных векторов для сжатия электрокардиограмм / Аль-Барати Б.С., Исакевич В.В., Исакевич Д. В. Перспективные технологии в средствах передачи информации – ПТСПИ'. Материалы XIIМеждународной научно-технической конференции. № СТ.114-117 Суздаль, 2017.
8. Аль-Барати Б.С. обработка электрокардиографических сигналов методом кепстрального анализа / Аль-Барати Б.С., Талёб Е.М., Исаков Р.В, Перспективные технологии в средствах передачи информации – ПТСПИ'. Материалы XIIМеждународной научно-технической конференции. № СТ.211-212 Суздаль, 2017.
9. Аль-Барати Б.С. Сушкова Л.Т. Математическая модель сердечно-сосудистой системы средствами labview. IV всероссийская научная конференция «актуальные вопросы биомедицинской инженерии» № СТ.229-235, Саратов 2014.

Подписано в печать 20.10.2017.
Формат 60×84/16. Усл. печ. л. 0,93. Тираж 100 экз.
Издательство
Владимирского государственного университета
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых.
600000, Владимир, ул. Горького, 87.