

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» - (ВлГУ)

На правах рукописи



Аль-Барати Бакер Салех Обади

**МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ ФОРМИРОВАНИЯ АНСАМБЛЕЙ
КАРДИООСЦИЛЛЯЦИЙ ДЛЯ ОБРАБОТКИ, АНАЛИЗА И ХРАНЕНИЯ
ЭКГ**

05.12.04 – «Радиотехника, в том числе системы и устройства телевидения»

Диссертация

на соискание ученой степени кандидата технических наук

Научный руководитель:

доктор технических наук, профессор

Сушкова Л.Т.

Научный консультант:

Кандидат технических наук

Исакевич В. В.

Владимир 2017

Оглавление

с.

ВВЕДЕНИЕ.....	4
Глава 1. Современное состояние проблемы обработки, анализа и хранения электрокардиографической информации	9
1.1. Особенности электрокардиографического сигнала: съем, обработка и анализ	9
1.2. Требования к системам обработки, анализа и хранения ЭКС.....	24
1.3. Анализ существующих методов и алгоритмов обработки, анализа и хранения электрокардиографического сигнала	28
1.3.1. Анализ существующих методов и алгоритмов обработки и анализа ЭКГ ..	28
1.3.2. Анализ существующих методов сжатия и хранения ЭКГ	31
1.4. Выводы.....	37
Глава 2. Теоретические предпосылки решения задач обработки, анализа и сжатия электрокардиографических сигналов.....	39
2.1. Актуальность применения ансамбля кардиоосцилляций при обработке, анализе и хранении ЭКГ	39
2.2. Методы представления и анализа ансамбля кардиоосцилляций	40
2.2.1. Метод дисперсионного картирования.....	41
2.2.2. Метод кардиоайгеноскопии	48
2.2.3. Возможности применения кардиоайгеноскопии для хранения и сжатия ЭКГ	53
2.3. Способы формирования ансамблей кардиоосцилляций	55
2.3.1. Алгоритм и структура модуля формирования синхронного ансамбля в кардиоайгеноскопе.....	57
2.4. Методы отбора комплексов для формирования ансамблей	60
2.5. Сравнительный анализ методов дисперсионного картирования и кардиоайгеноскопии	62
2.6. Выводы	63
Глава 3. Разработка методов и алгоритмов формирования синхронных ансамблей для обработки и хранения экг	64

3.1. Моделирование работы блока формирования синхронного ансамбля кардиоосцилляций.....	64
3.2. Модификация алгоритма формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций.....	69
3.3. Исследование разработанного алгоритма формирования синхронного ансамбля для анализа различных типов ЭКГ	76
3.4. Разработка методики отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций	80
3.5. Разработка методики сжатия ЭКГ на основе кардиоайгеноскопии.....	86
3.6. Исследование возможности сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом с помощью кардиоайгеноскопа	89
3.7. Выводы	94
Глава 4. Применение методов формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения экг.....	96
4.1. Реализация кардиоайгеноскопа в виде программного обеспечения для анализа холтеровской ЭКГ	96
4.2. Реализация устройства хранения и сжатия ЭКГ на базе вычислительного комплекса ЭЛЬБРУС	100
4.3. Разработка устройства хранения и сжатия ЭКГ	103
4.4. Результаты исследования применения метода сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом.....	105
4.5. Возможности применения кардиоайгеноскопии для сжатия и диагностики ЭКГ	109
4.6. Выводы	110
Заключение	112
Список сокращений	114
Список литературы	115
Приложения	125

ВВЕДЕНИЕ

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 объем 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 электрокардосигнале 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 PQRS-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 электрокардосигнала 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 (РТВ 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 медленной волны;
2. Разработанный метод отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций обеспечивает формирование и отдельный анализ ансамблей синусовых PQRST-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 «БизнесСофтСервис» 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 131 страницы машинописного текста, 53 рисунка и 12 таблиц.

Глава 1. Современное состояние проблемы обработки, анализа и хранения электрокардиографической информации

1.1. Особенности электрокардиографического сигнала: съем, обработка и анализ

Изучение биоэлектрической активности организма человека имеет важное значение для диагностики большого числа заболеваний. За последние десятилетия накоплен значительный клинический опыт по изучению состояния организма в норме и патологии с использованием информации, получаемой при анализе биосигналов [46].

Исследование электрических волновых процессов в организме человека является одним из важнейших этапов при диагностике состояния как организма в целом, так и отдельных его органов. Известен целый ряд методов и средств диагностики, основанных на регистрации биоэлектрических сигналов, генерируемых различными органами и структурами человеческого организма.

Особое место среди таких методов занимает электрокардиография, позволяющая контролировать состояние сердечно-сосудистой системы, нарушения в которой занимают ведущее место среди прочих заболеваний. Это связано с тем, что электрокардиограмма является основным показателем состояния сердечно-сосудистой системы. Распространению и развитию электрокардиографических методов диагностики способствуют широкое использование количественных показателей ЭКГ и развитая устоявшаяся система отведений [47].

В настоящее время электрокардиография широко применяется в медицине и экспериментальной физиологии. С ее помощью можно изучать динамику распространения возбуждения в сердце, а также судить о различных нарушениях сердечной деятельности. Форма ЭКГ зависит от индивидуальных особенностей организма, его функционального состояния, от размеров и положения сердца в грудной клетке [48].

Электрокардиография (ЭКГ) является одним из самых распространенных и эффективных методов исследования динамики сердца и диагностики режима его функционирования. ЭКГ представляет собой графическое представление разности потенциалов, регистрируемой в процессе электрокардиографии. Сердце представляет собой мощный "электрогенератор". Этот факт известен ещё с 19 века, когда Виллем Эйнтховен впервые зарегистрировал ЭКГ. Для регистрации ЭКГ используют электрокардиографы – приборы, с помощью которых производится прием сигналов электрической активности через кабель отведений. Чаще всего регистрация осуществляется в состоянии покоя в положении лежа[49].

Для проведения электрокардиографии на различных участках тела размещают электроды. Наличие на поверхности тела человека точек, отличающихся величиной и знаком заряда, позволяет регистрировать между ними разность потенциалов. Соединение двух таких точек называют электрокардиографическим отведением. ЭКГ-исследование включает в себя регистрацию данных от 12 отведений. Из них три – стандартные, три – усиленные однополюсные, шесть – грудные. На рисунке 1.1 показаны стандартные и грудные отведения. Стандартные отведения предложены автором электрокардиографии – В. Эйнтховеном [91]. Для записи стандартных и усиленных отведений электроды накладывают на конечности (в области нижней трети предплечья и голени) и фиксируют разность потенциалов между различными точками. Для регистрации грудных отведений электроды размещают в различных точках на грудной клетке. Эти отведения дифференцированно регистрируют потенциалы от различных отделов стенки сердца [48].

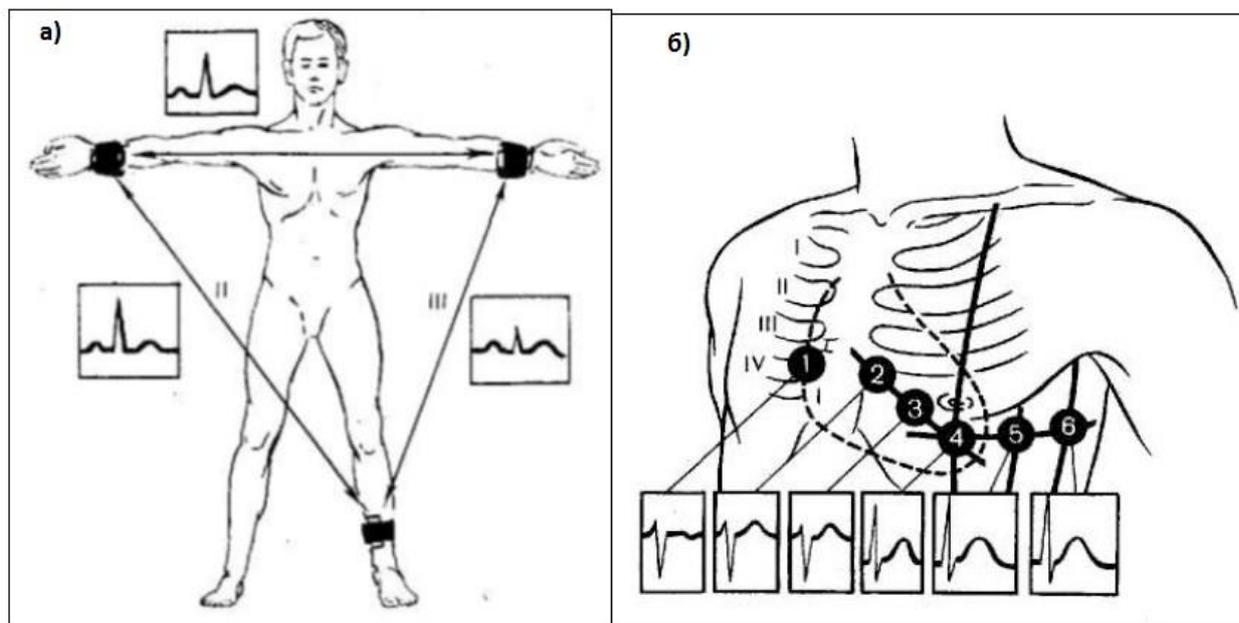


Рисунок 1.1 – а) Наложение электродов при стандартных отведениях ЭКГ и кривые, получаемые при этих отведениях, б) – схема грудных отведений электрокардиограммы и кривые, получаемые при этих отведениях [48].

Стандартные отведения. Первые три стандартных отведения были предложены В. Эйнтховеном. Электроды накладываются следующим образом:

Общие отведения. Каждая точка, в которой проводится регистрация потенциалов, называется отведением. Отведения I, II и III накладываются на конечности (рисунок 1.1.а): I – правая рука, левая рука; II – правая рука, левая нога; III – левая рука, левая нога. I отведение: левая рука (+) и правая рука (–), II отведение: левая нога (+) и правая рука (–), III отведение: левая нога (+) и левая рука (–).

Оси этих отведений в грудной клетке образуют во фронтальной плоскости, так называемый треугольник Эйнтховена.

Грудные отведения. Однополюсные грудные отведения обозначаются буквой V (по Вильсону) и показаны точками V1 – V6 на рисунке 1.2.

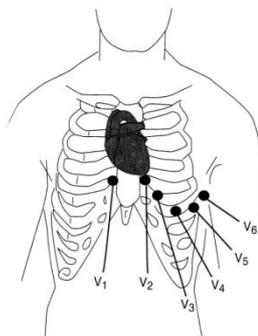


Рисунок 1.2 – Однополюсные грудные отведения [98]

При однополюсном отведении регистрирующий электрод определяет разность потенциалов между конкретной точкой электрического поля (к которой он подведен) и гипотетическим электрическим нулем.

Таблица 1.1 – Схема стандартного расположения электродов V1 – V6 при регистрации грудных отведений по Вильсону [98].

Отведения	Расположение регистрирующего электрода
V1	В четвертом межреберье у правого края грудины
V2	В четвертом межреберье у левого края грудины
V3	На середине расстояния между V2 и V4
V4	В пятом межреберье по срединно-ключичной линии
V5	На пересечении горизонтального уровня IV отведения и передней подмышечной линии
V6	На пересечении горизонтального уровня IV отведения и средней подмышечной линии

В таблице 1.1 – приведена схема стандартного расположения электродов при регистрации грудных отведений по Вильсону.

Типовая структурная схема основных этапов обработки и анализа биоэлектрического сигнала (БЭС) приведена на рисунке 1.3.

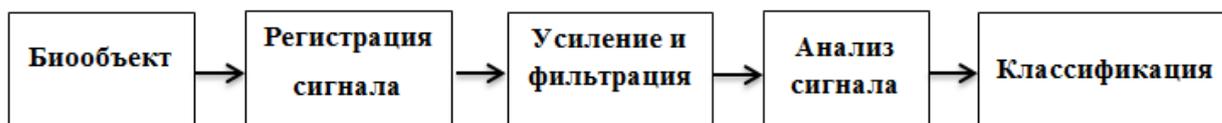


Рисунок 1.3 – Типовая схема обработки и анализа БЭС

Она представляет собой биотехническую систему, в которую включен биообъект как объект исследования. Это накладывает целый ряд специфических требований к разработке и проектированию всех её блоков, а именно: регистрации, усилению и фильтрации, анализу сигнала и классификации. Типовые параметры и характеристики ЭКГ-сигнала приведены в таблице 1.2 [78].

Таблица 1.2. – Основные характеристики электрокардиосигнала.

Сигнал	Динамический диапазон, мВ	Частотный диапазон, Гц
Электрокардиосигнал	0,01 ... 5	0,2 ... 100

Блок регистрации представляет собой электродную систему и регистрирующее устройство ЭКГ. Поскольку ЭКГ-сигнал имеет низкую амплитуду, далее осуществляется его усиление, для чего используются инструментальные усилители.

На электрокардиосигнал при регистрации могут накладываться различные помехи, в том числе: помехи, происхождение которых обусловлено электродами, помехи физической природы, связанные с воздействием окружающих электромагнитных помех и помехами биологической природы, в том числе с движением и дыханием обследуемого, а также с наличием нежелательной биоэлектрической активности периферических мышц. В таблице 1.3 сведены основные помехи, искажающие ЭКГ – сигнал, их источники и способ устранения в современной медицинской аппаратуре.

Таблица 1.3 – Помехи в ЭКГ – сигнале: источники, особенности и способ их устранения

Вид помехи	Источник помехи	Особенность помехи	Способ устранения
Электродные помехи	Кожно-электродный импеданс	Обусловлен сопротивлением электрод-кожа, а также нестабильностью этого сопротивления	Электроды покрываются токопроводящей пастой, представляющей собой электролит [79]
	Электродные разности потенциалов (контактные и поляризационные).	Электрохимические реакции, происходящие на поверхности соприкосновения материала электродов с электролитом токопроводящей пасты	Распределение усиления между каскадами усилительного тракта. Эффективные конструкции электродов
Электромагнитные помехи	Сеть питания переменного тока	Приводит к появлению синфазных помех с амплитудой в десятки и сотни раз больше амплитуды полезного сигнала [81]	Используется нейтральный электрод и блок подавления синфазной помехи [80]
Помехи движения	Двигательная активность может приводить к большим погрешностям в определении показателей сердечного ритма	Отличаются случайным характером их проявления	Использование алгоритмов корреляционной обработки данных [82]
Помехи дыхания	Дыхание пациента вызывает дрейф изолинии ЭКГ сигнала	Частота дыхания человека отлична от основной полосы частот ЭКГ сигнала	Линейная частотная фильтрация [38]
Миографические помехи	Вызваны биоэлектрической активностью мышц, расположенных в области наложения электродов	Имеют частотные характеристики отличные от сигнала биоэлектрической активности сердца, а также имеют намного меньшую амплитуду [80]	Линейная частотная фильтрация позволяет частично ослабить помехи данного типа [82]

Необходимо отметить, что реализуемые в ЭКГ – аппаратуре методы устранения помех, в том числе частотная фильтрация, позволяют частично их ослабить. Однако, широкополосная природа некоторых артефактов не позволяет полностью устранить их влияние на ЭКГ – сигнал. Поэтому, в настоящее время, поиск новых подходов для решения указанной задачи остается актуальным [32].

Очевидно, что для повышения достоверности получаемой информации требуется фильтрация ЭКС.

Задачей анализа электрокардиографического сигнала является извлечение информативных признаков, которые необходимы для классификации; в простейшем случае классификация подразумевает отнесение ЭКГ-сигнала к типу «норма» или «патология».

Типовой алгоритм анализа ЭКС представлен на рисунке – 1.4.



Рисунок 1.4 – Типовой алгоритм анализа ЭКС.

Основная задача этих этапов – выделить полезный сигнал на фоне помех при минимизации его искажений в процесс обработки. Типичная ЭКГ здорового человека показана на рисунке 1.5.

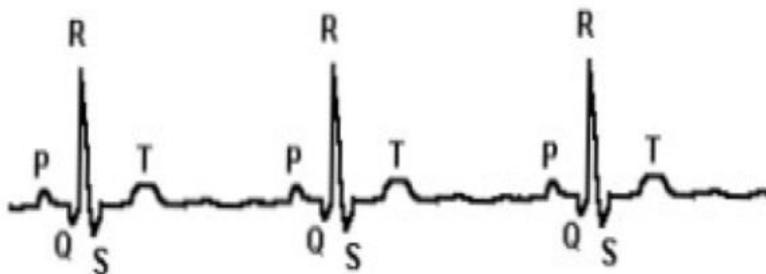


Рисунок 1.5 – Типичная ЭКГ здорового человека

На ЭКГ (рисунок 1.5) различают зубцы *P*, *Q*, *R*, *S* и *T*. Зубец *P* представляет собой алгебраическую сумму электрических потенциалов, возникающих при возбуждении правого и левого предсердий [61]. Комплекс зубцов *QRST* отражает электрические изменения, обусловленные возбуждением желудочков. Зубцы *Q*, *R*, *S* характеризуют начало возбуждения желудочков, а зубец *T* – конец. Интервал *P–Q* отражает время, необходимое для проведения возбуждения от предсердий до желудочков. Известно [61], что сложная кривая, отражающая процесс возбуждения желудочков, свидетельствует о том, что это возбуждение охватывает желудочки не сразу. Полагают [61], что зубец *Q* обусловлен возбуждением внутренней поверхности желудочков, правой, сосочковой мышцы и верхушки сердца, а зубец *R* – возбуждением поверхности и основания обоих желудочков. К окончанию зубца *S* оба желудочка целиком охвачены возбуждением, вся поверхность сердца стала электроотрицательной, и разность потенциалов между различными отделами миокарда исчезла. Поэтому интервал *S – T* находится на изоэлектрической линии. Зубец *T* отражает процессы реполяризации, т. е. восстановление нормального мембранного потенциала клеток миокарда. Эти процессы возникают в различных клетках не строго синхронно. Вследствие этого появляется разность потенциалов между участками, миокард которых еще деполяризован (т. е. обладает отрицательным зарядом), и участками, восстановившими свой положительный заряд. Указанная разность потенциалов регистрируется в виде зубца *T*. Этот зубец – самая изменчивая часть ЭКГ [50].

При различных нарушениях нормального функционирования сердца ЭКГ претерпевает изменения. Одним из основных достоинств электрокардиографии является то, что она является абсолютно безвредным методом исследования и, в то же время, очень информативным показателем состояния функционального сердца [47].

Типовая процедура обработки сигнала включает в себя [51]:

1. Минимизацию синфазной составляющей сигнала (выделение полезной составляющей);
2. Удаление дрейфа нуля (высокочастотная фильтрация);
3. Удаление высокочастотных помех (низкочастотная фильтрация);
4. Удаление гармонических помех (режекторная фильтрация);
5. Масштабирование сигнала (усиление с помощью инструментальных усилителей);
6. Определение опорных точек в сигнале;
7. Классификацию текущего функционального состояния сердца.

Основная задача первых пяти этапов – выделить полезный сигнал на фоне помех при минимизации его искажения самой системой обработки. Последние два этапа в описанной выше процедуре обработки электрокардиографического сигнала (ЭКС) относятся к задаче анализа данных, так как позволяют получить информацию о функциональном состоянии сердца, как в количественной, так и в качественной форме. Для решения этой задачи анализа существует множество методов и подходов. При этом используется различная степень детализации описания электрокардиосигнала.

Первичная обработка электрических сигналов датчиков (усиление сигналов, фильтрация помех, аналого-цифровое преобразование), измерение амплитудно-временных характеристик сигналов (RR-интервалов ЭКГ для определения ЧСС), позволяют в ряде случаев получить показатели, имеющие диагностическую ценность. Дальнейшая обработка ведется с помощью вычислительной техники, которая представляет большие возможности по реализации сложных диагностических алгоритмов обработки физиологической информации [62].

Существуют универсальные и специализированные методы обработки сигналов и данных. К универсальным относятся такие методы, как пространственно-временные, статистические, спектральные и т.д. Выбор того или иного метода определяется конечной целью обработки сигнала и зависит от вида исследуемого сигнала, способа его получения и специфических свойств [57].

Для решения задачи анализа электрофизиологического сигнала существует множество методов и подходов. При этом используется различная степень детализации описания ЭКГ-сигнала. Известна группа методов, использующая в качестве входных данных информацию только о временных последовательностях RR-интервалов [1]. При этом определяется только одна опорная точка – R-зубец ЭКГ. Такой подход позволяет эффективно оценить качество центрального управления сердцем и выявить отклонения в вариабельности сердечного ритма, но не обладает возможностью определения патологических изменений формы ЭКГ.

Другие подходы к анализу ЭКГ используют дополнительную информацию, содержащуюся в электрокардиосигнале. Для этого используют прямые или косвенные методы. В группе прямых методов применяются такие параметры, которые обычно используются врачами-кардиологами для ручной расшифровки ЭКГ: амплитуды зубцов ЭКГ, ключевые интервалы между зубцами и т.п. Затем, по установленным в кардиологии правилам расшифровки ЭКГ составляется диагноз. Для этого требуется точная локализация опорных точек для каждого элемента ЭКГ, что усложняет структуру и алгоритм работы автоматизированных диагностических систем в условиях помех и повышает вероятность снижения надёжности и достоверности результатов.

В группе косвенных методов применяется множество различных параметров формы ЭКГ-сигнала, которые не используются в классической процедуре интерпретации ЭКГ. К ним относятся: дисперсия, интеграл под кривой, максимумы и минимумы амплитуды и длительности элементов ЭКГ, частотные оценки сигнала, временные отсчёты сигнала и т.п.[1].

В зависимости от конкретного метода здесь определяется различное количество опорных точек, но в подавляющем большинстве главной и обязательной для обнаружения является локализация R-зубца. Другие опорные точки определяются для локализации места патологических изменений. Однако определение дополнительных опорных точек снижает надёжность системы автоматизированного анализа ЭКГ-сигнала, так как вследствие влияния помех при регистрации повышается вероятность некорректного обнаружения временного расположения одной или нескольких опорных точек.

Для распознавания отклонений ЭКГ-сигнала от нормы могут применяться решающие правила, функции расстояния и правдоподобия, дисперсионный анализ, нейронные сети, статистические классификаторы и другие методы [2]. Ниже рассматриваются параметры электрокардиограммы условно здорового человека. При анализе ЭКГ, как источника информации о функционировании сердечно-сосудистой системы (рисунок.1.6), оценивают наличие, величину, форму и ширину зубцов и интервалов между ними и на этом основании судят в целом об особенностях электрических процессов в сердце.

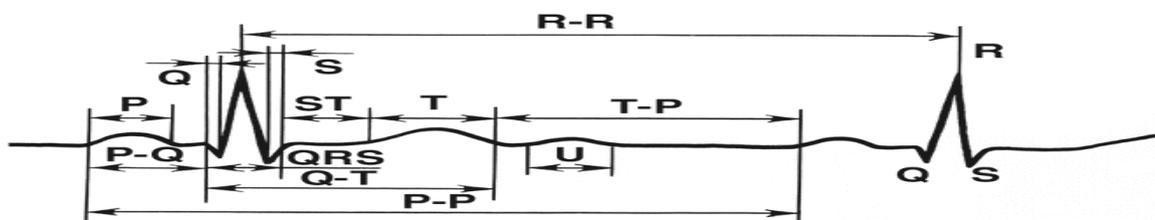


Рисунок.1.6. – Электрокардиограмма

На рисунок.1.6 – представлена нормальная ЭКГ, зарегистрированная при помощи электродов, наложенных (рисунок 1.1.) на правую руку - левую руку (I), правую руку - левую ногу (II) и левую руку – левую ногу (III) . На ЭКГ видны как положительные, так и отрицательные колебания, называемые зубцами, обозначаемые латинскими буквами от P до T. Любые положительные зубцы QRS-комплекса обозначают как R-зубцы; что же касается отрицательных зубцов этого комплекса, то, если такой зубец предшествует R –зубцу, он называется Q-зубцом, а если следует за ним, то S –зубцом. P- и T- зубцы могут быть как

положительными, так и отрицательными [38,39,40].

Расстояние между двумя зубцами называют сегментом (например, сегмент PQ-промежуток между концом зубца P и началом комплекса QRS).

Термином «интервал» обозначают совокупность зубца и сегмента. Так, интервал PQ равен расстоянию между началом зубца P и началом комплекса QRS. Интервал RR, соответствующий расстоянию между вершинами соседних R-зубцов, равен длительности одного сердечного цикла и обратно пропорционален частоте сокращений сердца $T_{RR} = \frac{60}{f_{cc}}$,

где T_{RR} — длительность интервала в секундах,

f_{cc} — частота сердечных сокращений в ударах в минуту [44,45].

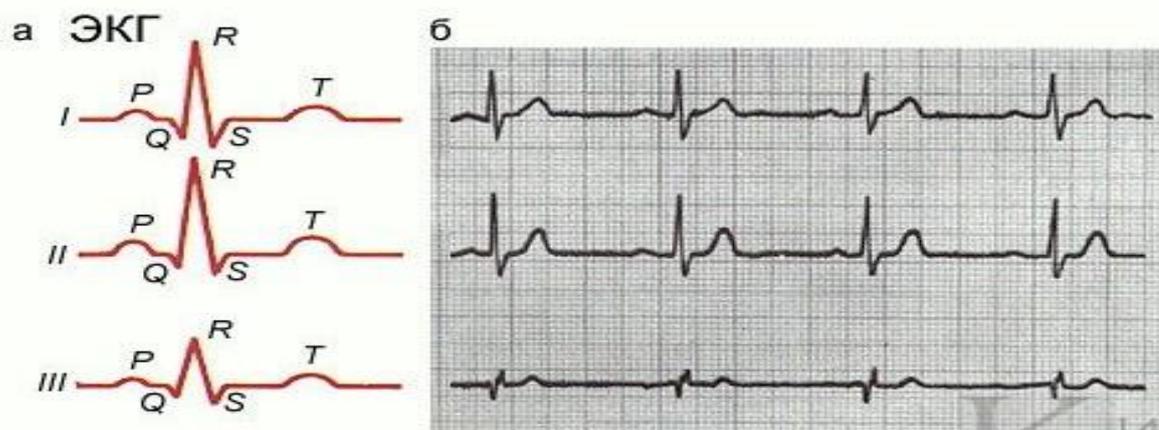


Рисунок 1.7 – Нормальная ЭКГ человека, полученная путем биполярного отведения[44].

Зубец P - предсердный комплекс, отражающий процесс распространения возбуждения (деполяризации) предсердий. Источником его является синусовый узел, расположенный у устья верхней полой вены (в верхней части правого предсердия). Первые 0,02-0,03с, волна возбуждения распространяется только по правому предсердию, последующие 0,03-0,06с идет одновременно по обоим предсердиям. В заключительные 0,02-0,03с возбуждение распространяется лишь по левому предсердию, поскольку весь миокард правого предсердия к этому времени уже находится в возбужденном состоянии. Амплитуда зубца P составляет 0,1-2 мВ. Продолжительность его не превышает 0,1с (колеблется от 0,07 до 0,1 с) [41,42,43].

Сегмент P-Q. Возбуждение атриовентрикулярного соединения, пучка Гиса, ножек пучка Гиса, волокон Пуркинье создает очень маленькую разность потенциалов, которая на ЭКГ представлена изоэлектрической линией, расположенной между концом зубца P и началом желудочкового комплекса[45,41,42].

Комплекс QRS - желудочковый комплекс, формирующийся в процессе деполяризации желудочков. Непрерывный процесс хода возбуждения по желудочкам разделяется на 3 основных этапа [39,31]:

I этап (начальный) соответствует первым 0,02-0,03с распространения возбуждения по миокарду желудочков и обусловлен, в основном, возбуждением межжелудочковой перегородки, а также, в меньшей степени, правого желудочка. Суммарный (моментный) начальный вектор направлен вправо и вперед и имеет небольшую величину.

II этап (главный) имеет место на протяжении последующих 0,04-0,07с, когда возбуждение распространяется по свободным стенкам желудочков. Суммарный (моментный) главный вектор направлен справа налево соответственно ориентации суммарного вектора более мощного левого желудочка. Проекция главного моментного вектора на оси отведений определяет основной зубец желудочкового комплекса в каждом из них.

III этап (заключительный). Процесс деполяризации желудочков заканчивается охватом возбуждением их базальных отделов. Это происходит на 0,08-0,10с. Суммарный (моментный) терминальный вектор имеет небольшую величину и значительно варьирует по направлению. Однако, чаще он ориентирован вправо и кзади.

В таблице 1.4 приведена характеристика основных интервалов ЭКГ-сигнала.

Таблица 1.4 – Основные элементы ЭКГ – сигнала

№	Наименование элементы	Характеристика	Примечание
1	PQ – распространяется между началом зубца P и началом комплекса QRS	Время от начала возбуждения предсердий до начала возбуждения желудочков. Норма : T_{PQ} 0,12-0,20 с . зависит от частоты сердечных сокращений, увеличиваясь с урежением синусового ритма.	Увеличение T_{PQ} указывает на замедление проводимости в атриовентрикулярном узле или в пучке Гиса.
2	QRS – включает в себя 3 зубца Q, R и S	Время, характеризующее работу желудочкового комплекса в процессе деполяризации желудочков. Норма : $T_{QRS} < 0,12$ с	Уширение комплекса QRS (более 0,12с) служит признаком нарушения внутри желудочкового проведения.
3	ST – распространяется от конца зубца S до начала зубца T	Длительность процесса реполяризации (фаза быстрого угасания возбуждения и фаза медленного угасания возбуждения) Норма : $T_{ST} = 0.28 - 0.32$ с	Отображаются графически на ЭКГ отрезком S—T и зубцом T
4	QT – распространяется от начала зубца Q до конца зубца T	Длительность интервала QT зависит от частоты сокращений сердца.	при ускорении ритма сердца от 40 до 180 интервал QT укорачивается от 0,5 до 0,2с.

Особое место в функциональной диагностике сердечно-сосудистой системы занимает длительное мониторирование ЭКГ по Холтеру [25].

Термином «холтеровское мониторирование» обозначают непрерывную регистрацию электрической активности сердца в течение 24 ч и более на любой электромагнитный носитель. В своей основе такой ЭКГ-мониторинг принципиально отличается от других методов периодической электрокардиографии, при которой электрическая активность сердца записывается лишь в течение короткого времени.

Большая длительность холтеровского мониторирования работы сердца приводит к выявлению редких диагностически значимых событий сердечного

ритма – пароксизмов тахикардии, желудочковых экстрасистол, пауз и т.п. Выявление таких событий при анализе ритма и комплексов требует малой вероятности ошибки (пропуска значимого события).

Помехи, возникающие при холтеровском мониторировании ЭКГ, сильнее и разнообразнее, чем при стационарном обследовании, что обусловлено спецификой условий записи. Как правило, при холтеровском мониторировании используют четыре отведения – меньше, чем при стационарной записи. Разнообразие помех и малое число отведений увеличивают вероятность ошибок [25].

Клинические показания к холтеровскому мониторированию многочисленны. Однако в рамках данной главы стоит особенно отметить широкое использование холтеровского мониторинга для выявления нарушений ритма и оценки их частоты, идентификации типа аритмии, оценки эффективности медикаментозного лечения, определения возможных механизмов нарушений ритма, выяснения аритмической этиологии клинических симптомов и оценки работы водителя ритма.

Современные холтеровские системы обеспечивают возможность получения большого объема информации, в том числе:

1. Общие данные о ритме сердца за весь период наблюдения - средняя, максимальная и минимальная ЧСС, количество экстрасистол различных типов, пароксизмов тахикардии, эпизодов мерцательной аритмии и др.;
2. Аналогичная информация о ритме за отдельные промежутки наблюдения, чаще всего - за каждый час;
3. Тренды ЧСС и основные нарушения ритма, определяемые за более короткие промежутки времени (1-2 минуты);
4. Ритмограмма, которая является графическим представлением последовательности RR- интервалов всех кардиоциклов,;
5. Короткие участки ЭКГ, имеющие диагностически значимые события сердечного ритма - пароксизмы тахикардии, желудочковые экстрасистолы, паузы и т.п., а также предоставляют возможность измерения различных интервалов (RR,

PP, PQ, QT и др.) и амплитуд зубцов ЭКГ непосредственно при работе в диалоговом режиме [25].

Клиническое заключение при анализе электрокардиограммы включает в себя описание основных элементов ЭКГ, в том числе:

- Деполяризация предсердий (зубец/;
- Сегмент $PQ(R)$;
- Деполяризация желудочков (комплекс QRS);
- Реполяризация желудочков (зубец T);
- Электрическая систола желудочков (интервал $Q-T$);
- Зубец U .

1.2. Требования к системам обработки, анализа и хранения ЭКС

Методы обработки, анализа и отображения ЭКГ-сигнала, используемые при мониторинговании по Холтеру, должны удовлетворять жёстким требованиям. Длительность холтеровской записи – 1-2 суток (порядка 100 тысяч кардиоциклов) требует автоматического выявления сердечного ритма и анализа зубцов и комплексов. Разные участки ЭКГ могут содержать разный ритм и разные типы кардиоциклов, которые также должны распознаваться автоматически.

Для уменьшения вероятности ошибок в сомнительных случаях анализ ЭКС производится в диалоговом режиме, что позволяет корректировать результаты автоматического анализа.

Основа автоматического анализа ритма – распознавание комплексов QRS и их классификация по пяти типам, обозначаемым буквами N, V, U, A, P.[25]

N (Non-ventricular) – комплекс QRS, водитель ритма которого находится не в желудочках;

V (Ventricular) – комплекс QRS, водитель ритма которого находится в желудочках;

U (Undefined) – комплекс QRS с непонятной локализацией водителя ритма;

A (Artefact) – артефакт (помеха);

P (Pacemaker) – комплекс QRS, водителем ритма которого является кардиостимулятор.

Качество программ автоматического анализа холтеровских записей при их тестировании оценивается только по правильности распознавания комплексов QRS и по правильности классификации этих комплексов по типам N и V.

Ошибки автоматической классификации возникают сразу у многих QRS-комплексов похожей формы. Коррекция таких ошибок для каждого комплекса в отдельности трудоёмка и требует большого времени. Поэтому, как правило, производится группировка (кластеризация) комплексов похожей формы. Например, в системе «Холтер-ДМС» [25] используются два уровня кластеризации: комплексы каждого типа объединяются в группы, называемые «семействами», которые в свою очередь объединяются в «кластеры»; в один «кластер» входит не более 16 семейств. Семейство может включать в себя очень большое количество комплексов, но если это действительно QRS-комплексы, а не артефакты, то их форма, как правило, практически одинакова.

При автоматическом анализе ритма производится логический анализ типов последовательных QRS комплексов и величин RR интервалов. Такой анализ позволяет распознать множество отклонений в работе желудочков [25].

Для коррекции результатов автоматического анализа ритма в диалоговом режиме осуществляется наложение следующих друг за другом смежных комплексов ЭКГ в течение всего периода сканирования. При таком наложении («суперимпозиции») пользователь осуществляет классификацию каждого желудочкового комплекса непосредственно в процессе сканирования и обучает систему анализа классифицировать похожие комплексы. Такой режим позволяет после начального обучения системы основным типам сердечных сокращений быстро завершить сканирование.

В качестве оценок точности и эффективности сжатия ЭКГ в настоящее время используются следующие критерии [12]: относительное среднеквадратичное отклонение (ОСКО) (англ. percent root-mean-square difference (PRD));

битовая частота сжатых данных (compressed data rate CDR); взвешенное диагностическое искажение (ВДИ) (weighted diagnostic distortion).

Взвешенное диагностическое искажение (ВДИ) основывается на сравнении характеристик PQRST-комплексов двух сигналов ЭКГ: исходного сигнала ЭКГ и восстановленного. ВДИ измеряет относительное сохранение диагностической информации в восстановленном сигнале – расположения, продолжительности, амплитуды и формы волн и комплексов, которые существуют в каждом кардиоцикле (комплексе PQRST). При определении ВДИ для каждого цикла исходного сигнала и восстановленного сигнала определяется вектор диагностических признаков. ВДИ между векторами диагностических признаков исходного и восстановленного сигнала определяется как [12.15]

$$\text{ВДИ} (B, \hat{B}) = \Delta B^T \cdot \frac{\Lambda}{\text{tr}[\Lambda]} \cdot \Delta B, \quad (1.1)$$

где $B^T = [B_1 B_2, \dots, B_p]$, - вектор диагностических признаков исходного сигнала, (1.2)

$\hat{B}^T = [\hat{B}_1 \hat{B}_2, \dots, \hat{B}_p]$, - вектор диагностических признаков восстановленного сигнала (1.3)

p - количество диагностических признаков,

ΔB - нормированный вектор разности между векторами

T_r - след матрица,

Λ - диагональная взвешенная матрица,

$\Delta \beta^T = [\Delta B_1, \Delta B_2, \dots, \Delta B_p]$	(1.4)
--	-------

Относительное среднеквадратичное отклонение является наиболее известным и часто используемым критерием оценки искажения алгоритма сжатия ЭКГ и определяется следующим образом [12,15]:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N x(n) - \overset{\vee}{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N x(n) - \bar{x}(n))^2}} \cdot 100\% \quad (1.5)$$

где $x(n)$ - исходный сигнал,

$\overset{\vee}{x}(n)$ – восстановленный сигнал,

$\bar{x}(n)$ – среднее значение $x(n)$,

N - длина окна, для которой рассчитывается PRD.

При оценке качества сжатия и восстановления ЭКГ в данной работе использовалось относительное искажение сигнала (ОИС)

$$ОИС = \frac{\max_n |x(n) - \overset{\vee}{x}(n)|}{\max_n |x(n)|}, \quad (1.6)$$

где $\overset{\vee}{x}(n)$ – восстановленный сигнал,

$x(n)$ – значение сигнала,

n – номер отсчета сигнала.

Битовая частота сжатых данных – количественная оценка уменьшения размера представления данных, создаваемого алгоритмом сжатия данных.

Степень сжатия данных (CDR) определяется следующим образом [26]:

$$CDR = \frac{R_{sample} T_{total}}{L} \quad (1.7)$$

где L – объём данных, R_{sample} и T_{total} представляют частоту дискретизации и количество сжатых битов соответственно [11].

Далее при сжатии и восстановлении ЭКГ используется наиболее простая оценка ошибки – среднеквадратичное отклонение (1.5). Выбор среднеквадратичного отклонения обусловлен тем, что оно не требует интерпретации диагностических признаков ЭКГ, как взвешенное диагностическое искажение

(1.4). В качестве дополнительной оценки было использовано ОИС (1.6), вычислявшееся для каждого сжатого и восстановленного кардиоцикла.

1.3. Анализ существующих методов и алгоритмов обработки, анализа и хранения электрокардиографического сигнала

Анализ литературы показывает, что в настоящее время многие специалисты, как в России, так и за рубежом, занимаются задачей автоматического анализа и распознавания патологий сердечно-сосудистой системы, используя различные методы, алгоритмы и подходы обработки и анализа электрокардиосигнала. Об этом свидетельствует большой объем научных работ, посвященных данной тематике. Не меньшее значение имеет вопрос хранения и сжатия ЭКГ сигнала, особенно для больших объемов записей.

Для решения этого вопроса предлагаются автоматизированные и достаточно надежные алгоритмы, наиболее часто встречающихся из которых представлены в данном разделе.

1.3.1. Анализ существующих методов и алгоритмов обработки и анализа ЭКГ

В работе [63] рассмотрена проблема автоматического распознавания патологий ЭКГ по одноканальной записи PQRST-комплекса. Приводится сравнительный анализ медицинских и немедицинских алгоритмов анализа ЭКГ. Медицинские алгоритмы моделируют логику врача-диагноста, в то время как вторая группа алгоритмов основана на применении методов многомерного статистического анализа и теории вероятности. Показано преимущество и перспективность немедицинских алгоритмов, поскольку доступная им информация дает возможность сделать диагностику более эффективной.

К немедицинским алгоритмам относится технология искусственных нейронных сетей (ИНС), поэтому для решения проблемы автоматического распознавания патологий в ЭКГ – сигнале в работе [63] разработан алгоритм на основе применения ИНС, преимуществом которых являются малая

чувствительность к помехам, возможность аппроксимации данных и ассоциативная память. Рассмотренная система разработана для контроля состояния сердечно-сосудистой системы в домашних условиях. Недостатком системы является применение только одного канала, что недостаточно для принятия решения о наличии или отсутствии каких-то патологических изменений.

В [64] автор считает, что применение стандартного отклонения для анализа коротких записей при амбулаторных обследованиях и при нарушении ритма позволяет получить лишь первичную и грубую оценку упорядоченности ритма сердца. Поэтому в качестве оценки фазовой структуры ЭКГ предложено использовать количество информации, недостающее до ее полного описания. Автор предлагает объединить энтропийные подходы Шеннона и Больцмана при анализе ритма сердца, что способствует определению количества информации, недостающего до полного описания физического процесса. Показано, что набор недостающего количества информации при описании «ярусной структуры RR-интервалограмм» [64], под которой понимается дискретное распределение наблюдаемых RR-интервалов, происходит по линейному закону с флуктуациями индивидуальной периодичности.

Работа [65] посвящена методу обработки и графического представления сигналов медико-биологического происхождения, а именно, ЭКГ и ЭЭГ для обнаружения квазипериодичности. Метод основан на многомасштабном корреляционном анализе. Показано, что применение корреляционных функций на нескольких временных масштабах позволяет получить более эффективные результаты по сравнению с короткими корреляционными функциями, сформированными на некоторых характерных и фиксированных для сигнала временных окнах.

В [66] автором предложен новый подход к реализации автоматического анализа ритма сердца, основанный на применении геометрического метода анализа детерминированного хаоса.

В работе критикуются традиционные математические и статистические приемы обработки последовательности RR-интервалов, поскольку они

рассматривают совокупность RR-интервалов как вариационный ряд случайных величин. На самом деле, изменение RR-интервалов не является случайным, а зависит от внутренних законов организма и регулируется определенными строго детерминированными механизмами. Согласно теории детерминированного хаоса, динамическое поведение комплексных живых систем, к которым относится сердечно-сосудистая система (ССС), не является случайным, а строго определено. Таким образом, нелинейная динамика сердечного ритма определяется путем построения ломаной линии (хаосграммы) в системе координат, где по оси абсцисс отчается длительность RR-интервала, а по оси ординат – приращение данного интервала. Для нормального состояния системы регуляции кардиоритма характерна «паутинообразная» картина хаосграммы.

В [67] исследуется физический смысл функции закона нормального распределения для ритма сердца. Согласно [67,68] RR-интервал грамма с большим объемом выборки имеет распределение, близкое к нормальному закону. Таким образом, изменения около значения ведущей фазы имеют случайный характер временной функции регуляции ритма сердца. Следовательно, функция нормального распределения считается математическим стандартом распределения текущих отклонений фаз ритма от нормы. При исследовании влияния объема выборки на распределение фазы ритма было обнаружено, что оно жестко ограничено сверху проявлениями парасистолии.

В [69] для оценки упорядоченности сердечного ритма применяется информационная энтропия.

В работе [70] предложен алгоритм выделения RR-интервалов на основе первой производной ЭКГ. Отмечается, что методы идентификации R-зубцов, основанные на использовании анализа первой производной ЭКГ, являются наиболее часто встречающимися. При этом авторы используют квадрат первой производной как более информативный параметр по сравнению с исходными значениями первой производной. Таким образом, для анализа ЭКГ-сигнала [70] предлагается использовать методы анализа энтропии и хаотической динамики, фильтрацию ЭКГ и корреляционные функции.

1.3.2. Анализ существующих методов сжатия и хранения ЭКГ

В связи с ростом объемов хранимых и обрабатываемых записей, что неизбежно при переходе к персонализированной медицине, сжатие электрокардиограмм (ЭКГ) является актуальной технической задачей.

Для решения этой задачи можно использовать как известные стандартные методы сжатия (дельта-кодирование, кодирование Хаффмана и по длинам серий и др. [55]), так и специальные методы, учитывающие специфические особенности электрокардиографических сигналов. Далее рассматриваются специальные методы, однако, возможность последующего применения к сжатой ЭКГ известных стандартных методов не исключается.

Для сжатия цифровых записей ЭКГ применимы методы сжатия без потерь информации и методы сжатия с потерями. Выбор используемых методов определяется требованиями к коэффициенту сжатия, вычислительными затратами на сжатие и восстановление сигнала, а также сложностью алгоритма сжатия. При сжатии с потерями к этим требованиям добавляется величина допустимой ошибки восстановленного сигнала. Рассмотренные далее методы сжатия ЭКГ – методы сжатия с потерями.

Среди существующих методов сжатия данных можно выделить группу методов, основанных на разложении сигнала по ортогональным функциям. Применение для целей сжатия разложения Карунена—Лоэва, ряда Фурье, преобразования Хаара позволяет достигать высоких коэффициентов сжатия, однако требует большого объема вычислений. Кроме того, возникает проблема предварительного выделения сердечного цикла, что затрудняет реализацию этих методов в системах реального времени. Такое сжатие используется для хранения ЭКГ в автоматизированных архивах и передачи ЭКГ на расстояние, когда нет жестких требований к сложности алгоритмов обработки и скорости вычислений.

Широкое применение получили методы сжатия, основанные на амплитудно-временных преобразованиях сигнала. К наиболее простым относится метод разностного кодирования, который обеспечивает сокращение избыточности регулярной выборки отсчетов за счет уменьшения объема каждой координаты. Важно отметить, что этот метод обеспечивает абсолютно точное восстановление дискретизованного сигнала [93].

Достаточно распространены методы сжатия сигнала, использующие аппроксимацию сигнала на отдельных временных отрезках различными функциями. В качестве аппроксимирующих функций могут быть взяты алгебраические полиномы разных степеней или специальные функции, но большинство алгоритмов предполагает использование низко степенных приближающих полиномов (ступенчатая или линейная аппроксимация). Это объясняется в основном их относительной простотой и высоким быстродействием, что имеет решающее значение для задач передачи и обработки ЭКС в реальном масштабе времени.

Среди методов описания сигнала специальными функциями известен метод кодирования ЭКС нерегулярными отсчетами. Задача аппроксимации рассматривается здесь как определение оптимального набора восстанавливающих фильтров с выбором из них линейно-независимых, которые определяют номера существенных отсчетов сигнала. Благодаря такому способу кодирования удается достичь коэффициентов сжатия порядка 15–20 в зависимости от сложности исходных кривых ЭКГ.

Успешно применяют для сжатия ЭКС аппроксимацию сигнала кубическими сплайнами. Разработанный способ построения сглаживающего кубического сплайна с адаптивным подбором шага на сетке узлов обеспечивает сокращение объема данных в 3–14 раз[99].

Указанные методы сжатия сигнала с применением специальных функций представляются перспективными для обработки ЭКС в текущем режиме, однако в

настоящее время считаются сложными для реализации из-за большого объема вычислений [100].

Одна из первых работ по цифровым методам сжатия ЭКГ [30] представляет метод, основанный на дискретном разложении Карунена-Лоева. В работе приводится методика сжатия электрокардиограмм и векторкардиограмм (ВКГ), обеспечивающая коэффициент сжатия больше 12 в трёх ортогональных отведениях системы Франка с частотой дискретизации 250 отсчетов в секунду. Эта работа – первая известная работа по сжатию ЭКГ (ВКГ) с использованием оптимального представления в базисе собственных векторов. В этой работе предлагается вычислять собственные векторы заранее и использовать их далее для представления кардиограмм всех пациентов, так как время вычисления собственных векторов для одной матрицы было большим: от 3.6 минут (размерность матрицы 150, 10 собственных векторов на каждое отведение) до 9.5 минут (размерность 300, 20 собственных векторов на отведение). При использовании 20 коэффициентов на одно отведение удалось достоверно восстановить все части ВКГ, кроме Р-зубца.

На первом этапе по отсчетам трех отведений строится ковариационная матрица, вычисляются её собственные векторы и собственные значения. ВКГ преобразуется в координаты, задаваемые базисом собственных векторов. Такое преобразование требует для каждого пациента вычислять собственные векторы матрицы размера 3×3 .

На втором этапе полученный ранее средний кардиоцикл для всех пациентов вычитается из преобразованной ВКГ. Средний кардиоцикл был определен по ВКГ для 900 пациентов, преобразованным на первом этапе. Диапазон значений полученной разности был таким же большим, как диапазон исходной ВКГ. В результате количество битов, требуемых для представления записи с той же точностью, сократить не удалось. Вычислялась ковариационная матрица для полученных разностей во всех отсчётах кардиоцикла по всем трем координатам. Вычислялись собственные векторы этой матрицы с наибольшими собственными значениями и коэффициенты разложения по этим собственным векторам.

Процедура восстановления ВКГ требует обратных преобразований: сначала по собственным векторам вычисляются разности ВКГ пациента со средней ВКГ, затем вычисляется сама ВКГ пациента и производится её преобразование в системе координат Франка. Для более точного представления Р-зубца в [30] предложено выполнять отдельное разложение для Р-зубца и QRST-сегмента, а также увеличить вес зубца Р при вычислении собственных векторов.

Предложенный метод [30] требует вычисления большого числа собственных векторов, так как ковариационная матрица вычисляется не для самого кардиоцикла конкретной ЭКГ, а для его разности и среднего кардиоцикла для 900 пациентов. Такое вычитание увеличивает число собственных векторов (СВ) с большим энергетическим вкладом.

Представления кардиоосцилляций в том или ином базисе используются для сжатия ЭКГ. Ортонормированный базис, задаваемый собственными векторами ковариационной матрицы, обладает наибольшей из возможных выразительностей [9], то есть представление PQRST-комплекса в виде взвешенной суммы собственных векторов требует, при заданной фиксированной погрешности ,минимального числа аддитивных составляющих.

Кроме представления в базисе собственных векторов, широко используется представление в базисах вейвлет-функций [71-72]. В таблице 1.5 приведены характеристики методов сжатия, основанных на представлении ЭКГ в базисе вейвлет-функций; для оценки характеристик методов использованы показатели CDR и PRD, описанные в [26-72-73].

Как видно из таблицы 1.5, в большинстве случаев для сжатия и хранения ЭКГ используется комбинация методов. Коэффициент сжатия варьируется от 8 до 30 при ошибке PRD от 3% до 4%.

Таблица 1.5- Характеристики методов сжатия

№	Метод и его назначение	Характеристики метода	
		Частота дискр., Гц	Коэффициент сжатия
1	Оптимальное сжатие данных ЭКГ с помощью зонального вейвлета для системы мобильной телекардиологии[71].	250–360	18
2	Метод сжатия ЭКГ на основе Вейвлет-преобразования, гарантирующий требуемое качество сигнала [72]	360	16 при PRD 8.9%. 24 при PRD 14.9%.
3	Вейвлет-кодирование ЭКГ с использованием динамического векторного квантования [73]	360	CDR 146 b/s при PRD 7.3%
4	Вейвлет алгоритм сжатия ЭКГ для непрерывной передачи с низким запаздыванием [74]	360	15 при PRD 3%
5	Сжатие сигнала ЭКГ с использованием анализа путем кодирования синтеза [75]	360	30 (CDR100 bits/s) при WDD не более 4%, PRD не более 8%
6	Сжатие ЭКГ с использованием дискретного симметричного вейвлет-преобразования [76]	200-400	8 при PRD 3.9%

Для сжатия электрокардиограмм (ЭКГ) широко используются представления в базисах вейвлет-функций [70–71]. Вместе с тем, общеизвестны методы (дискретное разложение Карунена–Лоэва, анализ главных компонент, анализ сингулярного спектра), использующие оптимальное представление многомерных данных в адаптивном базисе собственных векторов ковариационной матрицы. Такое представление обеспечивает наименьшее (для конкретных данных) число значимых коэффициентов разложения. Эти методы широко применяются для обработки и анализа многомерных данных, а также снижения их размерности и сжатия [54,85]. При работе с одномерными

временными рядами используется приём развёртки ряда в траекторную матрицу с последующим сингулярным разложением [86].

Очевидно, что развёртка временного ряда в траекторную матрицу искусственно повышает размерность пространства, в котором ведётся анализ. Таким образом, траекторная матрица избыточна [87]. В [16] был предложен метод кардиоайгеноскопии (патент на полезную модель №128470 РФ), использующий синхронизацию с R-пиками ЭКГ для развёртки временного ряда в матрицу (матрицу ансамбля). Показано, что такая синхронизация позволяет получить ансамбль, имеющий наименьшую размерность и наиболее экономное представление [87]. Такой ансамбль предложено называть синхронным [87]. Основные понятия и определения метода кардиоайгеноскопии приведены в Приложении 1.

Метод анализа ЭКГ в базисе собственных векторов ковариационной матрицы синхронного ансамбля используется в структуре устройства хранения и анализа электрокардиограмм [36], состоящей из трёх блоков: кардиоайгеноскопа [16], блока авторизации и доступа, а также блока задания режимов работы, контроля сжатия, хранения и выборки. Ключевым блоком устройства хранения и анализа ЭКГ является кардиоайгеноскоп, так как именно он осуществляет сжатие ЭКГ и восстановление сигнала из сжатой формы.

Представление ЭКГ-сигнала регулярной выборкой отсчетов, получаемой в результате его дискретизации, часто оказывается избыточным. Сократить избыточность позволяют методы сжатия данных, суть которых заключается в уменьшении объема исходной информации путем отбора меньшего числа существенных координат. Эти координаты могут быть получены либо в результате некоторого преобразования дискретного сигнала, либо выбраны непосредственно из исходной выборки отсчетов. Чаще всего сжатие данных связано с некоторой потерей информации, из-за чего исходный сигнал не может быть точно восстановлен.

Возможность получения эффективного сжатия ЭКГ связана с тем, что высокочастотные компоненты сигнала присутствуют на достаточно коротких

отрезках сердечного цикла. Частота дискретизации рассчитывается на допустимые ошибки дискретного представления именно этих фрагментов ЭКС, поэтому описание регулярной выборкой отсчетов низкочастотных участков сигнала оказывается избыточным. Для устранения этой избыточности предложены различные методы сжатия, связанные с решением множества задач хранения, передачи и обработки ЭКС.

В системах цифровой передачи данных сокращение объема передаваемых данных снижает требования к пропускной способности канала связи.

Для оценки эффективности сжатого представления сигнала обычно применяют два показателя: коэффициент сжатия, определяемый отношением числа исходных отсчетов сигнала к числу полученных координат, и ошибка восстановления сигнала. В качестве последней чаще всего используется абсолютная или средняя квадратическая ошибка.

Подход к выбору метода сжатия и оценка его эффективности определяется конкретной целью его применения. В задачах хранения и передачи данных обычно задается допустимый уровень искажения восстановленного сигнала, а выбор конкретного метода осуществляется исходя из условий получения наилучшего значения коэффициента сжатия при известной или допустимой сложности реализации алгоритма кодирования-декодирования сигнала.

1.4. Выводы

1. Методы и алгоритмы обработки, анализа и хранения ЭКС должны обеспечивать уменьшение вероятности диагностических ошибок в условиях помех. Системы обработки и анализа, длительных холтеровских ЭКС должны быть производительными и работать в автоматическом режиме, а также допускать режим диалога с пользователем.
2. Анализ и обработка множества PQRS-комплексов, входящих в ЭКС, предполагает формирование ансамблей кардиоосцилляций. Такие ансамбли состоят из отрезков, содержащих один или несколько последовательных комплексов, которые могут быть дополнительно подвергнуты обработке.

Используемые методы обработки должны, по возможности, вносить минимальные искажения в диагностически значимые признаки PQRST-комплексов.

3. PQRST-комплексы разных типов следует анализировать отдельно, что требует формирования отдельных ансамблей с использованием алгоритмов классификации или кластеризации. Используемые для исследования методы кластеризации или классификации должны по возможности быть основаны на простых критериях. Наиболее простой метод кластеризации – разбиение ансамбля кардиоосцилляций.

Исходя из этого, далее необходимо решить **следующие задачи**:

1. Обосновать необходимость применения ансамбля кардиоосцилляций при обработке, анализе и хранении ЭКГ.
2. Изучить способы формирования ансамблей кардиоосцилляций
3. Смоделировать и исследовать алгоритм и структуру блока формирования синхронного ансамбля кардиоосцилляций.
4. Разработать алгоритм отбора комплексов для формирования ансамблей кардиоосцилляций.
5. Исследовать возможности применения кардиоайгеноскопии для хранения и сжатия ЭКГ.
6. Провести сравнительный анализ методов анализа и сжатия ЭКГ-сигнала.

Глава 2. Теоретические предпосылки решения задач обработки, анализа и сжатия электрокардиографических сигналов

2.1. Актуальность применения ансамбля кардиоосцилляций при обработке, анализе и хранении ЭКГ

Во многих методах обработки, отображения и хранения ЭКГ основное внимание уделяется PQRST-комплексам. Каждый PQRST-комплекс представляется отрезком ЭКГ, имеющим конечную длительность. Эффективность методов анализа, отображения и сжатия ЭКГ-сигнала зависит от того, насколько однородным является множество PQRST-комплексов, подвергаемых анализу или сжатию, то есть в зависимости от того, насколько похожи друг на друга анализируемые или сжимаемые отрезки ЭКГ. Так, например, если сжимаемая ЭКГ содержит синусовые PQRST-комплексы, то эффективность сжатия будет выше, чем в случае, когда ЭКГ содержит и синусовые комплексы, и экстрасистолы.

Кроме отдельных PQRST-комплексов, анализу или сжатию могут подвергаться их последовательности, то есть более длинные отрезки ЭКГ, содержащие несколько кардиоосцилляций. Примером такого анализа является суперимпозиция при анализе холтеровских записей [25,94].

Во всех этих случаях анализируется или сжимается информация, содержащаяся в ансамбле кардиоосцилляций – множестве однородных элементов, представляющих собой отрезки ЭКГ.

Среди всех вариантов представлений ансамблей, используемых для анализа и сжатия ЭКГ, существует такой вариант, который одновременно обеспечивает выявление диагностически-значимых признаков PQRST-комплексов и сжатие содержащейся в них информации. Это – представление в базисе собственных векторов ковариационной матрицы ансамбля, положенное в основу кардиоайгеноскопа [16].

При сложном поведении ЭКГ-сигнала, например, при наличии аритмии ансамбль кардиоосцилляций можно формировать по-разному. При формировании

ансамбля кардиоосцилляций для анализа ЭКГ необходимо решить, какие кардиоосцилляции в этот ансамбль должны входить. Принятие такого решения основывается на понимании сущности наблюдаемых состояний биообъекта, представляемых элементами ансамбля.

Следовательно, для представления ЭКГ-сигнала в базисе собственных векторов при анализе или сжатии может использоваться не один ансамбль, а их множество.

В связи с этим, в данной главе рассматриваются теоретические предпосылки разработки и исследования алгоритмов формирования ансамблей кардиоосцилляций при анализе, обработке и сжатии электрокардосигнала с использованием представления в базисе собственных векторов ковариационных матриц.

2.2. Методы представления и анализа ансамбля кардиоосцилляций

Среди известных методов анализа ансамбля кардиоосцилляций в данной работе рассматриваются такие методы, как дисперсионное картирование (ДК) [17], нейронные сети [3], кардиоайгеноскопия [16], в которых используются представления ансамбля кардиоосцилляций как в базисе собственных векторов, так и в других базисах (в частности, в базисах вейвлет-функций [27]).

Для сохранения внутренней структуры синхронного ансамбля и диагностических признаков (высоты и формы зубцов, длительности интервалов – см. раздел 1.1) целесообразно использовать представление ансамбля в том или ином ортонормированном базисе.

При представлении ансамблей кардиоосцилляций для сжатия ЭКГ, их хранения и передачи по каналам связи широко используются базисы ортонормированных вейвлет-функций [26]. Базис вейвлет-функций не является лучшим и обеспечивает более высокую ошибку представления, чем базис собственных векторов ковариационной матрицы. Однако, преимущество базиса вейвлет-функций состоит в удобстве его вычисления: он требует меньших вычислительных затрат, чем базис собственных векторов.

2.2.1. Метод дисперсионного картирования

При дисперсионном картировании для ансамбля PQRST-комплексов вычисляются функции среднего значения и среднего квадратического отклонения по всем PQRST-комплексам в ансамбле.

В основе метода дисперсионного картирования (ДК), лежит анализ синхронного ансамбля (СА) PQRST-циклов, синхронизация которых осуществляется так, что R-зубцы занимают заданное положение на конечном интервале анализа (КИА) [14].

Использование ДК позволяет, наряду с усредненным по СА PQRST-циклом, использовать при диагностике дисперсионную характеристику (ДХ) микроальтернаций (МА) PQRST-цикла. ДХ определяется как дисперсия отсчетов значений СА, соответствующих каждому моменту времени на КИА.

С точки зрения теории сигналов [11], метод ДК сопряжен с потерей информации, так как ДХ – это характеристика рассеяния МА СА по отношению к среднему PQRST-циклу на конечном интервале анализа, и не может содержать информации о внутренней структуре СА. Не отрицая достоинств ДК, можно показать, что лучшими характеристиками при представлении ЭКГ на КИА является метод айгеноскопии [16].

Как известно о, метод ДК завоевал заслуженное признание и реализован в ряде устройств. Он стал привычным инструментом для практикующих кардиологов, его использованию посвящён ряд методических руководств [17]. В этих условиях айгеноскопия рассматривается не как новое средство диагностики, а как технический подход, технология реализации которого позволяет сжимать (практически без потерь) информацию ЭКГ, что открывает новые перспективы для исследований с большими данными и облачными сервисами, а также компактного хранения в электронном виде ЭКГ пациента на протяжении его жизни, в том числе данные холтеровской диагностики [16].

Метод дисперсионного картирования ЭКГ (ДК ЭКГ) по содержанию измерительных процедур можно отнести к методам регистрации электрических

микроальтернаций ЭКГ. Метод основан на формировании информационно топологической модели малых колебаний ЭКГ – электрических микроальтернаций ЭКГ-сигнала.

В основе метода лежит анализ малых колебаний характеристик низкоамплитудных хаотических осцилляций регистрируемых параметров, которые при приближении к точкам потери структурной устойчивости, начинают изменяться раньше, чем это проявится в величинах средних значений регистрируемых параметров.

Следствием этих тонких и чувствительных механизмов является то, что даже в здоровом сердце миокарда при каждом сокращении имеются незначительные низкоамплитудные колебания, величина которых проявляется в виде (дисперсии) ЭКГ-сигнала. Отклонения самых различных электрофизиологических характеристик при разнообразных патологических процессах ведет к изменению амплитуды таких колебаний. По этой причине характеристики низкоамплитудных колебаний можно использовать в качестве эффективных диагностических маркеров приближающейся структурной перестройки.

Указанные методы реализуют относительно новый неинвазивный способ контроля электрической нестабильности миокарда, возникший более 20 лет назад под названием «метод МТWA» [18]. Микроальтернации вычисляются, как микроколебания ЭКГ-сигнала в последовательных сокращениях сердца. Амплитуды микроальтернаций могут быть на два порядка меньше амплитуд зубцов стандартной ЭКГ. Так, при анализе Т-волн средние амплитуды микроальтернаций составляют $\sim 2 \dots 15$ мкВ, в то время как исходные амплитуды Т-волн составляют $0,3 \dots 0,7$ мВ, т.е. $300 \dots 700$ мкВ. В микровольтных альтернациях полностью утрачивается информация об амплитудных особенностях исходных волн ЭКГ, т.е. микровольтные альтернации уже не содержат исходных морфологических признаков зубцов ЭКГ в анализируемом отведении. Наиболее простой и хронологически первый способ регистрации микроальтернаций заключается в измерении разности между синхронными

значениями амплитуд в текущем и предыдущем однотипных зубцах ЭКГ, например, в Т-волне.

Этот метод в настоящее время используется в устройстве «СН-2000» американской фирмы «CambridgeHeart» [19] преимущественно для формирования индивидуального прогноза фибрилляции желудочков при наличии патологии сердца.

Другие способы регистрации микроальтернаций ЭКГ основаны на анализе вторичных расчетных признаков, получаемых из исходной ЭКГ. Центральной идеей этих способов является то, что некоторые расчетные характеристики микроальтернаций ЭКГ имеют существенно лучшее отношение сигнал/шум, чем спектральные характеристики описанного выше способа анализа. Для расчета вторичных характеристик необходима определенная математическая модель, устанавливающая связь между регистрируемой ЭКГ и расчетными вторичными характеристиками микроальтернаций. Именно к этой группе относятся методы [20, 21]. В методе [20] используются матричные соотношения между признаками регистрируемой ЭКГ и признаками микроальтернаций. В методе [21] дисперсионная характеристика используется математическая модель расчета электрических напряжений между близко расположенными поверхностными точками на основе модельного учета электромагнитного излучения миокарда [22].

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. Анализ этих разностных сигналов порождает карту микроколебаний ЭКГ, которая в методе ДК ЭКГ названа «дисперсионной картой» [22]. 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.

В методе ДК ЭКГ динамику средних амплитуд измеряемых микроколебаний на протяжении PQRS-комплекса отражают финальные

дисперсионные характеристики. Для вычисления этих характеристик синхронизируют несколько последовательных циклов.

Для этого используется наиболее простой способ регистрации микроальтернаций на основе измерения разности между синхронными значениями амплитуд в текущем и предыдущем однотипных зубцах ЭКГ, например, в Т-зубце. Значения MTWA выражаются в микровольтах и рассчитываются по максимальной разнице значений амплитуды зубцов Т четных и нечетных сокращений. Этот способ анализа часто называют способом «от удара к удару» (beat-to-beat). Была установлена корреляционная связь между вероятностью фибрилляции желудочков и наличием периодических микроколебаний разностного сигнала с основной частотой, приблизительно в два раза меньшей ЧСС. Если отфильтровать колебания с этими частотами и оценить энергетический спектр этих колебаний, можно выявить факт увеличенных амплитуд микроколебаний (спектральный метод [19] – фирма Cambridge Heart, США).

Этот факт и является индикатором повышенной склонности миокарда к желудочковой тахикардии или фибрилляции. Регистрировать микроальтернации Т-волны этим способом удастся лишь при частоте сердечных сокращений (ЧСС) около 100 ударов в минуту. Основная трудность этого способа состоит в достижении приемлемого отношения сигнал / шум, так как при увеличении ЧСС резко возрастает широкополосный физиологический шум. Вторым недостатком этого способа является принципиальная необходимость стресс-нагрузки в течение нескольких минут. Кроме спектрального метода анализа микроальтернаций, который используется при проведении нагрузочного тестирования, используются также принципы временного анализа, чаще используемые при холтеровском мониторинге.

Первым серийным медицинским прибором, реализующий метод ДК, является компьютерная система скрининга сердца «Кардиовизор-6С» производства фирмы «Медицинские компьютерные системы» (Москва, Зеленоград) [5]. В методе ДК ЭКГ

динамику средних амплитуд измеряемых микроколебаний на протяжении *QRST*-комплекса отражают финальные дисперсионные характеристики.

Для вычисления этих характеристик синхронизируют несколько последовательных циклов (рисунок 2.1) и выполняют регистрацию микроколебаний и расчет вторичных модельных характеристик в соответствии с общими принципами, изложенными в [22].

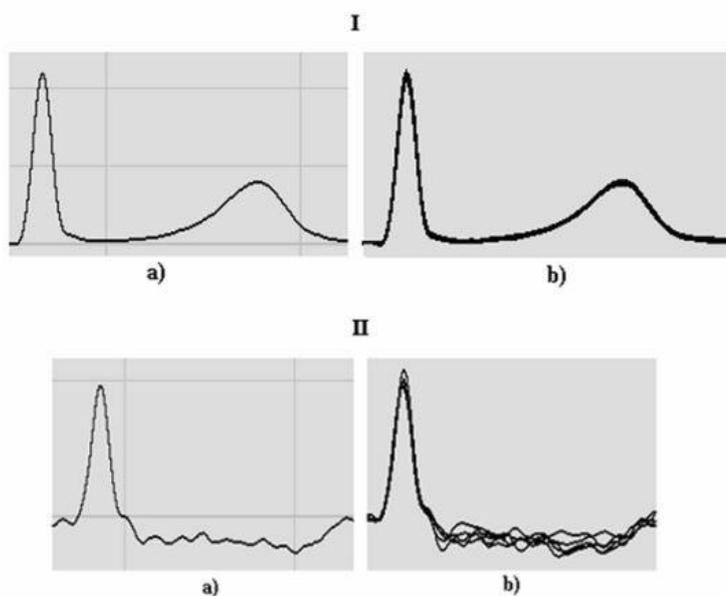


Рисунок. 2.1 – Низкоамплитудные колебания ЭКГ в последовательных *QRST* комплексах здорового сердца. (I) II – у больного при инфаркте миокарда ИМ: (а – отдельный комплекс; б - синхронизированных комплексов.

Из-за незначительной амплитуды и случайного характера, закономерности изменения таких колебаний в общепринятых методах ЭКГ-анализа не исследовались. Дисперсионные характеристики при возникновении и развитии патологии миокарда начинают изменяться раньше, чем зубцы ЭКГ. Поэтому контроль дисперсионных характеристик ЭКГ позволяет получить информацию о развитии патологического процесса с упреждением, т.е. на ранних стадиях. Именно этот принцип используется в приборе «Кардиовизор-бс» для повышения чувствительности рассматриваемого метода анализа ЭКГ к патологическим изменениям. Особенностью дисперсионных характеристик оказалась их высокая специфичность при разделении состояний норма-патология [35].

Дисперсионные характеристики имеют вид функций времени, характеризующих усредненные амплитудные вариации на определенных участках кардиоцикла [95].

Дисперсионные характеристики в приборе «Кардиовизор-6С» рассчитываются по 9 анализируемым группам отклонений. В группах G1-G9 анализируются дисперсии, отражающие степень выраженности и локализацию электрофизиологических нарушений в миокарде предсердий и желудочков в фазы де- и реполяризации.[22]

Для оценки изменений флуктуаций показателей PQRST при различной патологии используются десяти ранговые (градационные) критерии, которые представлены таблица 2.1

Таблица 2.1 – Изменений флуктуаций показателей PQRST при различной патологии используются десятиранговые (градационные) .

№	Символ	Условия обозначения	Определения
1	<i>G1</i>	<i>DisPRV</i>	Значения площади дисперсионных отклонений ЭКГ-сигнала при деполяризации правого (<i>DisPRV</i>) и левого предсердия
2	<i>G2</i>	<i>DisPLV</i>	Значения площади дисперсионных отклонений ЭКГ-сигнала при деполяризации правого (<i>DisPRV</i>) и левого предсердия
3	<i>G3</i>	<i>QRSEND–RV</i>	Значения площади дисперсионных отклонений ЭКГ-сигнала при завершении деполяризации правого и левого желудочков
4	<i>G4</i>	<i>QRSENDLV</i>	Значения площади дисперсионных отклонений ЭКГ-сигнала при завершении деполяризации правого и левого желудочков
5	<i>G5</i>	<i>DisTRV</i>	Реполяризации(<i>DisTRV</i>) и (<i>DisTLV</i>),
6	<i>G6</i>	<i>DisTLV</i>	Реполяризации(<i>DisTRV</i>) и (<i>DisTLV</i>),

Таблица 2.1 – Изменений флуктуаций показателей PQRST при различной патологии используются десятиранговые (градационные) .

7	G7	<i>QRSMEAN–RV-LV</i>	Показатель симметрии деполяризации в средней части комплекса QRS
8	G8	–	Показатель нарушения внутри желудочкового проведения
9	G9	<i>QRSBEG–RV-LV</i>	Показатель симметрии деполяризации в начальной части комплекса QRS

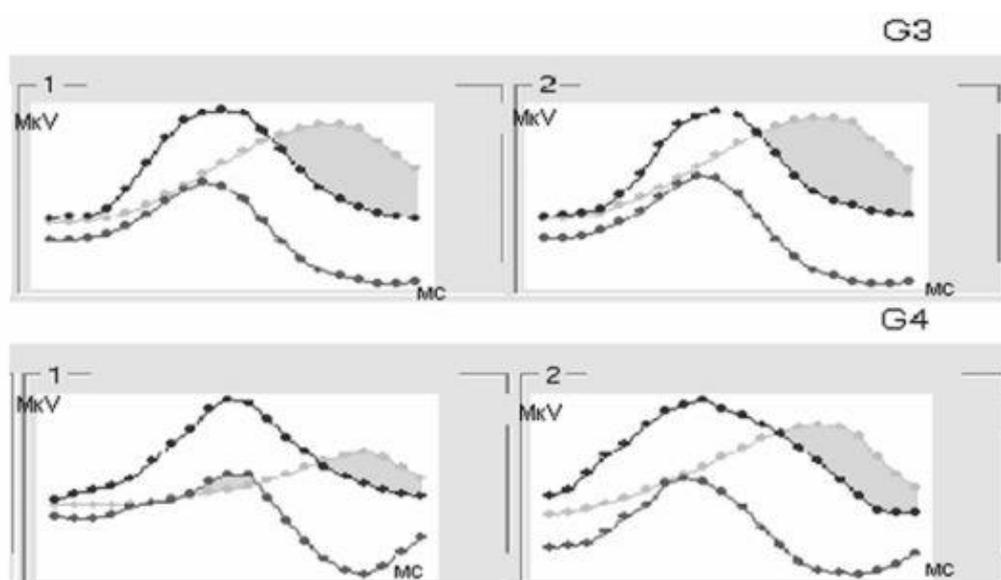


Рисунок 2.2. – Пример дисперсионных функций (1), (2) в группах показателей G3, G4 при патологии. По горизонтальной оси – 20 моментов времени «усредненного» QRS-комплекса. Области выхода за границы нормальных диапазонов выделены «заливкой»

На графиках средняя линия представляет собой рассчитанную дисперсионную функцию. Если отклонений от диапазона нормальных значений нет, то дисперсионная кривая располагается между границами нормальных значений. При наличии патологических изменений соответствующие фрагменты дисперсионной линии пациента выходят за верхние или нижние границы нормы.

Степень выраженности отклонений оценивается площадью области выхода за границы [96].

Основным недостатком метода дисперсионного картирования является то, что средний PQRST-комплекс и дисперсионная характеристика не содержат всей информации о поведении PQRST-комплексов. В частности, при дисперсионном картировании теряется информация о взаимосвязях между флуктуациями разных участков PQRST-комплекса. Как показано в разделе 2.5, этот недостаток отсутствует при использовании метода кардиоайгеноскопии, рассмотренного в следующем разделе.

2.2.2. Метод кардиоайгеноскопии

При описании основ метода кардиоайгеноскопии используем обозначения, введенные Дираком и широко используемые в квантовой механике [24]. Эта так называемая «бра-кет» : нотация для обозначения вектора (матрицы)-строки используется обозначение $\langle \mathbf{a} |$, для вектора (матрицы)-столбца $|\mathbf{b}\rangle$, для скалярного произведения $\langle \mathbf{a} | \mathbf{b} \rangle$ или $\langle \mathbf{b} | \mathbf{a} \rangle$.

При кардиоайгеноскопии сначала формируется последовательность N элементов синхронного ансамбля. Каждый элемент синхронного ансамбля – это матрица-столбец $|a_i\rangle, i = \overline{1:N}$, содержащая отсчеты кардиоцикла; подробно формирование синхронного ансамбля описано в главе 3. Синхронный ансамбль представлен матрицей

$$A = [|a_1\rangle, |a_2\rangle, \dots, |a_N\rangle], \quad (2.1)$$

где каждый столбец $|a_i\rangle, i = \overline{1:N}$ состоит из M отсчетов и представляет собой точку M -мерного унитарного пространства \mathbb{R}_M [84].

На следующем шаге вычисляется ковариационной матрицы (матрица вторых нецентральных смешанных моментов) [7], имеющая размеры $M \times M$

$$\mathbf{K}_{M \times M} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |a_i\rangle \langle a_i|. \quad (2.2)$$

Далее вычисляются собственные векторы и собственные значения для ковариационной матрицы (2.2) с использованием любого известного алгоритма вычисления собственных векторов и собственных значений [85] и определяется последовательность из M собственных векторов и собственных значений, удовлетворяющих следующим эквивалентным соотношениям

$$\begin{aligned} \mathbf{K}_{M \times M} |\psi_i\rangle &= \lambda_i \cdot |\psi_i\rangle, \langle \psi_i | \mathbf{K}_{M \times M} = \lambda_i \cdot \langle \psi_i |, \langle \psi_i | \mathbf{K}_{M \times M} |\psi_i\rangle = \lambda_i, \\ i &= \overline{1:M}, \end{aligned} \quad (2.3)$$

где $\langle \psi_i |, |\psi_i\rangle$ — собственный вектор ковариационной матрицы в формах «бра» и «кет», соответственно,

λ_i — собственные значения ковариационной матрицы (КМ).

В дальнейшем будем использовать собственные значения, нормированные к следу ковариационной матрицы, образующие нормированный спектр собственных значений, определяемый соотношением

$$\tilde{\lambda}_i = \frac{\lambda_i}{\sum_{j=1}^M \lambda_j}, i = \overline{1:M}. \quad (2.4)$$

Размер ковариационной матрицы определяется целой частью произведения $T_A \cdot F_D$, где T_A — длительность элемента синхронного ансамбля, F_D — частота дискретизации. При частоте дискретизации 1000 Гц (высокоточный режим кардиоаггеноскопии) величина M может приближаться к 1000, что не вызывает затруднений при определении нескольких первых собственных векторов и собственных значений с использованием общедоступных вычислительных мощностей.

Ковариационная матрица неотрицательно определена [7]. Ее собственные векторы $\psi_i, i = \overline{1:M}$ образуют в \mathbb{R}_M ортонормированный базис, удовлетворяющий соотношению $\langle \psi_i | \psi_j \rangle = \delta_{i,j}$, где $\delta_{i,j}$ — символ Кронекера [7], а собственные значения $\lambda_i \geq 0, i = \overline{1:M}$.

Ковариационная матрица может быть представлена через свои собственные векторы и собственные значения в виде

$$\mathbf{K}_{M \times M} = \sum_{i=1}^M \lambda_i |\psi_i\rangle\langle\psi_i| \approx \sum_{i=1}^L \lambda_i |\psi_i\rangle\langle\psi_i| = \sum_{i=1}^L \lambda_i \mathbf{U}_i^{(M \times M)}, \quad (2.5)$$

где $\mathbf{U}_i^{(M \times M)} = |\psi_i\rangle\langle\psi_i|, i = \overline{1:L}$ – матрицы размера $M \times M$. (2.6)

Выражение (2.5) в квантовой механике носит название «поляризационное соотношение». Оно имеет глубокий физический смысл и показывает, что описываемая соотношением (2.4) эволюция отдельного элемента ансамбля и ковариационной матрицы всего ансамбля распадается на L независимых друг от друга слагаемых, «вес» которых определяется собственными значениями λ_i , а «форма» $\mathbf{U}_i^{(M \times M)} = |\psi_i\rangle\langle\psi_i|, i = \overline{1:L}$ определяется собственными векторами. Это открывает возможность для полноценного анализа синхронного ансамбля: любой элемент ансамбля распадается на минимальное число независимых друг от друга компонент, каждая из которых имеет энергию, совпадающую с собственным значением. Причем форма компонент совпадает с собственными векторами, а тип корреляционных связей каждой компоненты определяется как $\lambda_i \mathbf{U}_i^{(M \times M)}, i = \overline{1:L}$.

Каждому собственному вектору соответствует так называемое чистое состояние $|\psi_i\rangle, i = 1:M$, вероятность которого определяется соответствующим нормированным собственным значением $0 \leq \tilde{\lambda}_i \leq 1$, то есть [58]

$$P\{|\psi_i\rangle\} = \tilde{\lambda}_i \text{ и } \sum_{i=1}^M P\{|\psi_i\rangle\} = \sum_{i=1}^M \tilde{\lambda}_i = 1, \quad (2.7)$$

и собственные векторы образуют полную группу событий. Величина вероятности P состояния, ψ_i определяется как

$$P\{|\psi_i\rangle\} = \tilde{\lambda}_i = \langle\psi_i|\tilde{\mathbf{K}}_A|\psi_i\rangle, \quad (2.8)$$

где $\tilde{\mathbf{K}}_A = \frac{\mathbf{K}_A}{\sum_{i=1}^M \lambda_i} = \frac{\mathbf{K}_A}{Sp\mathbf{K}_A}$ – нормированная ковариационная матрица, (2.9)

$Sp\mathbf{K}_A$ — след (сумма диагональных элементов) ковариационной матрицы \mathbf{K}_A .

В соответствии с (2.8) вероятность состояния $|\psi_i\rangle$ определяется как квадратичная форма (КФ), матрица которой — ковариационная матрица.

Для произвольного состояния $|\phi\rangle$ такого, что $\langle\phi|\phi\rangle = 1$, вероятность

состояния, определяемая соотношением (2.8), имеет вид

$$P\{\Phi\} = \langle \Phi | \tilde{\mathbf{K}}_{\Lambda} | \Phi \rangle = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M \langle \Phi | \Psi_i \rangle \langle \Phi | \Psi_j \rangle \langle \Psi_i | \tilde{\mathbf{K}}_{\Lambda} | \Psi_j \rangle = \sum_{i=1}^M \langle \Phi | \Psi_i \rangle^2 \tilde{\lambda}_i = \sum_{i=1}^M P\left\{ \frac{|\Phi\rangle}{|\Psi_i\rangle} \right\} P\{\Psi_i\} \quad (2.10)$$

где $P\left\{ \frac{|\Phi\rangle}{|\Psi_i\rangle} \right\}$ — условная вероятность.

Правая часть (2.4), представляющая собой формулу полной вероятности [7], позволяет интерпретировать условную вероятность с помощью формулы

$$P\left\{ \frac{|\Phi\rangle}{|\Psi_i\rangle} \right\} = \langle \Phi | \Psi_i \rangle^2. \quad (2.11)$$

Соотношение (2.11) открывает возможность вероятностных суждений об изменениях типичных представителей. Так, например, если в моменты построения синхронного ансамбля T_1 и T_2 , где $T_2 > T_1$, собственные векторы и нормированные собственные значения имели вид

$$|\Psi_i^{(T_1)}\rangle, \lambda_i^{(T_1)}, i = 1:M \text{ и } |\Psi_i^{(T_2)}\rangle, \lambda_i^{(T_2)}, i = 1:M, \quad (2.12)$$

соответственно, то вероятность возврата после момента времени T_2 к типичным для момента T_1 состояниям определится формулой

$$P_{T_2}\{\Psi_i^{(T_1)}\} = \sum_{j=1}^M \langle \Psi_i^{(T_1)} | \Psi_j^{(T_2)} \rangle^2 \cdot \tilde{\lambda}_j^{(T_2)}. \quad (2.13)$$

где $\mathbf{S} = \left[\langle \Psi_i^{(T_1)} | \Psi_j^{(T_2)} \rangle^2 \right]$ — несимметричная матрица, определяющая вероятности перехода от одних типичных состояний к другим.

Аналогично (2.13), вероятность «естественного течения событий» определяется соотношением

$$P_{T_2}\{\Psi_i^{(T_2)}\} = \sum_{j=1}^M \langle \Psi_i^{(T_2)} | \Psi_j^{(T_1)} \rangle^2 \cdot \tilde{\lambda}_j^{(T_1)}, \quad (2.14)$$

$$\text{где } \langle \Psi_i^{(T_2)} | \Psi_j^{(T_1)} \rangle^2 \neq \langle \Psi_i^{(T_1)} | \Psi_j^{(T_2)} \rangle^2, i = 1:M, j = 1:M, \quad (2.15)$$

$$\text{и } \lambda_i^{(T_1)} \neq \lambda_i^{(T_2)}, i = 1:M. \quad (2.16)$$

Соотношения (2.13) и (2.14) могут использоваться при функциональной диагностике и оценке эффективности восстановительных процедур. Пусть период $T_1 - T_2$ — это период действия функциональной нагрузки, которая прекращается в момент времени T_2 . В момент прекращения функциональной нагрузки у пациента

снимается ЭКГ, и по ансамблю строятся собственные векторы и нормированный спектр собственных значений, после чего по формуле (2.13) рассчитывается вероятность $P_{T_2} \{ \Psi_i^{(T_2)} \}$ перехода из начального состояния (до функциональной нагрузки) в состояние по её окончании. Далее пациент вступает в период восстановления начального состояния. На этом этапе производятся определённые восстановительные процедуры. В ходе восстановления в моменты времени T производится снятие ЭКГ, построение синхронного ансамбля, собственных векторов и нормированного спектра собственных значений и определяется $P_{T_2} \{ \Psi_i^{(T_2)} \}$ — вероятность возвращения к начальному состоянию.

Качество восстановительных процедур оценивается по зависимости $f(T) = P_T \{ \Psi_i^{(T_1)} \}$, которая называется кривой динамики восстановления.

Лучшим из всех ортонормированных базисов, обеспечивающим наименьшую среднеквадратичную ошибку представления при заданном числе коэффициентов, является базис собственных векторов ковариационной матрицы. Представление ансамбля кардиоосцилляций в этом базисе сохраняет не только дисперсионную характеристику кардиоцикла, но и взаимосвязи между разными отсчётами ЭКГ на интервале анализа. Такой базис используется в полезной модели «Кардиоайгеноскоп» [22].

Устройство «Кардиоайгеноскоп» представляет собой анализатор независимых компонент кардиограмм и может быть отнесен к медицинским приборам, применяемым в кардиологии. Кардиоайгеноскоп имеет дополнительные функциональные качества, позволяющие отдельно анализировать некоррелированные компоненты кардосигнала, что может быть полезно при оценке состояния пациента и позволяет лучше фильтровать кардосигнал от помех. Кардиоайгеноскоп может быть реализован как в виде программно-аппаратного комплекса, так и в виде виртуального прибора на базе стандартного компьютера.

Кардиоайгеноскоп предназначен для решения задачи ранней диагностики изменений кардосигнала; в нем используется совместный анализ некоррелированных компонент и собственных векторов кардосигнала.

В кардиоайгеноскопе, так же как и в методе ДК, используется синхронный ансамбль. Но это единственный общий признак, объединяющий эти два подхода. Для представления элементов ансамбля в кардиоайгеноскопе используются собственные векторы ковариационной матрицы. Использование собственных векторов требует минимального числа компонент для представления (без потери информации) элементов ансамбля. Именно поэтому кардиоайгеноскоп реализует максимально возможную точность представления элементов синхронного ансамбля при заданном числе независимых друг от друга компонент.

2.2.3. Возможности применения кардиоайгеноскопии для хранения и сжатия ЭКГ

Важным достоинством кардиоайгеноскопии является возможность её применения для решения задач сжатия и хранения информации.

На рисунке 2.3 представлены типичные синхронные ансамбли и собственные векторы: (а) – синхронный ансамбль из 9 циклов; (б) – первый и второй собственный вектор (СВ) ковариационной матрицы (КМ) СА (в сравнении); (в) – первая главная компонента в сравнении с дисперсионной характеристикой (ДХ) по методу ДК; (г) первый и третий собственные вектора ковариационной матрицы СА. По оси абсцисс — время на интервале анализа, мсек. По оси ординат на графиках (а) и (в) – амплитуда элементов ансамбля, мВ. По оси ординат на графиках (б) и (г) – значения собственных векторов в безразмерных единицах.

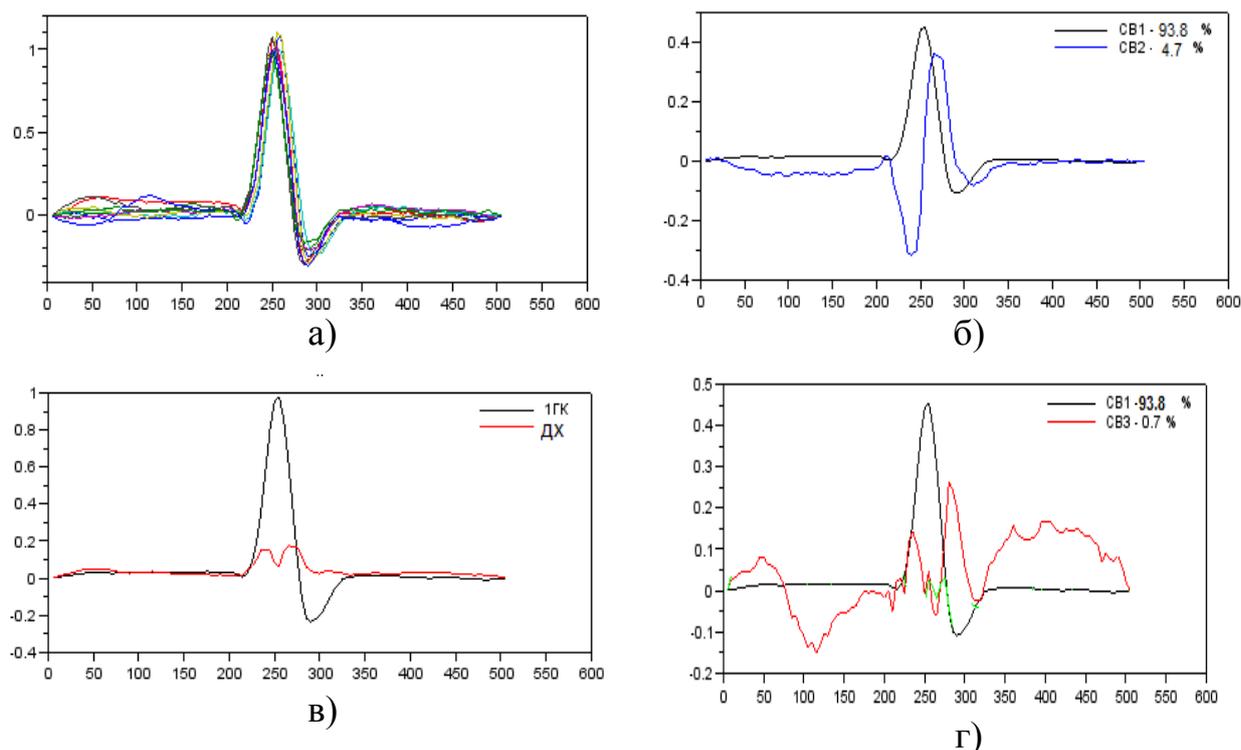


Рисунок 2.3- Типичный синхронный ансамбль и собственные векторы его КМ

На рис. 2.3 б) представлены первый и второй собственные векторы, а на рис. 2.3 г) – первый и третий собственный векторы для конкретного синхронного ансамбля (рис. 2.3 а). Для сравнения на рисунке. 2.3 в) приведена дисперсионная характеристика (получена по методу ДК) в сравнении с первой главной компонентой, соответствующей первому СВ. Понятно, что, имея в распоряжении только дисперсионную характеристику, невозможно восстановить весь синхронный ансамбль микроальтернаций, то есть использование ДК сопряжено с определенной потерей информации о синхронном ансамбле.

ЭКГ может быть восстановлена (с заданной относительной погрешностью) из сжатой формы для дальнейшего анализа любым методом, в том числе методом дисперсионного картирования.

любой сигнал $|s\rangle$ на конечном интервале анализа может быть однозначно представлен в виде

$$|s\rangle = \sum_{j=1}^M \langle a_i | \psi_j \rangle | \psi_j \rangle = \sum_{j=1}^M \langle \psi_j | s \rangle | \psi_j \rangle, \quad (2.17)$$

причем, если этот сигнал представляет отрезок ЭКГ из синхронного ансамбля, то

его представление с использованием n первых собственных векторов обеспечивает относительную средне-квадратичную погрешность представления $\delta_{\text{отн.}}^2 = 1 - \tilde{\Lambda}(n)$.

2.3. Способы формирования ансамблей кардиоосцилляций

Ранее было показано, что электрокардиографический сигнал можно представить как набор из N однотипных наблюдений (кардиоциклов) за состоянием ССС человека. Каждое из таких наблюдений представляет собой точку M - мерного унитарного пространства. Описанный набор наблюдений состояний сердца можно назвать ансамблем наблюдений. Термин «ансамбль» означает, что все наблюдения обладают взаимной согласованностью и несут достаточно полную информацию о состоянии объекта [4].

Для формирования ансамбля в одних случаях, целесообразно использовать траекторную матрицу, в других – асинхронный ансамбль, в третьих – синхронный ансамбль. В таблице 2.2. приведена краткая информация о перечисленных способах формирования ансамблей кардиоосцилляций, используемых в задачах обработки, анализа и сжатия ЭКГ- сигнала.

Таблица 2.2 - Способы формирования ансамблей кардиоосцилляций.

№	Название	Суть	Достоинства	Недостатки
1	Траекторная матрица (ТМ)	<p>Определяется соотношение:</p> $T_{M,N} = \llbracket s_j \rrbracket_{M,1}$ <p>где $T_{M,N}$ обозначена траекторная матрица, $s_i, i = \overline{1:N}$ - символ отсчета сигнала, полученный на определенном интервале анализа;</p> <p>- Ковариационная матрица (КМ) в этом случае определяется соотношением $K_{M,M} = T_{M,N} \cdot T'_{M,N}$.</p> <p>где T - траекторная матрица, а T' - транспонированная матрица.</p> <p>Собственные векторы (СВ) определяются на основе вычисленной КМ.</p>	<p>Для формирования достаточно задать только длину интервала анализа.</p>	<p>Формирование ТМ требует большого объема вычислений.</p> <p>Собственные векторы (СВ), вычисленные для ковариационной матрицы ТМ, не несут информации о форме сигнала.</p>
2	Асинхронный ансамбль (АА)	<p>Характеризуется матрицей $A = [a_1, a_2, \dots, a_N]$, каждый из N столбцов которой представляет собой отдельный, не перекрывающийся с другими сегментами временного ряда ЭКГ, состоящий из M дискретов.</p> <p>- ковариационная матрица для такого ансамбля определяется формулой:</p> $K_{M,M}^{(A)} = k_{i,j}^{(A)} = A \cdot A'$ <p>A – матрица ансамбля.</p>	<p>Собственные векторы выражают периодические составляющие сигнала, если последние присутствуют [77].</p>	<p>Не позволяет выявлять типичную форму кардиоосцилляций и типичные микроальтернации при неравномерном ритме.</p>

Таблица 2.2 - Способы формирования ансамблей кардиоосцилляций.

№	Название	Суть	Достоинства	Недостатки
3	Синхронный ансамбль (СА)	Характеризуется матрицей $A = [a_1, a_2, \dots, a_N]$, каждый из N столбцов которой представляет собой отдельный не перекрывающийся с другими сегмент ВР ЭКГ, состоящий из M дискретов. Положение R-зубца в каждом элементе ансамбля фиксированное.	Собственные векторы выражают типичное поведение кардиоосцилляций на протяжении кардиоцикла.	Требует решения задач синхронизации элементов ансамблей.

Анализ способов формирования ансамблей, приведенных в таблице 2.1, показывает преимущество применения синхронного ансамбля при анализе и систем ЭКС. Более подробное описание способа формирования синхронного ансамбля рассмотрено ниже.

2.3.1. Алгоритм и структура модуля формирования синхронного ансамбля в кардиоайгеноскопе

Очевидно, что качество синхронизации будет зависеть от качества устранения или подавления низкочастотной помехи. Оно зависит как от способа формирования асинхронного ансамбля кардиоосцилляций [4].

На рисунке 2.4 представлена структурная схема модуля формирования синхронного ансамбля (СА), включающего в себя два блока показаны пунктиром: матричный фильтр блока 1 для восстановления медленной волны и собственно формирователь СА (блока 2).

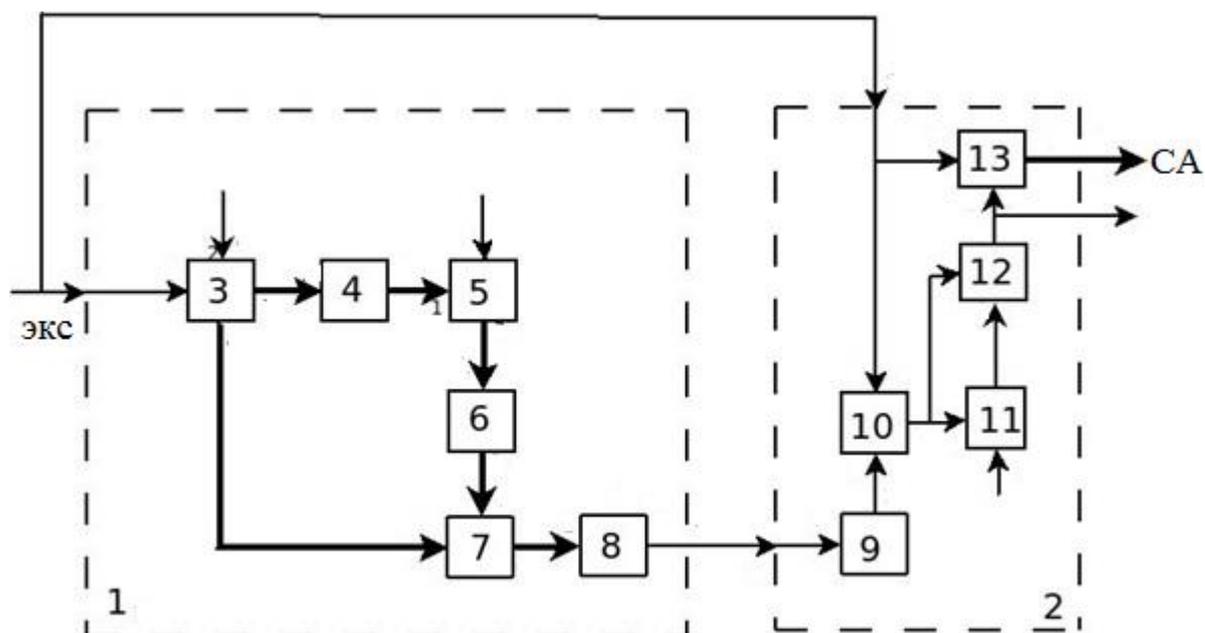


Рисунок. 2.4 – Структурная схема модуля формирования синхронного ансамбля (1) и формирователя синхронного ансамбля (2). Здесь: 1 – матричный фильтр восстановления медленной волны, 2 – формирователь синхронного ансамбля, 3 – блок формирования ансамблей, 4 – блок вычисления собственных векторов, 5 – селектор собственных векторов, 6 – блок формирования матрицы оператора матричной фильтрации, 7 – матричный множитель, 8 – блок восстановления временного ряда, 9 – инвертор ВРМВ с знаком (-), 10 – сумматор уровень вероятности, 11 – блок вычисления функции распределения и вычисления перцентили с удаляем МВ, 12 – пороговое устройство, 13 – формирователь строк синхронного ансамбля

Управляющий блока 3 обеспечивает управление режимом формирования ансамблей (асинхронный ансамбль или траекторная матрица); управляющий блока 5 – задаёт номер собственного вектора; управляющий блока 11 – задаёт процент для вычисления перцентили. В блоке 3 происходит формирование ансамблей блока 3, используемых при устранении медленной волны. В блоке 4 вычисляются собственные векторы ансамбля; в блоке 5 в соответствии с управляющим сигналом, поступающим блока 5, выбираются собственные

векторы, которые используются для восстановления ансамбля медленной волны. В блоке 6 формируется матрица оператора матричного фильтра восстановления медленной волны $D_{M,M} = \psi_{M,L} \cdot \psi'_{M,L}$. В блоке 7 происходит восстановление ансамбля медленной волны, который в блоке 8 преобразуется во временной ряд.

Задача формирования синхронного ансамбля сводится к определению положения R-зубцов и проведению синхронизации на их основе. В качестве основного варианта алгоритма для определения положения R-зубцов в исходном временного ряда и синхронизации элементов разработан алгоритм, представленный на рисунке 2.5 [31]:

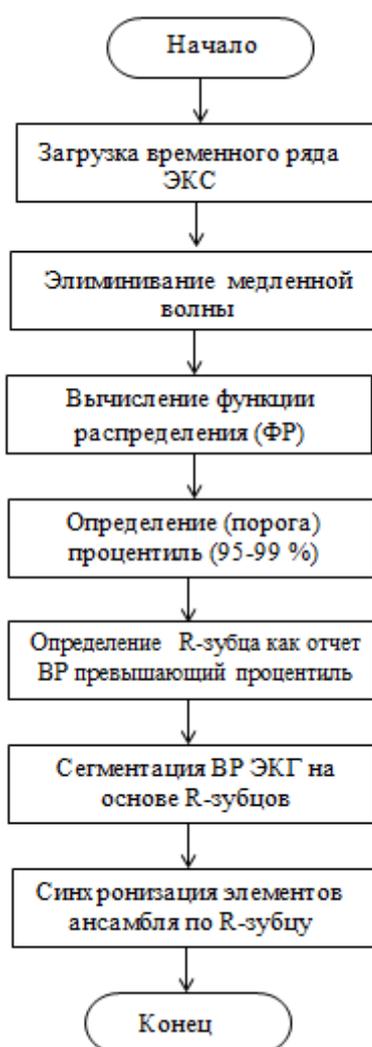


Рисунок 2.5 – Алгоритм, реализующий способ формирования синхронного ансамбля

Как видно из рисунка 2.5, алгоритм формирования синхронного ансамбля заключается в следующем: из исходного временного ряда выделяется медленная волна. Далее у полученного таким образом временного ряда вычисляется функция распределения (ФР) и определяется пороговое значение, равное процентилю заданного уровня (от 95% до 99%) временного ряда. Положение R-зубцов определяется по превышению порога временным рядом. Положение R-зубцов используется для выбора сегментов ЭКГ, составляющих синхронный ансамбль; каждый сегмент содержит фиксированное число отсчетов слева и справа от соответствующего R-зубца.

2.4. Методы отбора комплексов для формирования ансамблей

Для отбора PQRST-комплексов и формирования ансамблей используются разные методы: классификация посредством сравнения PQRST-комплекса с образцами, кластеризация [9] (в том числе с использованием нейронных сетей [10]). Классификация или кластеризация комплексов позволяет осуществлять логический анализ последовательности комплексов [9].

Для классификации и кластеризации используются алгоритмы, сравнивающие последующие PQRST-комплексы с предыдущими (формирование кодовой книги отрезков ЭКГ [8], наложение последовательных комплексов - «суперимпозиция» [25]). Такое сравнение производится автоматически или в режиме диалога. При использовании диалогового режима для последовательной классификации комплексов в алгоритме предусмотрена возможность обучения системы анализа классифицировать похожие комплексы, что позволяет сократить время анализа длинной ЭКГ [25].

Результат использования таких алгоритмов кластеризации и классификации PQRST-комплексов зависит не только от вида комплексов, но и от порядка их следования в ЭКГ. Это означает, что решение о принадлежности некоторого

PQRST комплекса к тому или иному классу определяется критерием, который зависит от временного положения этого комплекса в ЭКГ.

Зависимость критерия принятия решения от времени усложняет работу исследователя, которого интересует вид наблюдаемых PQRST-комплексов. Исходя из этого, очевидно, необходима критерий по возможности простой и зависящий только от самого исследуемого PQRST-комплекса.

При кластеризации PQRST-комплексов в длинной ЭКГ число групп (кластеров) может быть большим (например, 16 групп по 16 кластеров при анализе с помощью автоматизированной системы «Холтер-ДМС» [25]). Для исследователя такое число групп может быть избыточным, следовательно, возникает вопрос о целесообразности объединения разных групп в один ансамбль.

Самый простой вариант разбиения множества изучаемых PQRST-комплексов – это разбиение на каждом этапе исследования на две группы в зависимости от значения.

Входящие в ансамбль отрезки ЭКГ подвергаются обработке. Цель обработки при анализе – это удаление помехи (низкочастотной составляющей – «медленной волны» [4]), при сжатии – изменение характеристик сигнала для уменьшения объема хранимого сигнала (уменьшение числа разрядов, необходимых для хранения [30]).

Для уменьшения числа разрядов хранимых отрезков ЭКГ при заданной точности (шаге квантования) в [30] осуществлялось вычитание из отрезков ЭКГ, входящих в ансамбль, среднего PQRST-комплекса, найденного для множества пациентов. При таком вычитании ансамбль содержит в себе не сами кардиоосцилляции, а их отклонение от среднего. Однако, при большом (около 900) числе пациентов эта процедура не приводит к существенному уменьшению объема хранимой записи [30]. Кроме того, для анализа диагностически значимых признаков необходимо перейти от отклонения PQRST-комплекса к самому PQRST-комплексу, а для этого следует хранить не только отклонения, но и средний PQRST-комплекс, что усложняет хранение и анализ ЭКГ.

Для удаления низкочастотной помехи (медленной волны) из каждого отрезка ЭКГ, входящего в ансамбль, в работе [4] предложено вычитать оценку линейного или полиномиального тренда, полученного по выбранным отсчётам ЭКГ. Такое вычитание может приводить к искажению формы PQRST-комплекса, которое тем сильнее, чем больше порядок полинома, и к потере диагностически значимой информации.

Поэтому с целью минимизации вероятности ошибки при диагностике решение о порядке полиномиального тренда, удаляемого из отрезков ЭКГ, должно приниматься исходя из вида PQRST-комплексов, входящих в ансамбль.

2.5. Сравнительный анализ методов дисперсионного картирования и кардиоайгеноскопии

В таблице 2.3 приведены основные характеристики методов дисперсионного картирования и кардиоайгеноскопии.

Таблица 2.3- Сравнительный анализ методов дисперсионного картирования и кардиоайгеноскопии

Метод Характеристика	Дисперсионное картирование	Кардиоайгеноскопия
Предмет анализа	Среднее и дисперсия ЭКС на разных участках PQRST-цикла	Типичное поведение и вариации кардиоцикла
Полнота представления кардиоцикла	Теряется информация о корреляциях ЭКС между разными участками PQRST-цикла	Теряются компоненты ЭКС, относительная энергия которых мала (энергетически не доминирующие компоненты)
Возможность сжатия и восстановления ЭКС	Позволяет восстановить поведение ЭКС «в среднем» (средний PQRST –цикл)	Позволяет восстановить поведение ЭКС с заданной точностью

Как видно из таблицы, кардиоайгеноскопия, в отличие от дисперсионного картирования, позволяет восстановить ЭКС с заданной точностью.

2.6. Выводы

1. Эффективность методов анализа, отображения и сжатия ЭКГ-сигнала зависит от того, насколько однородным является множество PQRS-комплексов, подвергаемых анализу или сжатию и сгруппированных в, так называемый, ансамбль кардиоосцилляций.
2. Анализ различных способов формирования ансамбля показал преимущество синхронного ансамбля при решении задачи обработки, анализа и хранения ЭКГ.
3. Использование собственных векторов требует минимального числа компонент для представления (без потери информации) элементов СА. Именно поэтому кардиоайгеноскоп реализует максимально возможную точность представления элементов синхронного ансамбля при заданном числе независимых друг от друга компонент.
4. Представленный технический подход на основе айгеноскопии для решения задач обработки, анализа и сжатия электрокардиосигналов, а также математическая суть метода и его специфические особенности и возможности, в том числе в применении к анализу электрической деятельности ансамбля клеток миокарда.

Таким образом, представляет научный интерес развитие метода кардиоайгеноскопии для обработки анализа и сжатия ЭКГ, что является предметом исследования в следующей главе.

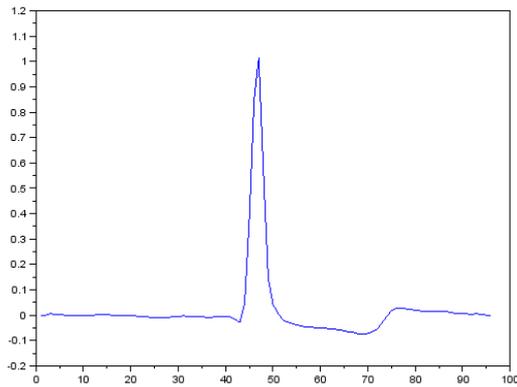
Глава 3. Разработка методов и алгоритмов формирования синхронных ансамблей для обработки и хранения ЭКГ

Во второй главе были рассмотрены теоретические предпосылки выбора основных методов обработки, анализа и сжатия ЭКГ-сигнала. Было показано, что одним из направлений решения задач обработки и хранения электрокардиографического сигнала является применение метода кардио-айгеноскопии. Анализ данного метода позволил сделать выводы о необходимости исследования его эффективности для обработки, анализа и хранения ЭКГ сигналов с различными отклонениями от нормы.

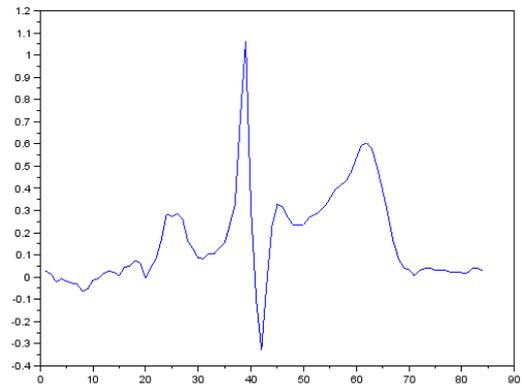
Исходя из этого, в данной главе ставятся задачи разработки алгоритмов формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения ЭКГ-сигналов часто встречающимися отклонениями от нормы: синусовый ритм, желудочковые экстрасистолы.

3.1. Моделирование работы блока формирования синхронного ансамбля кардиоосцилляций

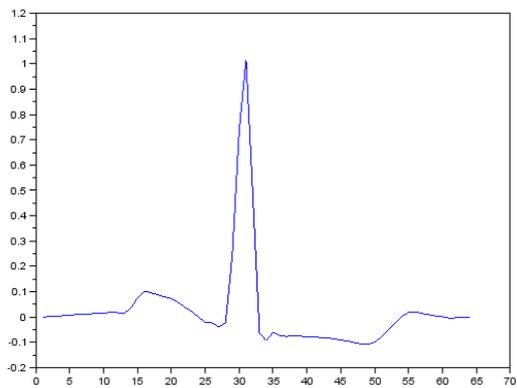
Выше (в разделе 2.3.1.) были описаны конструкция и алгоритм формирования синхронного ансамбля (СА). Для исследования возможностей блока формирования синхронного ансамбля было проведено моделирование его работы. Для этого была создана модель исходного временного ряда (ВР) ЭКГ, состоящего из суммы медленной волны и специально сгенерированной группы комплексов PQRS_T, представленной на рисунке 3.1.



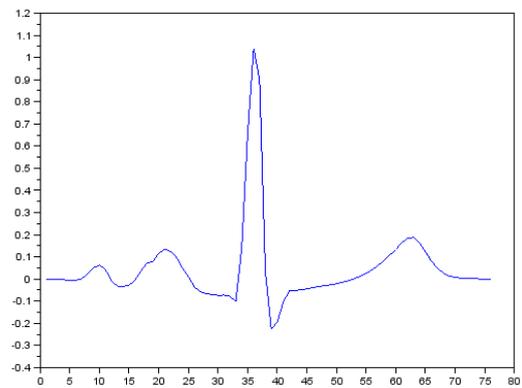
а)



б)



в)



г)

Рисунок 3.1 – Группа комплексов PQRST, используемых при генерировании модельного синхронного ансамбля: а) аритмический синдром, б) блокада ножки пучка Гиса, в) инфаркт миокарда, г) условно здоровые

На рисунке 3.1 показаны использованные при генерации PQRST-комплексы: а именно с аритмическим синдромом (а); с блокадой ножки пучка Гиса (б); с инфарктом миокарда (в); для условно здорового человека (г). По оси абсцисс – номер отсчета, по оси ординат – амплитуда сигнала.

На рисунке 3.2 показана сформированная сумма медленной волны (низкочастотная помеха) и модельной последовательности. Амплитуды PQRST-комплекса в исходной последовательности распределены равномерно.

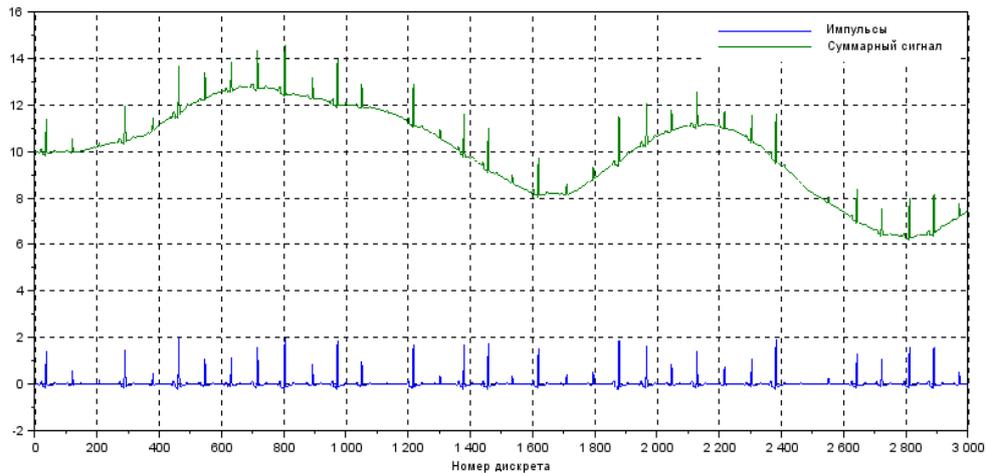


Рисунок 3.2 – Сформированная сумма медленной волны и модельной последовательности PQRST-комплексов. По оси абсцисс – номер отсчета, по оси ординат – значение сигнала

Для примера рассмотрен вариант, в котором, как для оценки собственных векторов, так и для восстановления медленной волны используется асинхронный ансамбль, способ формирования которого описан в таблице 2.1.

На рисунке 3.3 показана восстановленная медленная волна, а на рисунке 3.4 проведено сопоставление модельного временного ряда и модельного временного ряда после устранения медленной волны.

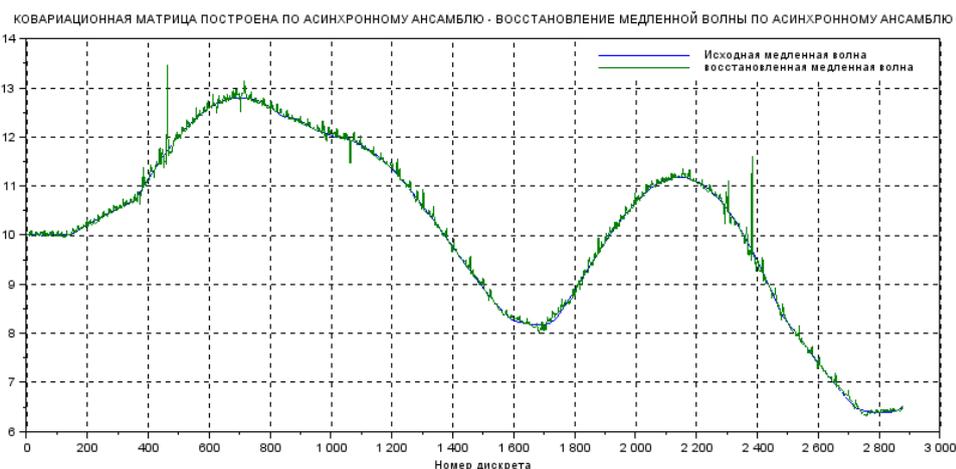


Рисунок 3.3 – Восстановленная медленная волна по асинхронному ансамблю и с использованием собственных векторов, определенных по асинхронному ансамблю. По оси абсцисс – номер отсчета, по оси ординат – значение сигнала

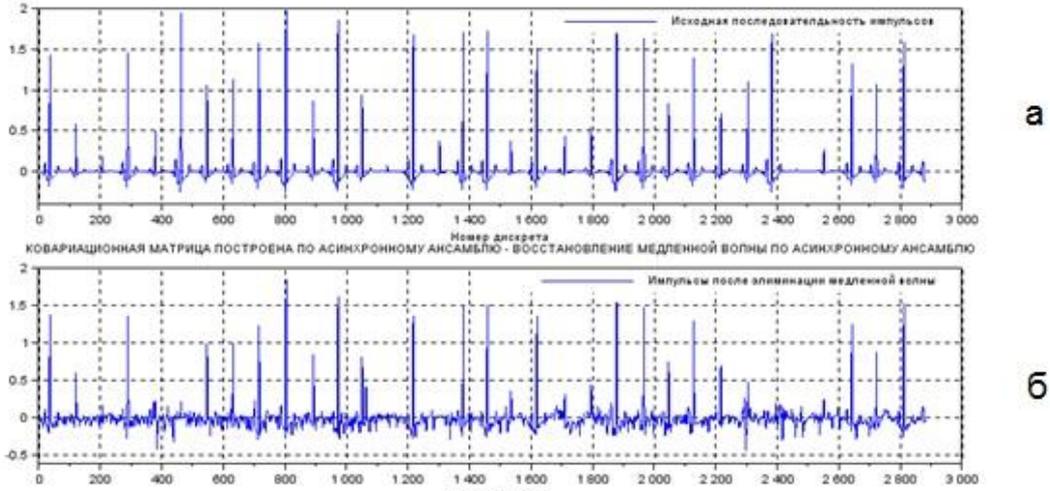


Рисунок 3.4 – Сопоставление модельного временного ряда (а) и модельного временного ряда с устраненной медленной волной (б)

Для определения положения R-зубцов в модельном временном ряде после устранения медленной волны используется пороговая схема (раздел 2.3.1). На рисунке 3.5 приведена функция распределения (ФР), полученная для отсчетов временного ряда ЭКГ-сигнала после устранения медленной волны. Порог определяется как величина квантили порядка 0.97- 0.99. Далее проводится оценка положений R-зубцов и формирование синхронного ансамбля. Положение R-зубца определяется как середина интервала, на котором превышен порог.

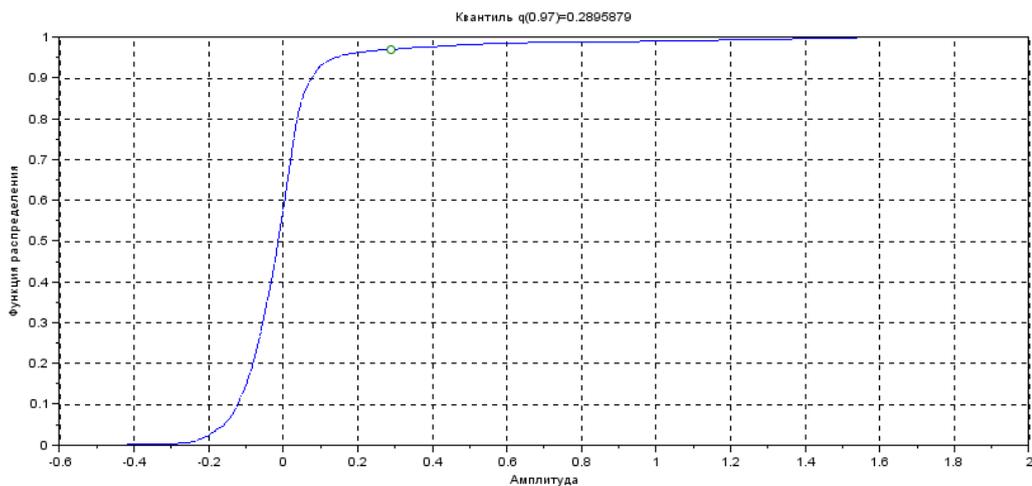


Рисунок 3.5– Функция распределения для отсчетов временного ряда после устранения медленной волны. Точкой показано значение функции распределения, соответствующее уровню квантили 0,97

На рисунке 3.6 приведен пример формирования синхронного ансамбля с использованием центрированных синхронных элементов. Элементы ансамбля демонстрируют наличие трендов, являющихся частями медленной волны.

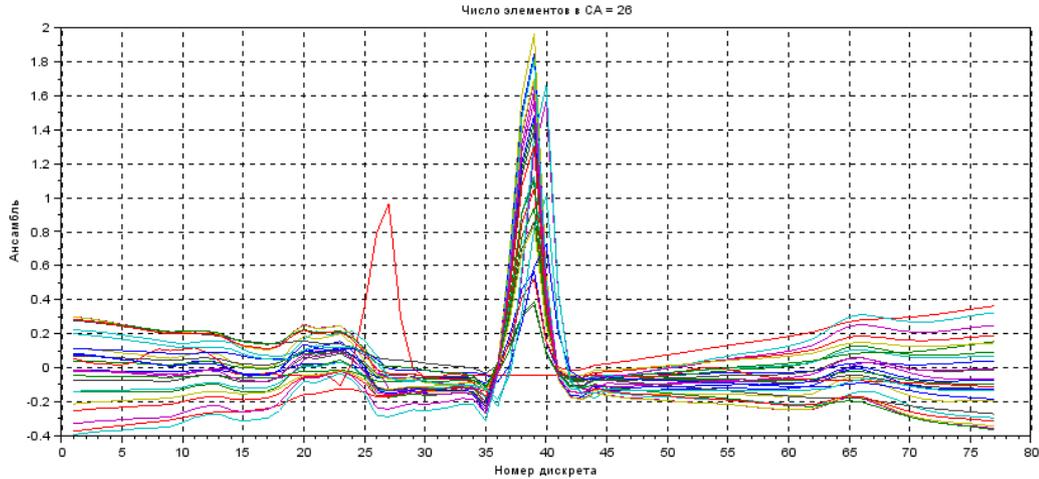


Рисунок 3.6 – Пример формирования синхронного ансамбля из центрированных элементов, синхронизированных с R-зубцами.

Недостатком описанного в разделе 2.3.1 блока формирования синхронного ансамбля является пропуск R-зубцов, что недопустимо, так как информация об их положении используется в кардиоайгеноскопе для восстановления ЭКГ. Для устранения данного недостатка необходима модификация алгоритма формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций, с последующей проверкой его эффективности на реальной базе данных ЭКГ.

В соответствии с [16], в процессе работы описанного в разделе 2.3.1 блока формирования синхронного ансамбля наибольшая точность при устранении медленной волны достигается в случае, использования траекторной матрицы. Однако использование траекторной матрицы требует больших временных и вычислительных затрат. Уменьшение вычислительных затрат на устранение медленной волны можно получить при использовании асинхронного ансамбля [16].

Можно оценить минимальные вычислительные затраты при работе описанного в разделе 2.3.1 блока формирования синхронного ансамбля

следующем образом. При формировании синхронного ансамбля с использованием матричной фильтрации (раздел 2.3.1) предполагается: формирование ансамбля, вычисление собственных векторов его ковариационной матрицы и перемножение матрицы фильтрации и ансамбля. При размере интервала анализа M отсчетов матрица оператора матричной фильтрации содержит M^2 элементов, и её умножение на матрицу ансамбля, содержащего L элементов ансамбля, требует $2M^2L$ операций сложения и умножения. Длина интервала анализа должна быть достаточно большой, чтобы отделить медленную волну от изменений сигнала, представляющих кардиоциклы.

Если использование асинхронного ансамбля, то $L = \frac{N}{M}$, и для перемножения матрицы оператора фильтрации и матрицы ансамбля требуется $2MN$ отсчетов. При длине интервала анализа $M = 100$ отсчетов требуется $200N$ операций только для матричной фильтрации (не считая временных затрат на вычисление собственных векторов).

3.2. Модификация алгоритма формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций

Для исследования разработанных методов и алгоритмов обработки, анализа и хранения ЭКГ-сигналов были использованы известные в научном сообществе базы данных биоэлектрических сигналов The PTB Diagnostic ECG Database [28] и база данных РОХМиНЭ [29]. В базы данных входят ЭКГ как пациентов в норме, так и с отклонениями (аритмический синдром). Характеристика БД приведена в (таблице 3.1)

Таблица 3.1 Характеристика базы данных.

Характеристики Б.Д	The PTB Diagnostic ECG Database	РОХМиНЭ
Частота дискретизации, Гц	1000	250
Длительность записей	одна минута	36.25 минут
Типы ЭКГ, выбранные для анализа	<ul style="list-style-type: none"> • Нормальные • Аритмический синдром • Инфаркт миокарда • Блокада ножки пучка Гиса 	<ul style="list-style-type: none"> • Синусовый ритм • Желудочковые экстрасистолы

Ранее было показано, что при анализе, отображении и сжатии PQRST-комплексов должны формироваться ансамбли кардиоосцилляций, отвечающие целям анализа. Способ формирования ансамблей зависит от условий, в которых производится анализ.

На рисунке 3.7 показан отрезок холтеровской ЭКГ, где по оси x – время в секундах, а по оси y – амплитуда ЭКГ, из которого сформирован синхронный ансамбль, представленный на рисунке 3.8, где по оси ординат – амплитуда ЭКГ в милливольтгах, а по оси абсцисс – номер отсчета ЭКГ (3.8)

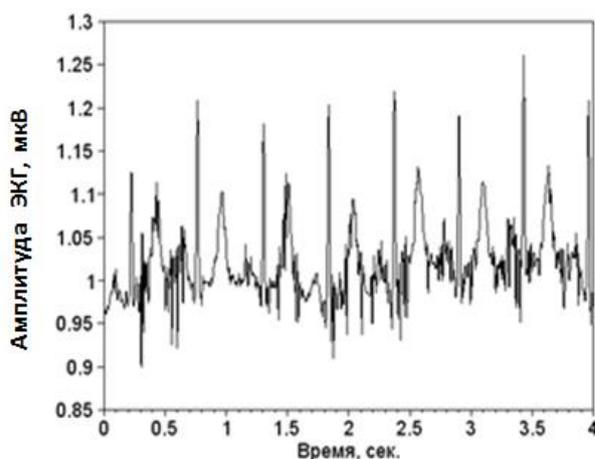


Рисунок 3.7– Отрезок холтеровской ЭКГ

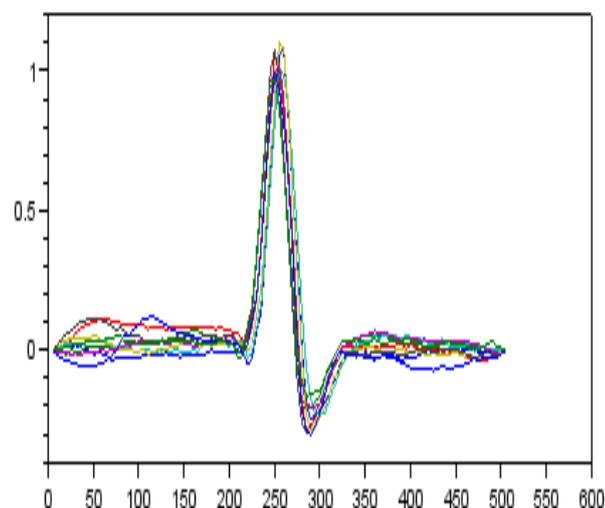


Рисунок 3.8– Синхронный ансамбль

Результаты анализа и сжатия электрокардиосигнала существенно зависят от способа формирования ансамбля кардиоциклов. Так, анализ синхронного ансамбля PQRST-циклов ЭКГ позволяет отдельно анализировать свойства PQRST-цикла и последовательности R-R интервалов [31], а асинхронный ансамбль, построенный из отрезков ЭКГ, не позволяет анализировать свойства PQRST-цикла [31].

Точное определение положения R-зубцов является актуальной задачей, от которой зависит, например, достоверность электрокардиографического сигнала, в том числе при решении задачи восстановления ЭКГ после ее сжатия.

Сигнал из отведения ЭКГ (пример возможного варианта такого сигнала представлен на рисунке 3.9) подается на вход перестраиваемого фильтра, имеющего конечную импульсную характеристику (ИХ), представленную на рисунке 3.10. Фильтр осуществляет «дифференцирование» входного отведения ЭКГ, подавляя одновременно низкочастотную составляющую – медленную волну.

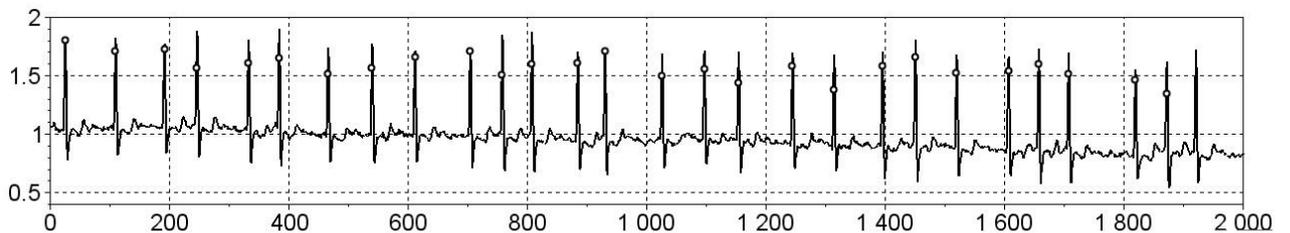


Рисунок 3.9 – Исходная ЭКГ (соответствует II отведению для пациента № 286 [28]). Кружочками обозначены положения R-зубцов (пропуски R-зубцов отсутствуют)

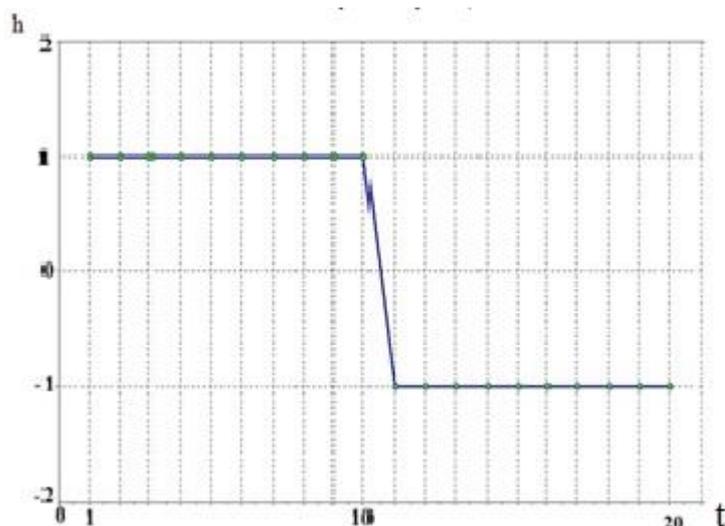


Рисунок 3.10– Импульсная характеристика перестраиваемого фильтра: по оси абсцисс – номер отсчёта, по оси ординат – значение импульсной характеристики

Как видно из рисунка 3.10, импульсная характеристика имеет равное число n ненулевых положительных n_+ и ненулевых отрицательных n_- отсчётов с одинаковым абсолютным значением

$$h(t) = \begin{cases} 1 & \text{если } n_1 \leq t \leq n, \\ -1 & \text{если } n+1 \leq T \leq 2 \cdot n, \\ 0 & \text{если } t > 2 \cdot n \end{cases}, \quad (3.1)$$

где t – дискретное время.

Число отсчетов может выбираться вручную или задаваться автоматически из условия

$$n = n_+ = n_- = \text{ceil}(T_R \cdot F), \quad (3.2)$$

где F – частота дискретизации в Гц;

$\text{ceil}(\dots)$ – целая часть;

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

Устранение медленных вариаций ЭКГ и возможность оценки положения R-зубцов обусловлены видом импульсной характеристики перестраиваемого фильтра.

Примем для определенности, что R-зубцы сигнала положительны. При

таким предположением перестраиваемый фильтр преобразует сигнал так, что на выходе фильтра каждому R-зубцу соответствует пара «положительный импульс — отрицательный импульс». Первый импульс соответствует переднему фронту R-зубца, второй – его заднему фронту (рисунок 3.11)

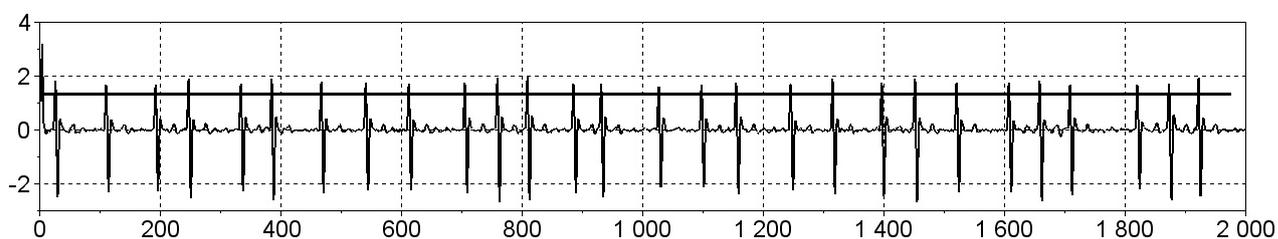


Рисунок 3.11 – Сигнал на выходе перестраиваемого фильтра при подаче ЭКГ на его вход

Анализ ЭКГ сигналов, приведенных на рисунках 3.9 и 3.11, показывает, что даже при значительных вариациях нулевой линии на входе фильтра сигнал на его выходе имеет ярко выраженные положительные и отрицательные пики, соответствующие передним и задним фронтам R-зубцов входного сигнала ЭКГ.

Сигнал, поступающий с выхода перестраиваемого фильтра, подвергается одностороннему ограничению и последующему сравнению с порогом, что иллюстрируется на рисунке 3.12.

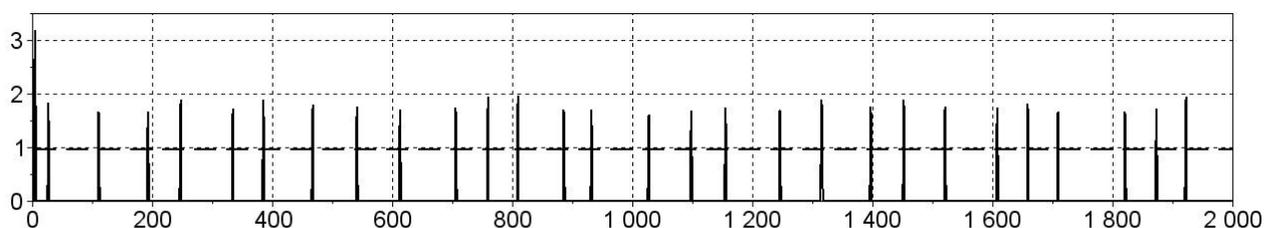


Рисунок 3.12 - Значение порога показано горизонтальной линией

Вид передаточной функции перестраиваемого одностороннего ограничителя представлен на рисунке 3.13.

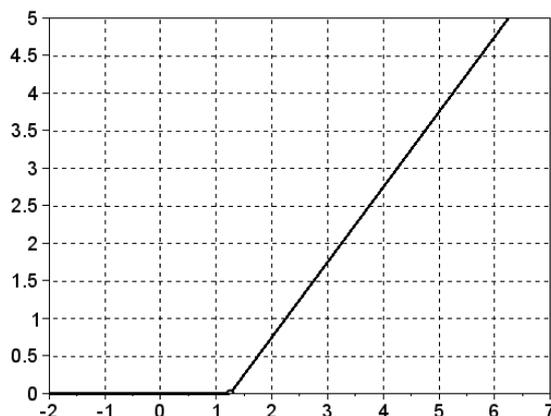


Рисунок 3.13– Передаточная функция перестраиваемого одностороннего ограничителя: по оси абсцисс – амплитуда сигнала на входе ограничителя, по оси ординат – амплитуда сигнала на его выходе

В процессе перестройки у передаточной функции меняется положение точки излома. В простейшем варианте конструкции точка излома принимается равной 0. При этом ограничитель убирает отрицательные значения сигнала. Оставшаяся ненулевой после ограничителя часть сигнала сравнивается с порогом (рисунок 3.12).

Моменты превышения порога рассматриваются как оценки моментов времени, определяющие положение R-зубцов. По этим моментам времени из отрезков ЭКГ и формируется синхронный ансамбль (рисунок. 3.14-а). После этого из отрезков ЭКГ, входящих в ансамбль, удаляются тренды, определяемые медленной волной ЭКГ. Результат обработки показан на рисунки 3.14-б.

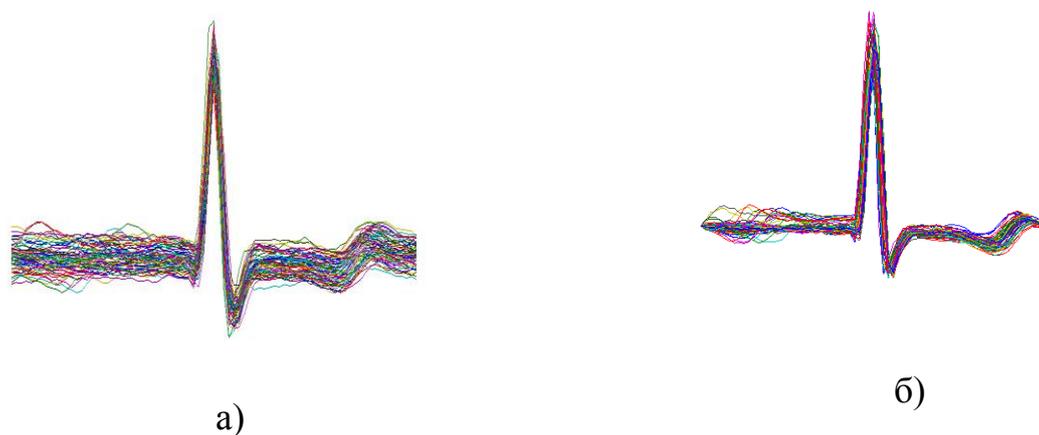


Рисунок 3.14– Синхронный ансамбль кардиоосцилляций: а- без удаления линейного тренда и юстировки положения R-зубцов; б - после удаления линейного тренда ЭКС

Для более точного формирования ансамбля моменты времени, соответствующие R-зубцам, уточняются, а именно, производится их юстировка [31]. Пример ансамбля, сформированного с использованием автоматической юстировки по положению максимумов PQRST-комплексов, показан на рисунке 3.15.

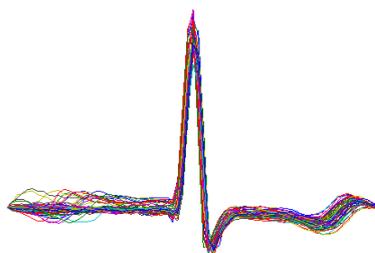


Рисунок 3.15 – Синхронный ансамбль кардиоосцилляций после юстировки положения R-зубца

Таким образом, модифицированный алгоритм позволяет формировать синхронный ансамбль при наличии в ЭКГ значительной по амплитуде, изменчивой, медленной (по сравнению с длительностью единичного кардиоцикла) составляющей.

Оценим вычислительные затраты при работе описанного алгоритма. При длине конечной импульсной характеристики n отсчетов, при фильтрации приходится $2n$ операций сложения и умножения на каждое положение окна на временном ряде. Работа одностороннего ограничителя требует одной операции сравнения и двух операций (сложения и умножения) на положение окна. Таким образом, для получения сигнала, сравниваемого с порогом, требуется $(2n + 3)(N - n + 1)$ операций для временного ряда длины N отсчетов. Длина импульсной характеристики фильтра должна быть маленькой, так как данный фильтр осуществляет «дифференцирование» сигнала. При достаточной длине $n = 20$ отсчетов необходимо всего $43(N - 42)$ операций.

Как показано в разделе 3.1, формирование синхронного ансамбля с использованием матричной фильтрации требует при длине интервала анализа 100 отсчетов требует, по крайней мере, $200N$ операций. Таким образом, вычислительные затраты при работе предложенного алгоритма формирования синхронного ансамбля, меньше, чем при способе формирования ансамбля, описанном в разделе 3.1.

3.3. Исследование разработанного алгоритма формирования синхронного ансамбля для анализа различных типов ЭКГ

На основе описанного метода синхронизации были приготовлены синхронные ансамбли кардиоосцилляций для двух отрезков первого отведения записи ЭКГ холтеровского мониторирования Rh2002: «Синусовый ритм. Желудочковые экстрасистолы. Дрейф базовой линии» из базы данных РОХМиНЭ [28]. При анализе ЭКГ использовалась программная демонстрационная версия кардиоайгеноскопа [33].

На рисунке 3.16 показан ансамбль, построенный для отрезка ЭКГ, содержащего только синусовый ритм и дрейф базовой линии. Отрезки ЭКГ, составляющие ансамбль, после устранения тренда оказываются близки к типичному PQRS-комплексу при синусовом ритме. Поэтому возможен их

эффективный анализ как при помощи кардиоайгеноскопа, так и методом (ДК)

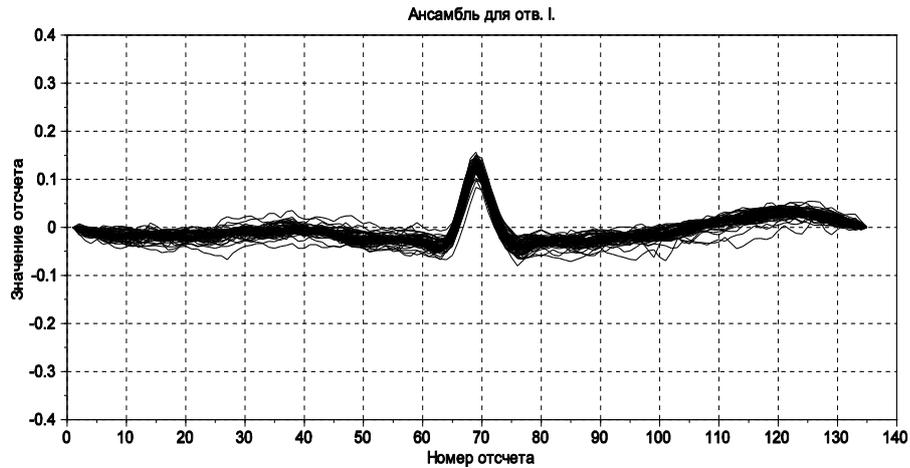


Рисунок 3.16 – Ансамбль, сформированный для отрезка ЭКГ: по оси x-номер отсчета, по оси y-значение отсчета

На рисунке 3.17 представлен синхронный смешанный ансамбль, построенный для отрезка ЭКГ, содержащего синусовый ритм, дрейф базовой линии, и желудочковые extrasystoles. Форма одних отрезков ЭКГ, составляющих этот ансамбль, близка к типичной форме PQRST-комплекса при синусовом ритме, в то время как другие отрезки ЭКГ в ансамбле имеют форму, типичную для желудочковых extrasystoles.

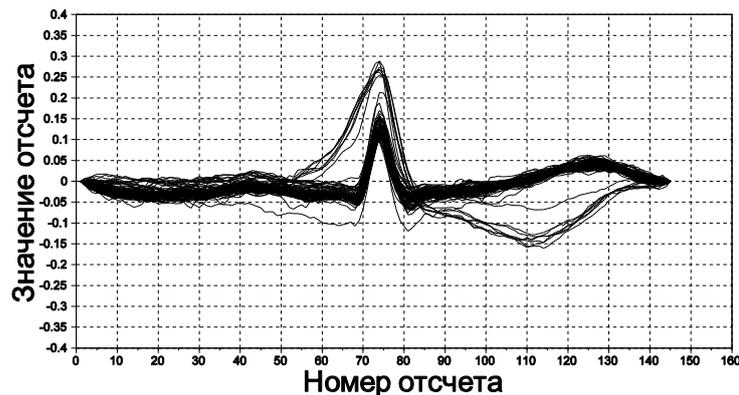


Рисунок 3.17– Синхронный смешанный ансамбль, построенный для отрезка ЭКГ по I отведению записи Rh2002 «Синусовый ритм, желудочковые extrasystoles, дрейф базовой линии» из базы данных РОХМиНЭ

На рисунке 3.18 показан нормированный спектр собственных значений, полученный для ковариационной матрицы этого ансамбля и показывающий энергетический вклад первых двух компонент в смешанном ансамбле.

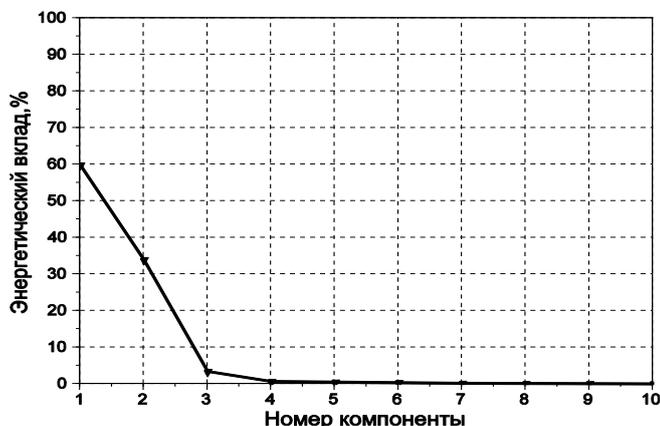


Рисунок 3.18– Относительный энергетический вклад компонент смешанного ансамбля

Из этого рисунка видно, что относительный энергетический вклад первых двух компонент в смешанном ансамбле равен 60% и 32% соответственно, то есть для представления смешанного ансамбля требуется, по крайней мере, две компоненты. Анализ среднего значения и дисперсии отсчетов такого ансамбля не учитывает его сложности и поэтому неэффективен.

Типичная форма отрезков ЭКГ и типичная микроальтернация, полученные для ансамбля в целом, сочетают признаки как синусового ритма, так и желудочковых экстрасистол (рисунки 3.19 и 3.20), что затрудняет интерпретацию этих признаков при кардиоайгенокопии.

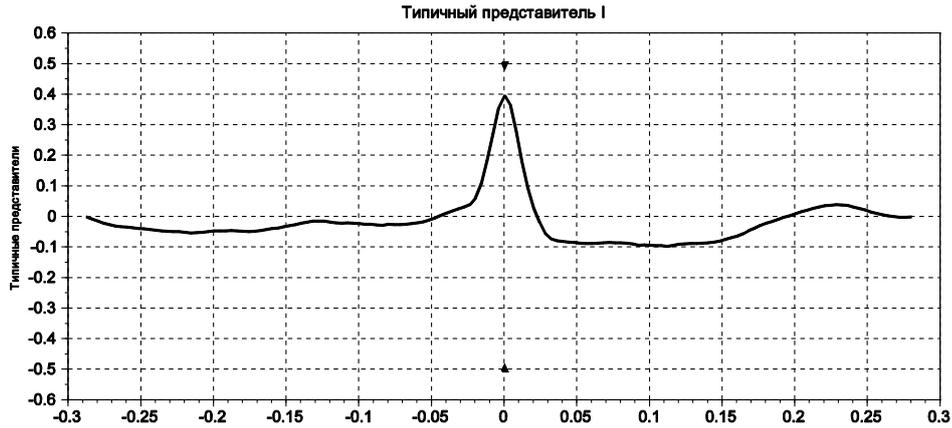


Рисунок 3.19– Типичная форма отрезков ЭКГ смешанного ансамбля. По оси абсцисс – время на интервале анализа (положение R-зубца принято за 0), секунд.

По оси у – амплитуда, мВ

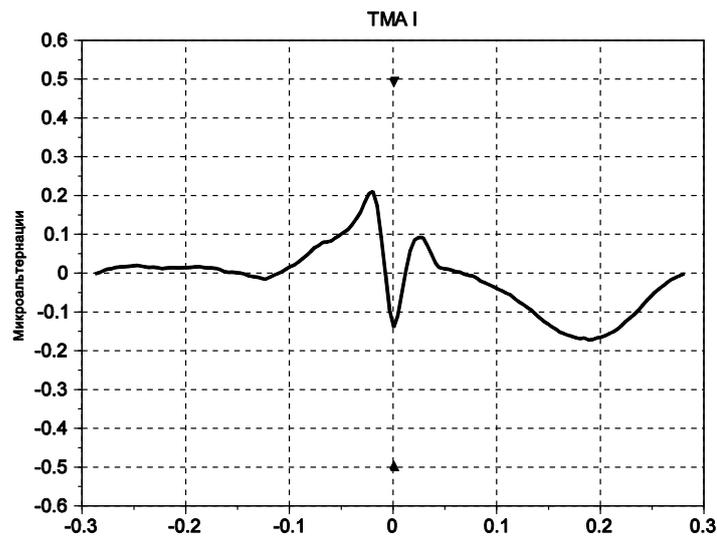


Рисунок 3.20– Типичная микроальтернация, полученная для смешанного ансамбля. По оси абсцисс – время на интервале анализа (положение R-зубца принято за 0), секунд. По оси у – амплитуда, мВ

Таким образом, формирование синхронного ансамбля с использованием описанного метода эффективно при устранении медленной волны из ЭКГ с синусовым ритмом и анализе формы PQRST-комплексов. При анализе ЭКГ, содержащей кардиоосцилляции двух типов (как синусовый ритм, так и желудочковые экстрасистолы), описанный метод позволяет сформировать

смешанный ансамбль, содержащий отрезки ЭКГ обоих типов.

Анализ такого ансамбля в целом с использованием кардиоайгеноскопа или дисперсионного картирования неэффективен. Поэтому при наличии желудочковых экстрасистол целесообразно использовать другие методы формирования ансамбля, которые позволяют получить так называемые «чистые» ансамбли синусовых PQRS-комплексов и желудочковых экстрасистол, либо использовать дополнительные методы обработки полученного ансамбля в зависимости от решаемой задачи. В связи с этим, необходима разработка алгоритма отбора элементов ансамбля.

3.4. Разработка методики отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций

Элемент ансамбля $|X_l\rangle = (x_{l,n})$ при $l = 1, \dots, L$ представляет собой вектор-столбец, состоящий из N отсчётов $x_{l,n}$ электрокардиосигнала на конечном интервале анализа.

Сначала для каждого элемента ансамбля вычисляется среднее значение:

$$\mu_l = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_{l,n}, \quad (3.3)$$

которое вычитается из каждого отсчёта элемента ансамбля

$$y_l = (x_{l,n} - \mu_l). \quad (3.4)$$

В результате такого вычитания получается вектор-столбец $|Y_l\rangle = (y_{l,n})$ центрированных элементов ансамбля кардиоосцилляций. Центрированные элементы ансамбля визуализируются в виде графиков (рисунок 3.21), наложенных один на другой.

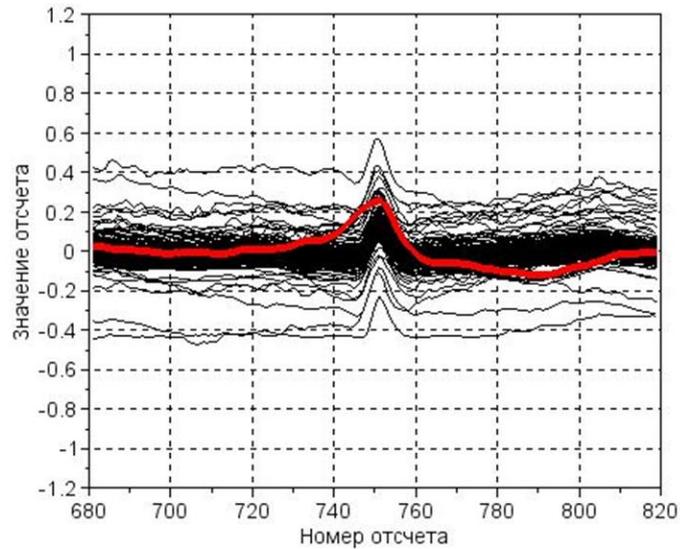


Рисунок 3.21– Синхронный ансамбль, содержащий желудочковую экстрасистолу, для ЭКГ из базы данных РОХМиНЭ, Rh2002, отведение I

Для центрированных элементов ансамбля вычисляются норма:

$$\|Y_l\| = \sqrt{\langle Y_l | Y_l \rangle} = \sqrt{\sum_{n=1}^N y_{l,n}^2}, \quad (3.5)$$

попарное скалярное произведение:

$$\langle Y_l | Y_m \rangle = \sum_{n=1}^N y_{l,n} y_{m,n}, \quad (3.6)$$

коэффициент корреляции между двумя элементами ансамбля

$$C_{l,m} = \frac{\langle Y_l | Y_m \rangle}{\sqrt{\langle Y_l | Y_l \rangle \langle Y_m | Y_m \rangle}} = \cos \alpha_{l,m}, \quad (3.7)$$

где $\alpha_{l,m}$ – угол между векторами $|Y_l\rangle$ и $|Y_m\rangle$. Номера элементов ансамбля l, m , для которых коэффициент корреляции $C_{l,m}$ превышает заданный порог (b), равный 0.97, изображаются точками на диаграмме (рисунок 3.22).

Для отбора элементов ансамбля необходимо выбрать в качестве образца один из элементов ансамбля, с которым сравниваются все остальные элементы ансамбля.

Выбранный элемент выделяется цветом на графике ансамбля кардиоосцилляций (рисунок 3.22), а его номер изображается горизонтальной

линией на диаграмме корреляций между элементами ансамбля. По оси абсцисс отложены номер отсчета ЭКГ, а по оси ординат – элементы ансамбля.

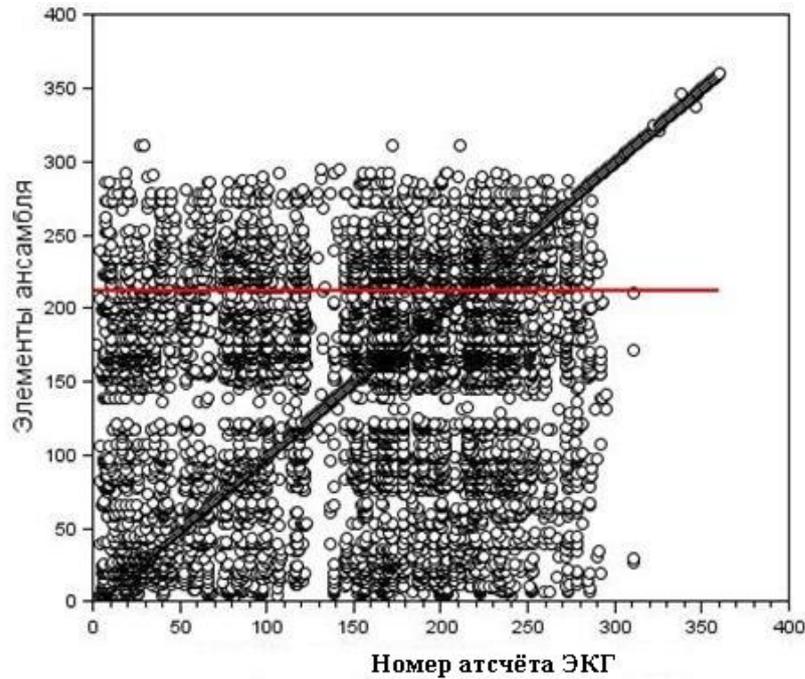


Рисунок 3.22– Корреляции между элементами синхронного ансамбля. По оси абсцисс и оси ординат – номера элементов ансамбля. Точками показаны пары элементов, для которых корреляция превышает 0,97

При отборе элементов ансамбля предполагается, что в его составе есть разные группы элементов, похожих друг на друга (например, синусовые комплексы и желудочковые экстрасистолы). Отбор предполагает, что выбранный пользователем порог отделяет одну группу элементов (с корреляцией, большей порога) от другой группы элементов ансамбля; выбор порога производится способом, описанным далее. Наличие групп означает, что распределение коэффициента корреляции элементов ансамбля с образцом имеет, по крайней мере, две моды. Для оценки плотности вероятностей коэффициента корреляции централизованных элементов ансамбля с выбранным образцом вычисляется гауссовская ядерная оценка плотности вероятности [97,7]:

$$W_{Я,Gauss}(X, \{X_i\}, \sigma_Я) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma_Я \sqrt{2\pi}} \exp \left\{ -\frac{(X-X_i)^2}{2\sigma_Я^2} \right\}, \quad (3.8)$$

где N – объём выборки ,

$\sigma_Я$ – средне квадратичное отклонение гауссовского ядра;

X_i – значения корреляции элементов ансамбля.

Для выбора среднеквадратичного отклонения гауссовского ядра $\sigma_Я$ используется правило Сильвермана [97]:

$$\sigma_Я \approx 1.06 * N^{-1/5} \cdot \langle \sigma \rangle. \quad (3.9)$$

На рисунке 3.24 показан пример ядерной оценки плотности вероятности коэффициента корреляции элементов ансамбля с выбранным образцом – отрезком ЭКГ, содержащим желудочковую экстрасистолу.

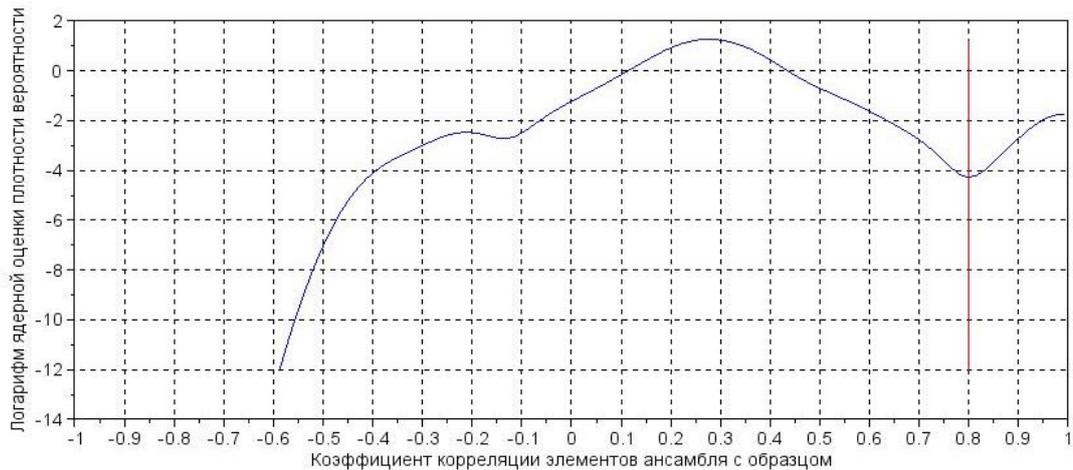


Рисунок 3.23– Коэффициент корреляции элементов ансамбля ЭКГ, содержащей желудочковую экстрасистолу

Из рисунка 3.23. видно, что значениям коэффициента корреляции, близким к 1, соответствует мода распределения коэффициента корреляции. Это означает, что есть множество элементов ансамбля, коррелированных с выбранным образцом. Другая мода оценки плотности вероятности соответствует малым значениям корреляции (около 0.3) и образована элементами ансамбля, которые слабо коррелированы с образцом.

Вертикальной линией отмечено выбранное значение порога коэффициента

корреляции (0.8). Порог коэффициента корреляции выбирается равным минимуму оценки плотности вероятности так, чтобы наилучшим образом разделить две моды распределения. Таким образом, выбранный порог отделяет элементы ансамбля, хорошо коррелированные с образцом, от всех других элементов ансамбля.

Те элементы ансамбля, коэффициент корреляции которых с образцом превышает порог, образуют первый ансамбль. Все остальные элементы, плохо коррелированные с образцом, составляют второй ансамбль. Таким образом, выбор образца позволяет выделить элементы ансамбля, представляющие интерес для пользователя, и анализировать их отдельно от других элементов ансамбля.

Пользователь может акцентировать внимание на таком образце, который является по его мнению, типичным представителем интересующего его класса кардиоосцилляций – например, на «типичной» экстрасистоле. В этом случае первый ансамбль, содержащий элементы, похожие на выбранный образец, представляет собой «ядро», содержащее «типичные» кардиоосцилляции; а второй ансамбль представляет собой «периферию» – кардиоосцилляции, не являющиеся «типичными» с точки зрения пользователя.

Ансамбль кардиоосцилляций, коэффициент корреляции которых с выбранным образцом (отрезком ЭКГ, содержащим желудочковую экстрасистолу) превышает 0,8, представлен на рисунке (3.24 и 3.25).

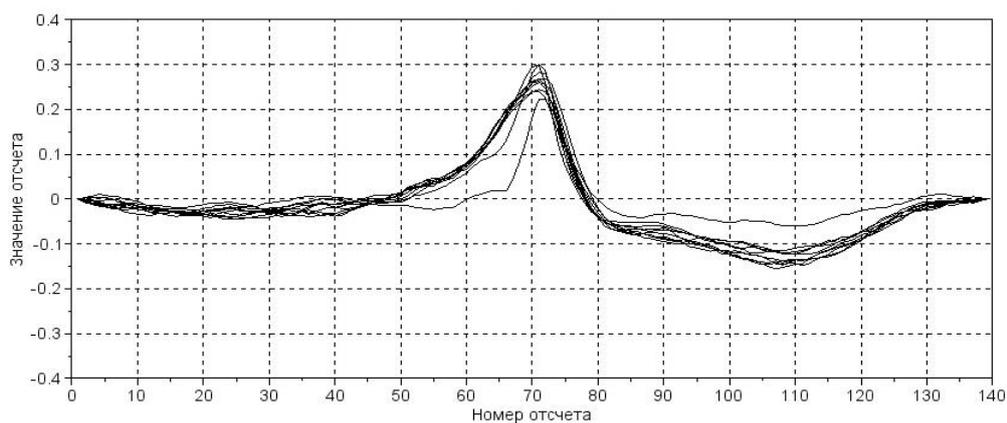


Рисунок 3.24. Ансамбль кардиоосцилляций «ядро», коэффициент корреляции которых с выбранным образцом (отрезком ЭКГ, содержащим желудочковую экстрасистолу) превышает 0,8

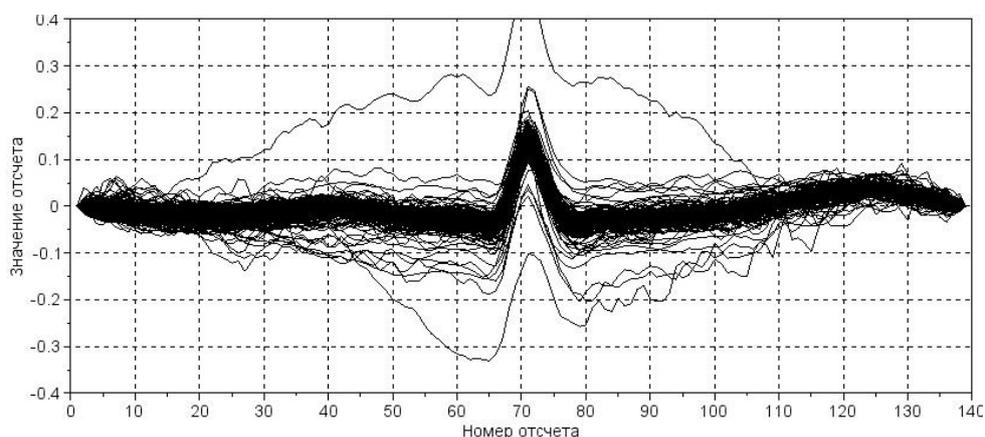


Рисунок 3.25 Ансамбль кардиоосцилляций «периферия», коэффициент корреляции которых с выбранным образцом (отрезком ЭКГ, содержащим желудочковую экстрасистолу) меньше 0,8

Алгоритм реализации разработанной методики отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций представлен на рисунке 3.26.

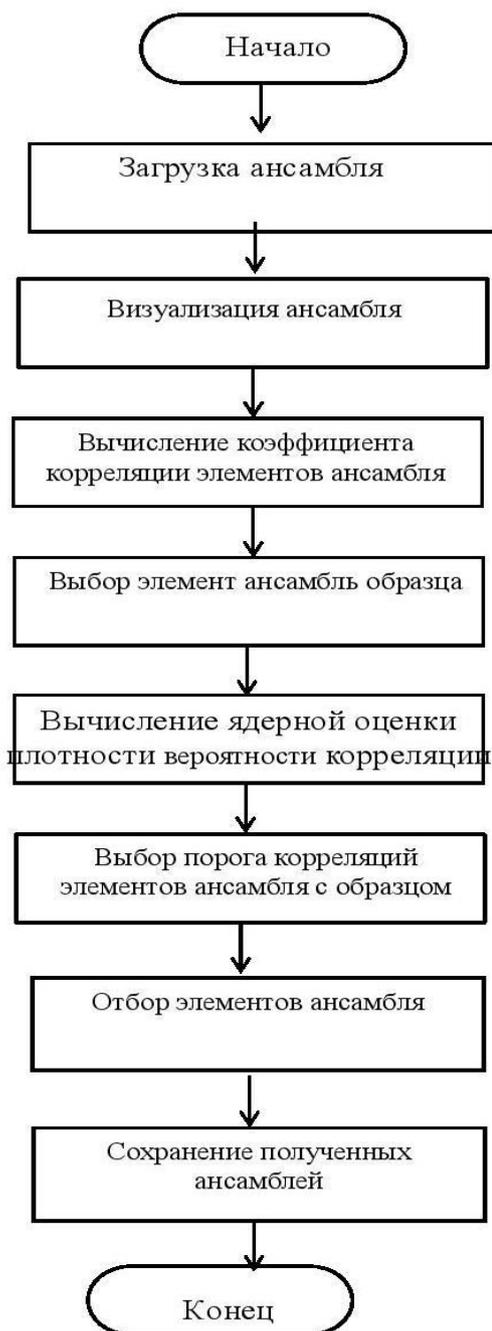


Рисунок 3.26 -Алгоритм отбора элементов ансамбля

3.5. Разработка методики сжатия ЭКГ на основе кардиоайгеноסקопии

Как показано в [16, 4], любой элемент синхронного ансамбля $|a_i\rangle, i = \overline{1:N}$ может быть представлен в виде

$$|a_i\rangle = \sum_{j=1}^K \langle \psi_j | a_i \rangle \cdot |\psi_j\rangle + \varepsilon, \quad (3.10)$$

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 (3.10), включая вычисление коэффициентов разложения $k_{i,j} = \langle \psi_j | a_i \rangle$, а также оценка величины K , обеспечивающей допустимую погрешность ε , осуществляются при восстановлении кардиосигнала и анализа признаков.

Пример работы кардиоайгеноскопа при обработке ЭКГ пациента № 286 из [29] представлен на рисунках 3.27–3.28.

На рисунке 3.29 показан исходный синхронный ансамбль. Сравнение относительной ошибки представления элементов синхронного ансамбля с использованием собственных векторов и ряда Фурье, демонстрирующее преимущество кардиоайгеноскопии, приведено на рисунке 3.28. Первые три собственных вектора, соответствующие ковариационной матрице этого синхронного ансамбля (с указанием нормированных собственных значений в %) представлены на рисунке 3.29.

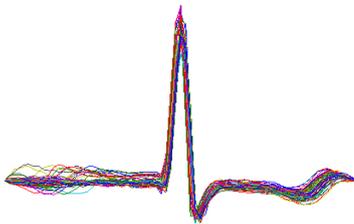


Рисунок. 3.27 Синхронный ансамбль ЭКГ (пациент № 286 из [29], II отведение)

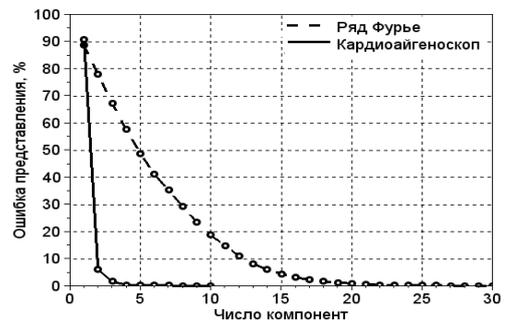
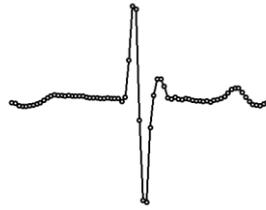


Рисунок. 3.28. Ошибка представления ЭСА в зависимости от числа компонент



а) СВ №1

(в среднем 91% энергии
ЭСА)



б) СВ №2

(в среднем 6% энергии
ЭСА)



в) СВ №3

(в среднем 2% энергии
ЭСА)

Рисунок 3.29 Первые три собственных вектора (СВ) для СА

В работе [59] показано, что для хранения и дальнейшего восстановления ЭКГ длины $N_{ЭКГ} = R \cdot M$ с использованием n собственных векторов и с использованием развёртки синхронного ансамбля в ЭКГ необходимо некоторое количество числовых значений, которое можно определить как

$$N_x = nM + n + nR + R + 1, \quad (3.11)$$

где nM — количество числовых ячеек, необходимое для хранения n первых собственных векторов,

n — количество числовых ячеек, необходимое для хранения n первых собственных значений,

nR — количество числовых ячеек, необходимое для хранения матрицы коэффициентов разложения синхронного ансамбля по n первым собственным векторам, имеющей размер $n \times R$,

R — количество числовых ячеек, необходимое для хранения положений R -пиков,

1 — числовая ячейка, для хранения количества n первых собственных векторов.

Отношение

$$\frac{N_x}{N_{ЭКГ}} = \frac{n}{R} + \frac{(n+1)(R+1)}{RM} \approx \frac{n}{R}. \quad (3.12)$$

Коэффициент сжатия ЭКГ определяется величиной, обратной этому

отношению

$$: \tilde{\Lambda}(n) = \frac{\sum_{j=1}^n \lambda_j}{\sum_{j=1}^M \lambda_j}, n = 1: M \quad (3.13)$$

и равен

$$k_{сж.} = \frac{N_{ЭКГ}}{N_x} \approx \frac{R}{n}. \quad (3.14)$$

При $M = 100$, $R = 100$, и

$n = 4N_x = nN + n + nR + R + 1 = 4 \cdot 100 + 4 + 4 \cdot 100 + 100 + 1 = 905$ чисел. Их хранение, например, в системе Scilab [60,33], требует 10 Кбайт.

3.6. Исследование возможности сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом с помощью кардиоайгеноскопа

Одной из наиболее часто возникающих в практической медицине патологий в работе сердца является аритмия. В связи с этим возникает вопрос об эффективности сжатия с использованием кардиоайгеноскопии ЭКГ-сигнала с аритмическим синдромом, для которого характерна значительная нестабильность RR-интервалов.

Пример поведения RR-интервалов в случае аритмии представлен на рисунке 3.30. Показана диаграмма рассеяния интервалов; по оси абсцисс – RR-интервал слева от R-зубца, по оси ординат – RR-интервал справа от R-зубца.

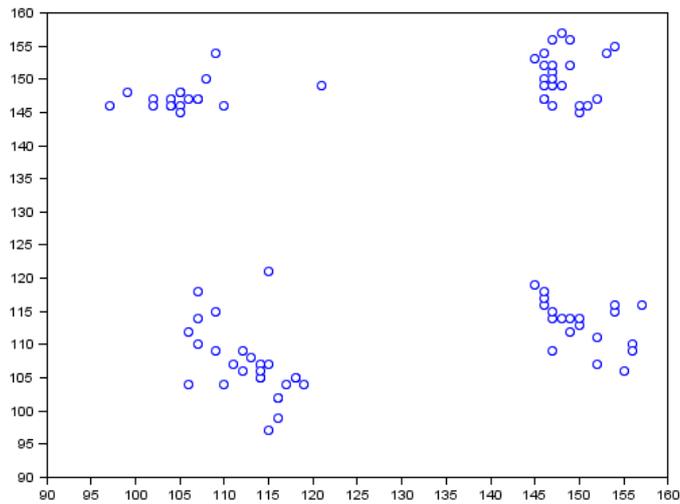


Рисунок 3.30. Диаграмма рассеяния интервалов; по оси абсцисс – RR-интервал слева от R-зубца (отсчетов), по оси ординат – RR-интервал справа от R-зубца (отсчетов)

Как видно из рисунка 3.30, для сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом целесообразно вместо одного синхронного ансамбля использовать четыре, формирование которых велось в зависимости от чередования «коротких» и «длинных» RR-интервалов. Условия формирования такого ансамбля приведены в таблице 3.2.

Таблица 3.2. Условия формирования синхронных ансамблей при разной длительности RR-интервалов

СА	Условия формирования	Параметры элементов синхронного ансамбля
«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: $T_{\text{ЛЕВ}}^{(R-R)}$, $T_{\text{ПРАВ}}^{(R-R)}$ — RR-интервал слева и справа от R-зубца, соответственно, $T_{\text{МИН}}^{(R-R)}$, $T_{\text{МАКС}}^{(R-R)}$, $T_{\text{СРЕДН}}^{(R-R)}$ — минимальный, максимальный и средний RR-интервал, соответственно, $T_{\text{ЛЕВ}}$, $T_{\text{ПРАВ}}$ — величина левого и правого (по отношению к R-зубцу) сегментов элемента синхронного ансамбля.

Для отдельного формирования ансамблей оценивается средняя величина RR-интервала. Каждый из R-зубцов характеризуется величиной RR-интервала слева от этого R-зубца и справа от него. Синхронный ансамбль «А» формируется из элементов, соответствующих R-зубцам, слева от которых RR-интервал меньше среднего, и справа – также меньше среднего. Синхронный ансамбль «Б» формируется из элементов, соответствующих R-зубцам, слева от которых RR-интервал меньше среднего, и справа – больше среднего. Синхронный ансамбль «В» формируется из элементов, соответствующих R-зубцам, слева от которых RR-интервал больше среднего, а справа – меньше среднего. Синхронный ансамбль

«Г» формируется из элементов, соответствующих R-зубцам, слева и справа от которых RR-интервал больше среднего.

На рисунке 3.31 показаны примеры формирования синхронного ансамбля в соответствии с этими условиями.

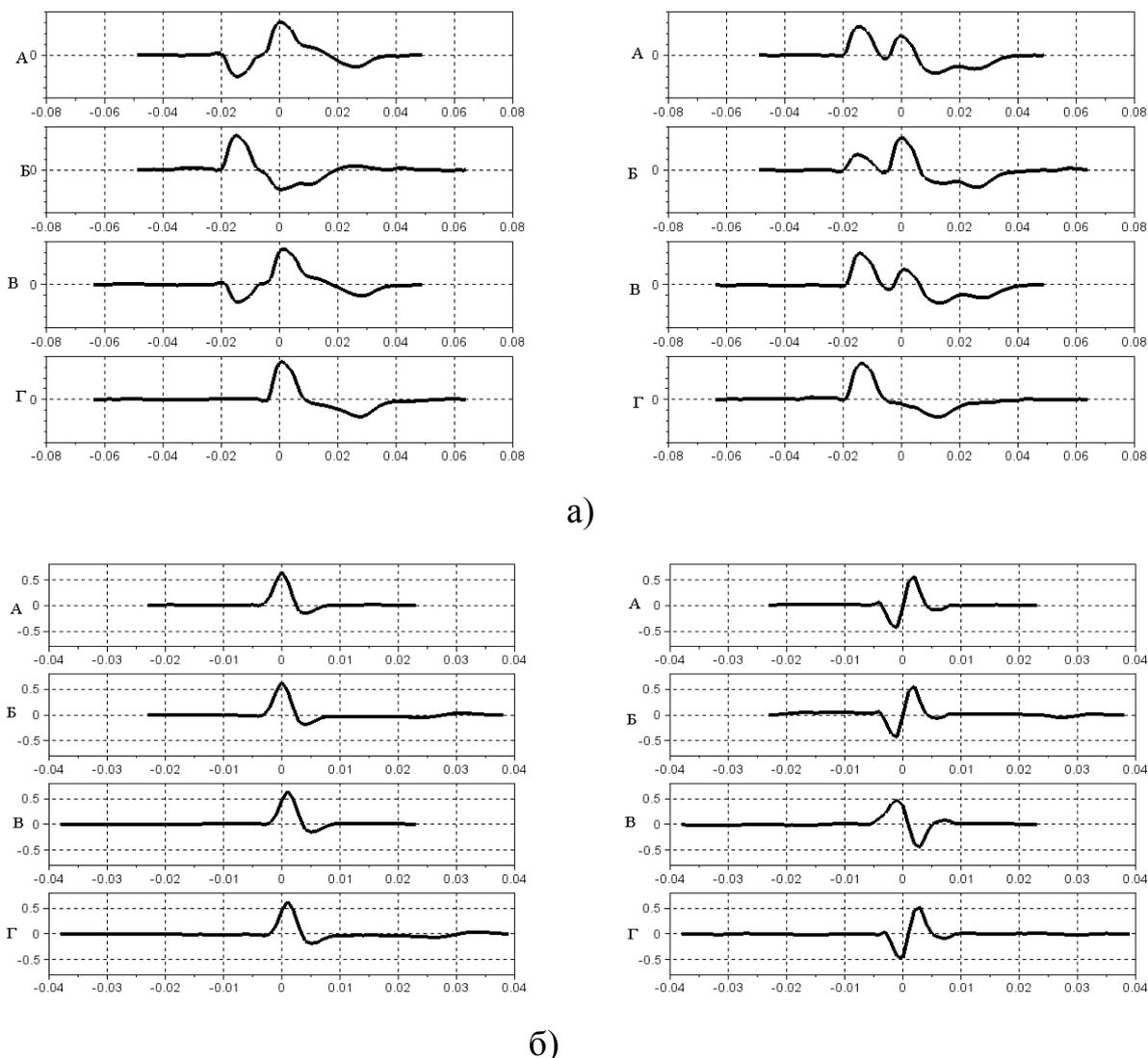


Рисунок 3.31 – Первые собственные векторы (слева) и вторые собственные векторы (справа) построены по ансамблям «А», «Б», «В» и «Г» (сверху вниз, соответственно) для пациентов № 218 — а) и № 286 — б) из [85] по II отведению

Особенно интересным является сопоставление двух первых собственных векторов для синхронных ансамблей «А», «Б», «В» и «Г» с нормированным спектром собственных значений (НССЗ) для пациента № 218 из [29], приведенными на рисунке 3.32. Как видно из рисунка 3.32, для синхронных

ансамблей «А», «Б», «В» характерна близость первых двух собственных значений, в отличие от синхронного ансамбля «Г». Для синхронного ансамбля «Г» первое собственное значение существенно превосходит остальные; поэтому ансамбль «Г» обеспечивает более точное представление ЭКГ при использовании одного (первого) собственного вектора, чем ансамбли «А», «Б» или «В». Из рисунка видно, что введение дополнительных синхронных ансамблей в схему сжатия позволяет выявить вариации элементов синхронных ансамблей в случае аритмического синдрома, которые проявляются в наличии близких по энергетике двух главных компонент.

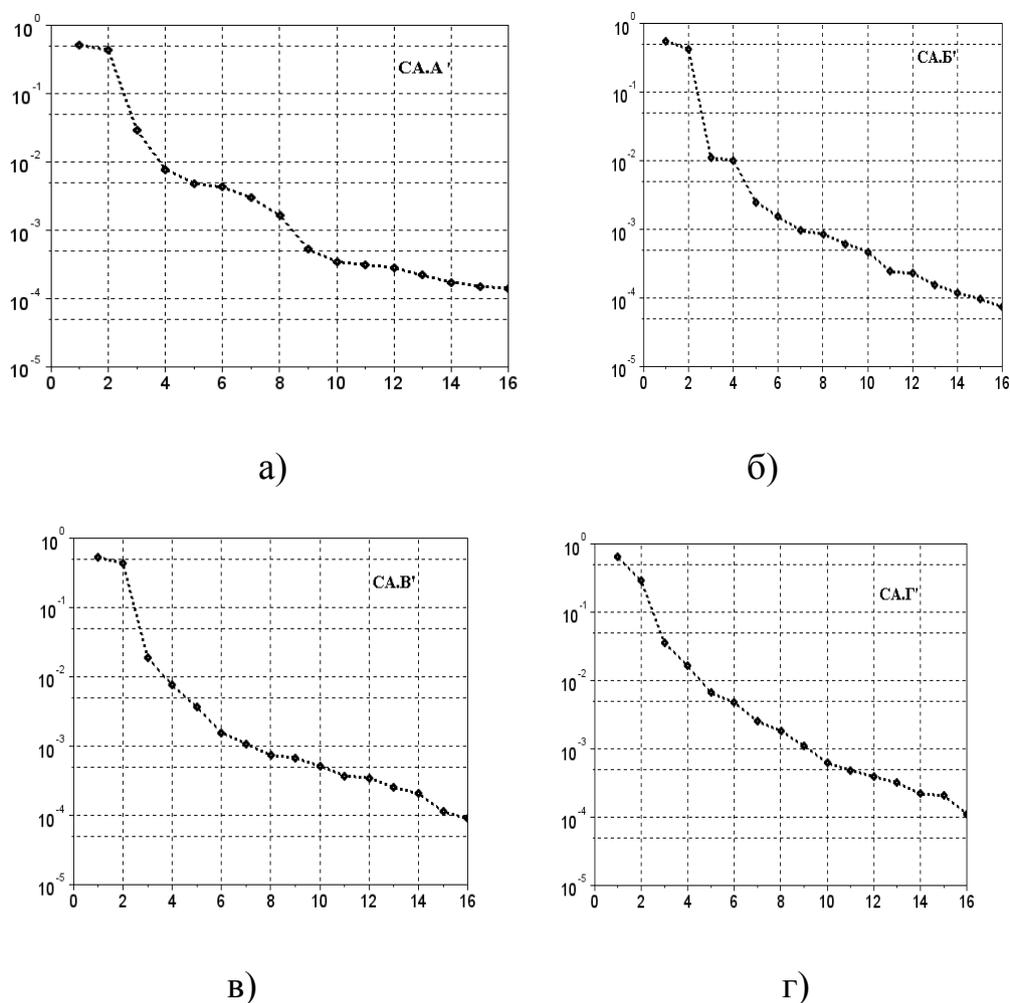


Рисунок 3.32– Нормированные спектры собственных значений, построенные по синхронным ансамблям «А», «Б», «В» и «Г» (рисунки а), б), в) и г), соответственно) для пациента № 218 из [29] по II отведению. По оси абсцисс – номер собственного значения, по оси ординат – нормированное собственное значение

3.7. Выводы

1. В ходе разработки и отладки алгоритмов анализа и сжатия ЭКГ, а также для проверки достоверности их работы были использованы известные в научном сообществе верифицированные базы данных ЭКГ сигналов, а именно The PTB Diagnostic ECG Database и база данных РОХМиНЭ. Для исследования возможностей представленного в разделе (2.3.1) блока формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций производилось моделирование его работы. Результат моделирования выявил недостаток данного алгоритма, который заключается в частых пропусках R-зубцов, что недопустимо при использовании кардиоайгеноскопа для сжатия и восстановления ЭКГ.
2. Для устранения данного недостатка потребовалась модификация алгоритма формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций. Модификация структуры блока формирования и алгоритма его работы позволила достичь более качественного формирования синхронного ансамбля с меньшими вычислительными затратами при наличии в ЭКГ значительной по амплитуде, изменчивой, медленной (по сравнению с длительностью единичного кардиоцикла) составляющей.
3. Показано, что формирование синхронного ансамбля с использованием описанного метода эффективно при устранении медленной волны из ЭКГ с синусовым ритмом и анализе формы PQRST-комплексов. При анализе ЭКГ, содержащей кардиоосцилляции двух типов (синусовый ритм и желудочковые экстрасистолы), описанный метод позволяет сформировать смешанный ансамбль, содержащий отрезки ЭКГ обоих типов.
4. Анализ смешанного ансамбля, содержащего кардиоосцилляции двух типов (синусовый ритм и желудочковые экстрасистолы), показал, что для повышения эффективности методов кардиоайгеноскопии (дисперсионного картирования) целесообразно использовать другие методы формирования ансамбля, позволяющие сформировать «чистые» ансамбли синусовых

PQRST-комплексов и желудочковых экстрасистол, или использовать дополнительные методы обработки полученного ансамбля в зависимости от решаемой задачи. В связи с этим, потребовалось разработать алгоритм отбора элементов ансамбля.

5. Для отбора элементов ансамбля необходимо выбирать в качестве образца один из элементов ансамбля, то есть один из отрезков ЭКГ, с которым 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). Отбор предполагает, что выбранный порог отделяет одну группу элементов (с корреляцией, большей порога) от другой группы элементов ансамбля. Таким образом, выбор образца позволяет выделить элементы ансамбля, содержащие области интереса, и анализировать их отдельно от других элементов ансамбля.

Вопросы применения разработанных методов и алгоритмов формирования ансамблей для обработки, отображения и хранения ЭКГ с использованием кардиоайгеноскопии рассматриваются в следующей главе.

Глава 4. Применение методов формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения экг

В третьей главе были рассмотрены методы и алгоритмы формирования синхронных ансамблей кардиоосцилляций. Предложены их модификации, применимые как для анализа синусовых кардиоциклов, так и при наличии желудочковых экстрасистол или аритмии, исследование которых методов позволило сделать выводы о целесообразности их применения для анализа и сжатия ЭКГ.

Исходя из этого, в данной главе ставятся задачи реализации разработанных и модифицированных алгоритмов, позволяющих осуществлять сжатие, хранение и анализ ЭКГ, в том числе холтеровских записей.

3.1. Реализация кардиоайгеноскопа в виде программного обеспечения для анализа холтеровской ЭКГ

Разработанные алгоритмы были реализованы в виде программного обеспечения для анализа и хранения холтеровских записей ЭКГ. Алгоритм программы представлен на рисунке 4.1.

Реализация метод кардиоайгеноскопии для анализа, хранения и восстановления холтеровских ЭКГ.

Программа позволяет анализировать 12 отведений ЭКГ-сигнала. Для этого загружается файл, содержащий записи ЭКГ. После этого выбирается синхронное отведение, для которого осуществляется поиск положений R-зубцов, 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.

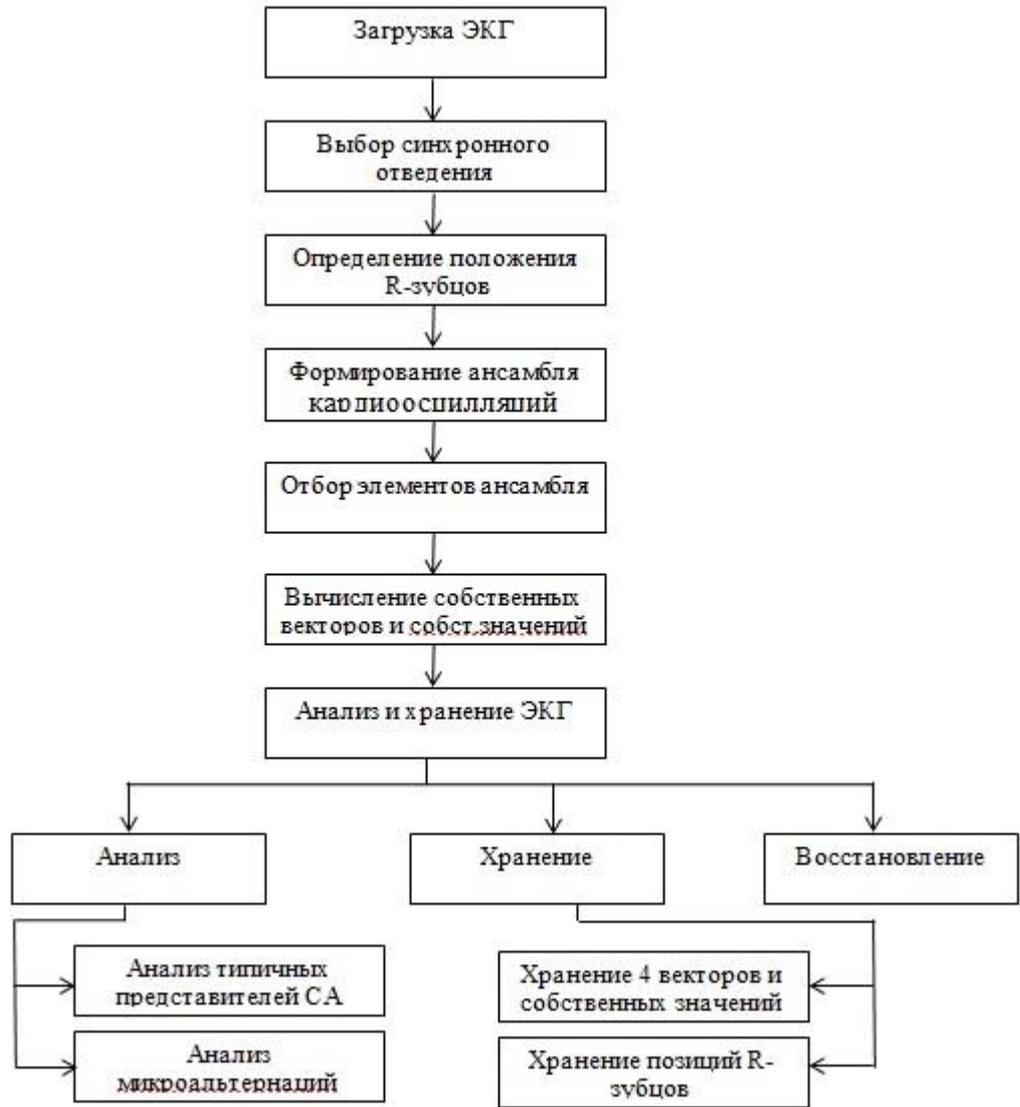


Рисунок 4.1 – Алгоритм работы программного обеспечения

На основе полученных позиций R-зубцов синхроотведения производится дальнейшая синхронизация и сегментация всех остальных отведений. Далее формируются синхронные ансамбли для каждого отведения (рисунок 4.2).

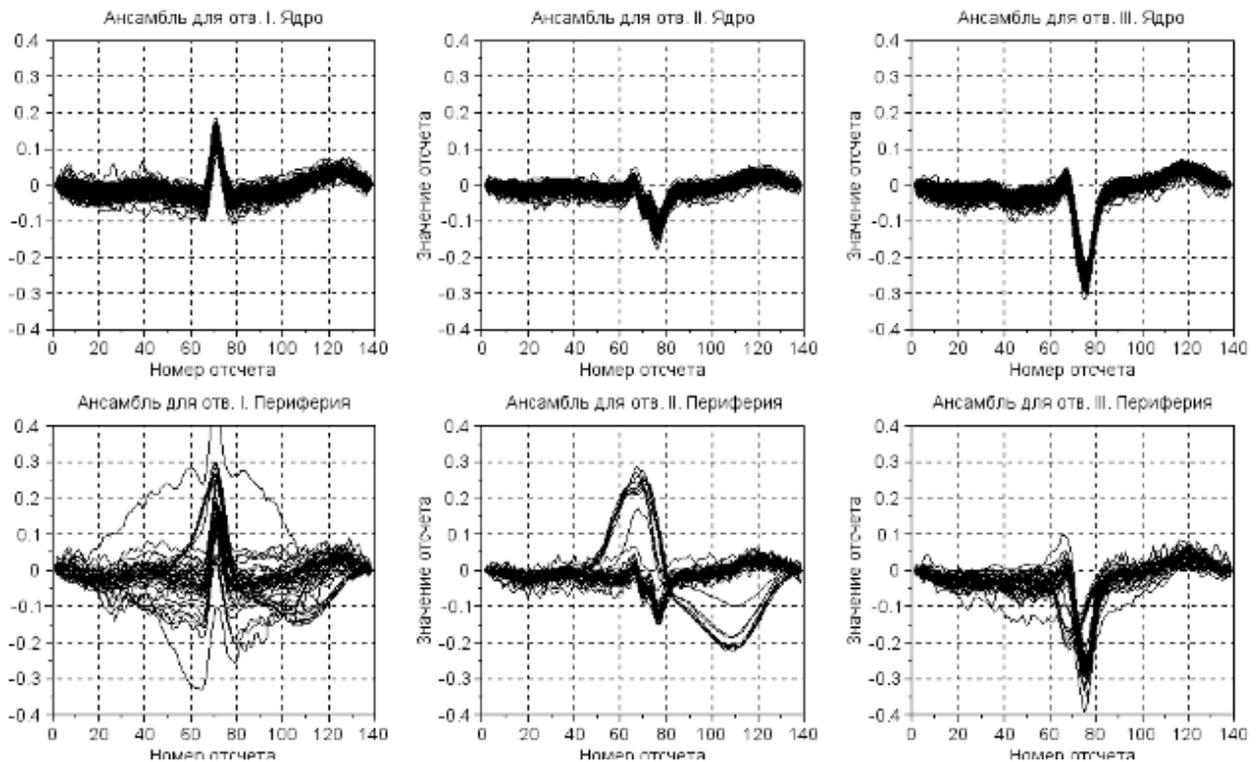


Рисунок 4.2 – Первый ряд - синхронные ансамбли ядра по трём отведениям. Второй ряд – синхронные ансамбли периферии по трём отведениям. По оси абсцисс – отсчеты кардиоцикла, по оси ординат – значения отсчетов.

Отбор элементов ансамбля в кардиоайгеноскопе реализован в составе программного обеспечения для хранения ЭКГ. Реализованное программное обеспечение позволяет выбирать необходимые для дальнейшей обработки элементы ансамбля, например, убрать из ансамбля желудочковые экстрасистолы. При отборе элементов ансамбля программа позволяет выбрать отведение для выбора образца сигнала.

При отборе ансамбль делится на две части:

- Ансамбль ядра с элементами, у которых коэффициент корреляции с выбранным образцом превышает заданный порог,
- Ансамбль периферии, содержащий элементы, коэффициент корреляции которых с образцом не превышает порог.

Кардиоайгеноскопия производится для ансамблей ядра и периферии по отдельности. Это позволяет отдельно анализировать типичные представители

(первые собственные векторы ковариационной матрицы) и типичные микроальтернации (вторые собственные векторы) как для ядра, так и для периферии.

Разработанное программное обеспечение позволяет проводить анализ типичных представителей и микроальтернаций ансамбля кардиоосцилляций (рисунок 4.3). Первые три колонки первого ряда – типичные представители синхронного ансамбля кардиоосцилляций. Первые три колонки второго ряда – типичные представители ансамбля микроальтернаций.

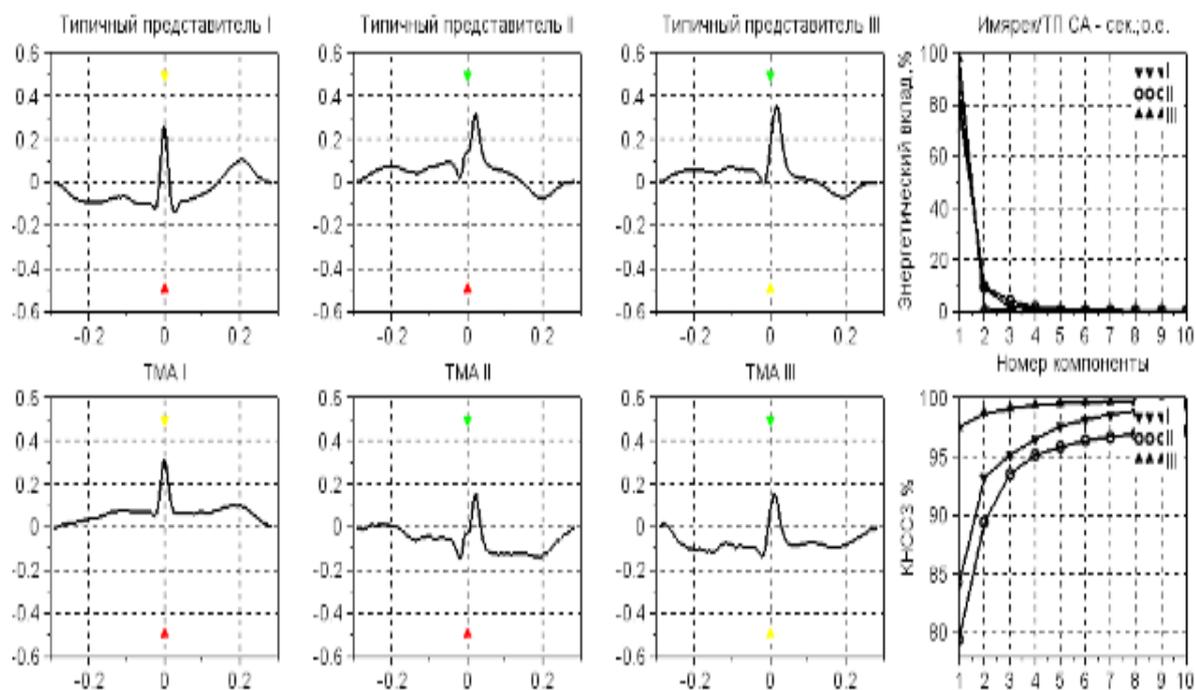


Рисунок 4.3 – Результаты кардиоайгеноскопии для трёх отведений: Типичные представители (верхний ряд, графики с первого по третий) и типичные микроальтернации (нижний ряд, графики с первого по третий); по оси абсцисс – секунды, по оси ординат – относительные единицы. Нормированные спектры собственных значений (верхний правый график), накопленные нормированные собственные значения (нижний правый график); по оси абсцисс – номер собственного значения, по оси ординат – значение в процентах

В четвертой колонке сверху приведены полученные для отведений I, II, III зависимости энергетического вклада компоненты в % (ось ординат) от номера компоненты (ось абсцисс). В четвертой колонке снизу приведены зависимости накопленного (по компонентам) энергетического вклада компонент в % (ось

ординат) от номера компоненты (ось абсцисс), полученные для отведений I, II, III. Из этих зависимостей следует, что первые 4 компоненты содержат не меньше 95% энергии синхронного ансамбля кардиоосцилляций и обеспечивают представление кардиоосцилляций с относительной среднеквадратичной ошибкой не более 5%.

Программное обеспечение позволяет анализировать типичные представители и типичные микроальтернации как для кардиоосцилляций, похожих на выбранный образец (то есть для ядра), так и для всех остальных кардиоосцилляций (периферии). Пользователь выбирает образец, который задаёт тип представляющих интерес кардиоосцилляций (например, желудочковые экстрасистолы). Анализ типичных представителей позволяет выявить типичную форму кардиоосцилляций заданного типа. Анализ типичных микроальтернаций позволяет выявить корреляционные связи между вариациями кардиоосцилляций (их отклонениями от типичной формы) на разных участках PQRS-комплекса.

4.2. Реализация устройства хранения и сжатия ЭКГ на базе вычислительного комплекса ЭЛЬБРУС

Отбор элементов ансамбля реализован программно на вычислительном комплексе «Монокуб–РС» архитектуры «Эльбрус» [90]. Вычисление матриц корреляций элементов и ядерных оценок плотностей вероятности корреляций для ансамблей по всем отведениям производится программой, написанной на языке Си и использующей библиотеку Elbrus Math Library (EML) [88]. Визуализация ансамблей, матриц корреляции их элементов, выбор образца, а также визуализация ядерных оценок плотности вероятности корреляции с образцом и выбор порога производится программой, написанной на языке C++ с использованием библиотек Qt версии 4.8 [89].

Для отбора элементов ансамбля на вычислительном комплексе «Монокуб–РС» используется то же отведение, которое использовано для синхронизации. Для отбора образца используются график, отображающий все элементы ансамбля (на

рисунке 4.4 слева), и диаграмма, отображающая попарно значения корреляций между элементами ансамбля (на рисунке 4.4 справа).

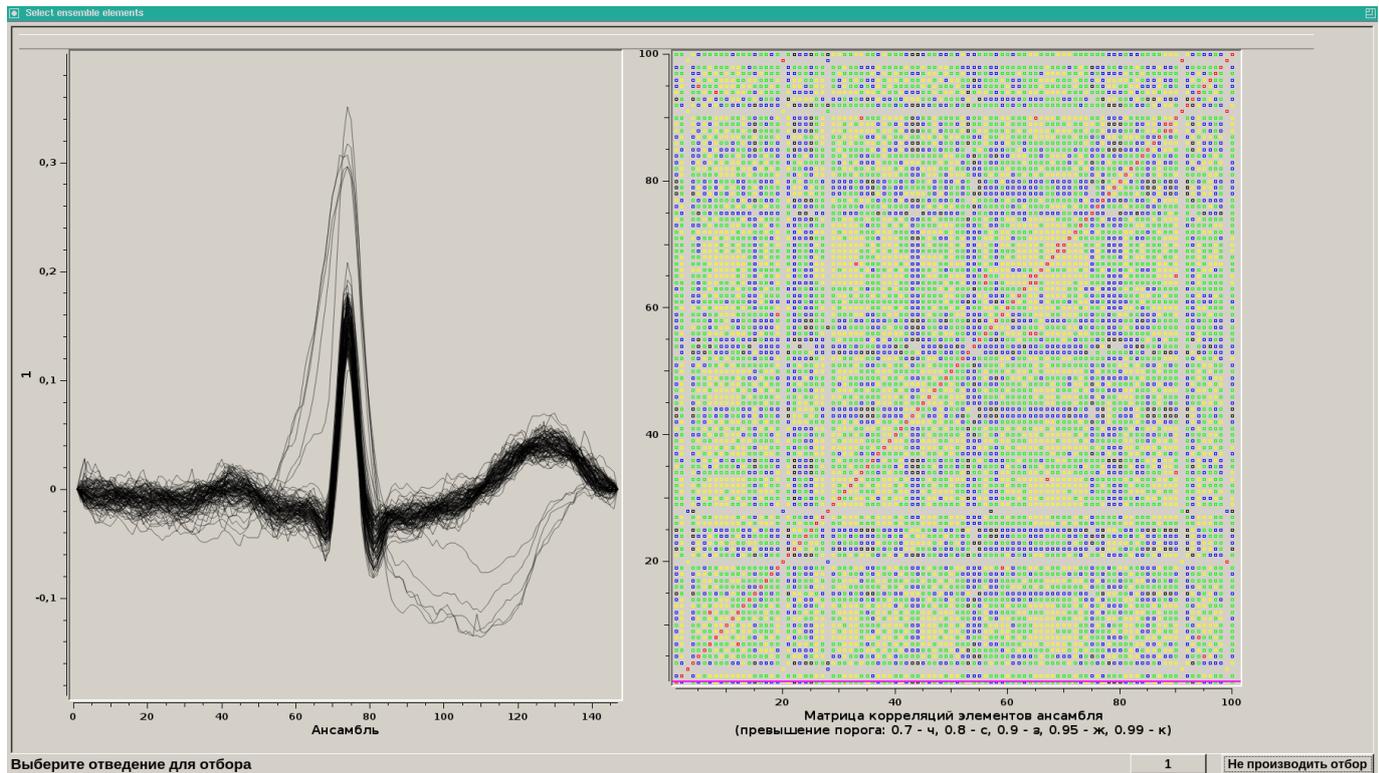


Рисунок 4.4. Окно визуализации ансамбля (график слева) и матрица корреляций между элементами ансамбля (диаграмма справа). На графике слева: по оси абсцисс – номер отсчета, по оси ординат – значение отсчета. На графике справа: по осям абсцисс и ординат – номера элементов ансамбля; точками разного цвета показаны разные значения корреляций

На диаграмме корреляций маркерами разного цвета показаны точки, для которых коэффициент корреляции превышает тот или иной заданный порог; выбор значения порога показан на рисунке 4.5.

Для отбора элементов ансамбля выбирается один элемент ансамбля в качестве образца (эталона) (рисунок 4.5). Выбранный элемент ансамбля выделяется цветом на графике, отображающем все элементы ансамбля (рисунок 4.5, окно слева); соответствующие выбранному элементу корреляции выделяются горизонтальной линией на диаграмме (рисунок 4.5, окно в середине). Для

выбранного в качестве образца элемента ансамбля вычисляется и отображается на графике ядерная оценка плотности вероятности коэффициентов корреляции элементов ансамбля с этим образцом. Далее выбирается пороговое значение корреляции (рисунок 4.5, окно справа). При отборе ансамбль делится на два ансамбля: в первый ансамбль (ядро) попадают элементы, у которых коэффициент корреляции с выбранным образцом превышает заданный порог, во второй ансамбль (периферия) – все остальные элементы, коэффициент корреляции которых с образцом не превышает порог.

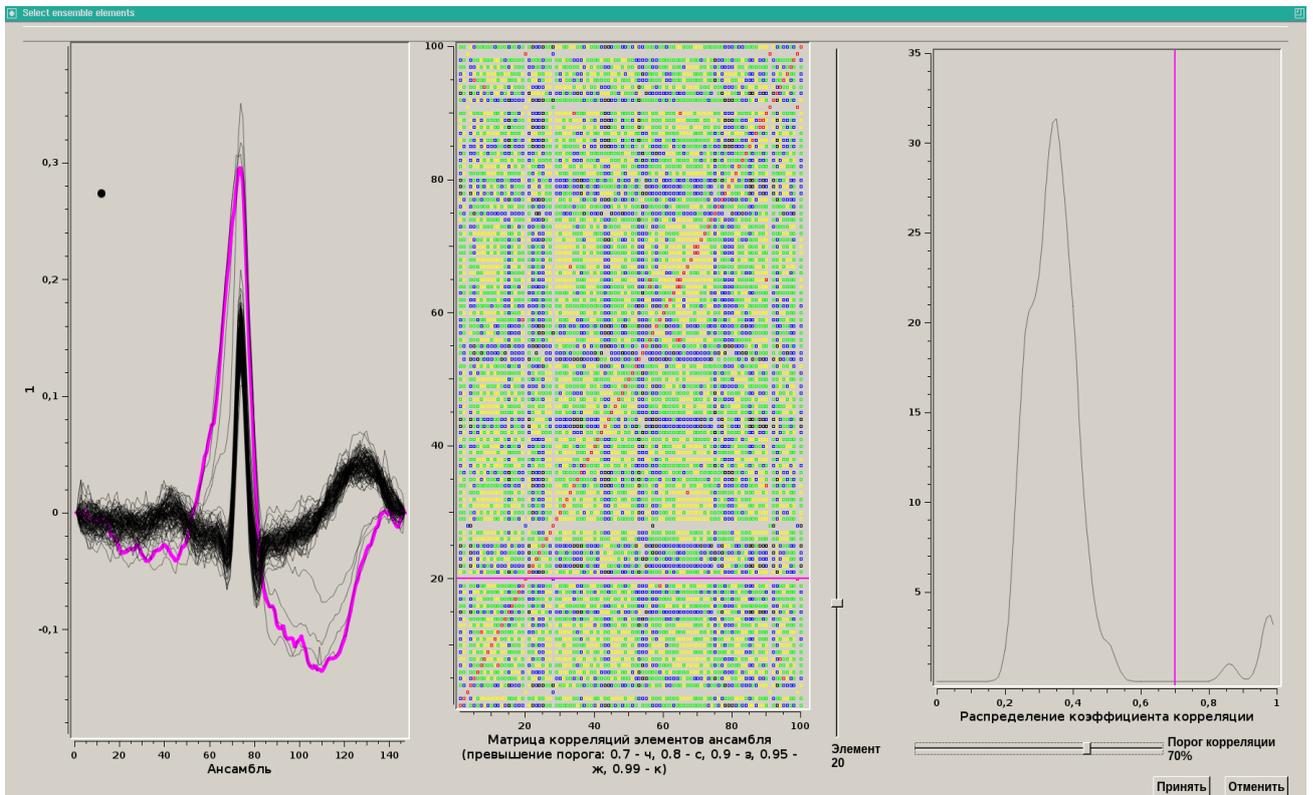


Рисунок 4.5 Окно выбора образца и порога корреляции с образцом для отбора элементов ансамбля. На графике слева: ансамбль; цветом выделен выбранный образец (желудочковая экстрасистола). На графике в середине: матрица корреляций; горизонтальная линия соответствует выбранному образцу. На графике справа: оценка плотности вероятностей корреляции элементов ансамбля с образцом; вертикальная линия изображает пороговое значение

4.3. Разработка устройства хранения и сжатия ЭКГ

Как показано в разделе 2.2.3, кардиоайгеноскопия может быть использована для сжатия и хранения ЭКГ и последующего восстановления ЭКГ из сжатой формы. При использовании кардиоайгеноскопа для хранения ЭКГ используется: первые K собственных векторов, M нормированных собственных значений, $L - 1$ значений RR-интервалов и $L \cdot K$ коэффициентов разложения, где K – число хранимых компонент, M – число отсчетов в интервале анализа, L – число кардиоосцилляций в синхронном ансамбле.

На рисунке. 4.6 Представлена структурная схема устройства хранения и анализа ЭКГ и кардиоайгеноскопа, реализующего сжатие и хранение ЭКГ при помощи кардиоайгеноскопа.

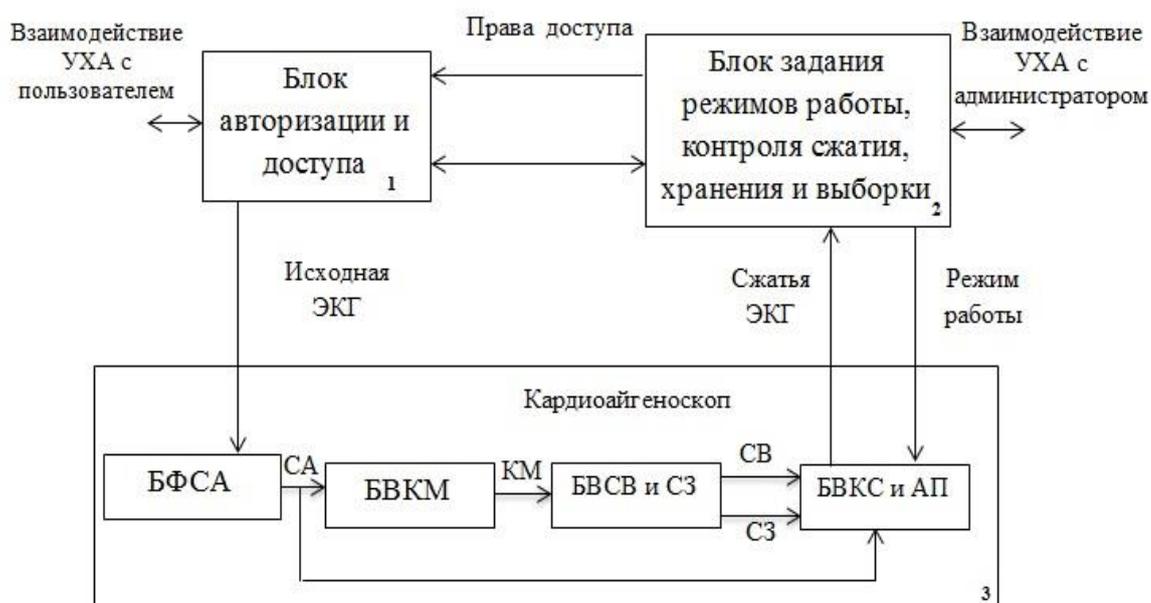


Рисунок. 4.6. Структурная схема устройства хранения и анализа ЭКГ и кардиоайгеноскопа

Кардиоайгеноскоп (рисунок 4.6) состоит из четырёх блоков: формирования синхронного ансамбля кардиоосцилляций (БФСА), блок вычислителя ковариационной матрицы (БВКМ), блок вычислителя собственных векторов и собственных значений (БВСВ и СЗ), блока восстановления кардосигнала 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 кардиоайгеноскоп (3), рисунок 4.6), реализующего метод кардиоайг-еноскопии. 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, 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 [36], определяется как:

$$K_{СЖ} \geq \frac{M \cdot L}{(K+1) \cdot (M+L)}. \quad (4.1)$$

По мере увеличения длины записи ЭКГ предельное значение коэффициента

сжатия будет стремиться к величине

$$K_{\text{СЖ}}^{\text{ПРЕД}} = \lim_{N \rightarrow \infty} K_{\text{СЖ}} = \frac{M}{(K+1)}. \quad (4.2)$$

где M – число отсчетов в элементе ансамбля,

L – число элементов ансамбля,

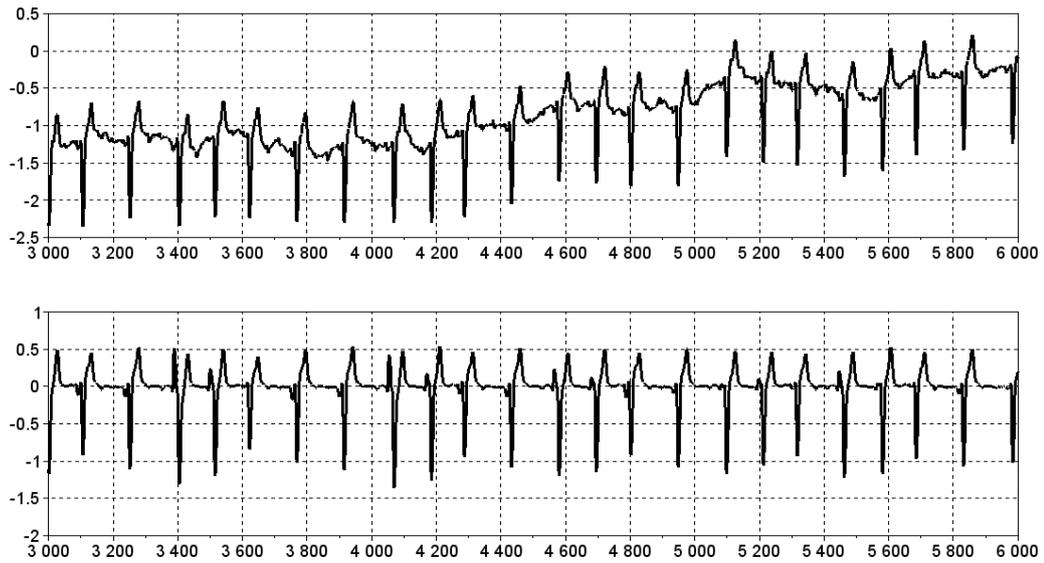
K – число собственных векторов, используемых для представления ансамбля (как правило, представление ЭКГ с точностью 1% требует от двух до четырёх собственных векторов).

Предложенный технический подход подразумевает хранение только собственных векторов, собственных значений, коэффициентов разложения синхронного ансамбля по собственным векторам и RR-интервалов. Как правило, представление ЭКГ с точностью 1% требует от двух до четырёх собственных векторов. Данный подход реализован на базе вычислительного комплекса «Монокуб-РС».

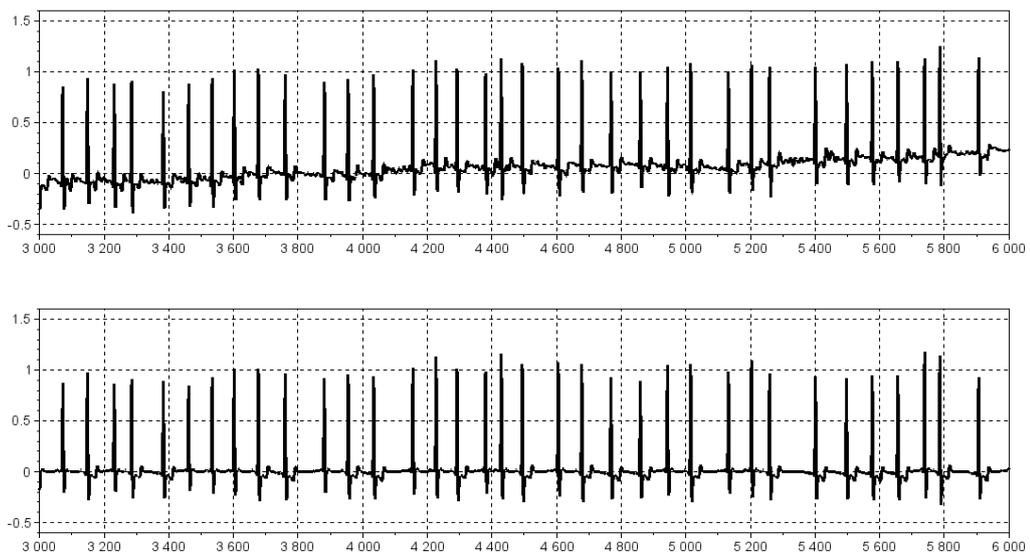
Произведено сжатие ЭКГ из базы данных РТВ Database [29], записанных по второму отведению. Достигнутый средний коэффициент сжатия (при средне-квадратичной ошибке воспроизведения 1%) – 12.5. Время, затраченное на сжатие одной записи по одному отведению, составляет в среднем 10 мсек.

4.4. Результаты исследования применения метода сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом

На рисунке 4.7 показаны примеры восстановления ЭКГ для двух пациентов с аритмическим синдромом в рамках схемы сжатия, использующей четыре ансамбля, описанной в разделе 3.6. На каждом рисунке вверху приведены исходные ЭКГ для каждого пациента, внизу – восстановленные из сжатой формы.



а)



б)

Рисунок 4.7 – Пример восстановления ЭКГ (II отведение) по первым двум СВ для четырех ансамблей «А», «Б», «В» и «Г» для пациента № 218 – а) и пациента № 286 – б) [29]. По оси абсцисс – номер отсчёта, по оси ординат – отсчёт ЭКГ

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, где M – длина

интервала анализа, K – число хранимых компонент, L – объём ансамбля. Поэтому коэффициент сжатия при использовании модифицированной схемы, использующей G ансамблей, определяется формулой

$$K_{СЖ}^{(РАСШ)} \approx \frac{N \cdot L}{(K+1) \cdot (G \cdot M + L)}. \quad (4.3)$$

На рисунке 4.8а приведена зависимость коэффициента сжатия, обеспечиваемого устройством хранения и анализа [36] для базового алгоритма, от числа PQRST-комплексов L ; этот коэффициент имеет величину

$$K_{СЖ} \geq \frac{M \cdot L}{(K+1) \cdot (M+L)}. \quad (4.4)$$

На рисунке 4.8б приведена зависимость коэффициента сжатия $K_{СЖ}^{(РАСШ)}$ от числа PQRST-комплексов L . Также на рисунке 4.8 в приведена оценка проигрыша модифицированного алгоритма по отношению к базовому, рассчитанная по формуле

$$K_{ПР} \approx \frac{(K+1) \cdot (G \cdot M + L) + 1}{(K+1) \cdot (M+L)}. \quad (4.5)$$

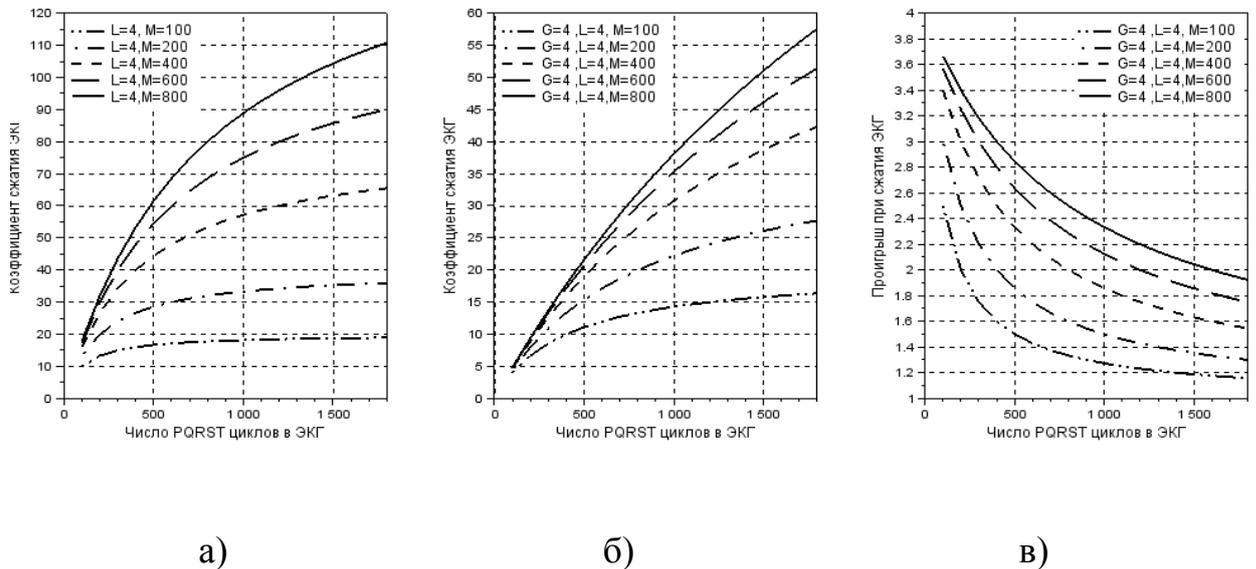


Рисунок 4.8– Сравнение коэффициентов сжатия для алгоритма сжатия с одним ансамблем (слева) и модифицированного алгоритма с четырьмя ансамблями (в центре). Справа проигрыш, рассчитанный с использованием соотношения (4.5)

Как видно из рисунка 4.8 в, проигрыш в эффективности сжатия,

рассчитанный по формуле (4.5), не превышает четырех. Поэтому описанный в полезной модели [36] 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 [36] осуществлять высокоэффективное сжатие ЭКГ, в том числе и ЭКГ с аритмическим синдромом, что открывает новые перспективы для холтеровского мониторинга [37], персонализированной медицины и популяционной диагностики, особенно в связи с использованием больших данных [34].

В таблице 4.1 приведены оценки относительного искажения кардиоосцилляций (ОИС – см. раздел 1.2, формула (1.6)), полученные для кардиоосцилляций каждого из ансамблей по каждому из отведений при использовании четырёх собственных векторов для представления сигнала. Показанные в таблице значения – максимальные значения ОИС для всех кардиоосцилляций по ансамблю. Жирным шрифтом выделены значения, меньшие 10%. Видно, что более половины значений оценки меньше 10%.

Таблица 4.1. Оценки относительного искажения ЭКГ-сигналов при использовании четырёх собственных векторов.

Запись	Анс.	Отведение											
		I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
147	О	0.05	0.03	0.45	0.03	0.10	0.11	0.04	0.12	0.06	0.03	0.03	0.03
	А	1.15	5.27	2.38	1.73	1.47	3.54	1.64	9.55	9.72	1.14	1.09	7.92
	Б	0.02	0.12	0.01	0.03	0.03	0.01	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
	В	0.01	0.02	0.21	0.01	0.03	0.02	0.01	0.07	0.03	0.02	0.01	0.00
	Г	0.06	0.03	0.38	0.03	0.11	0.09	0.02	0.10	0.04	0.01	0.02	0.03
187	О	0.06	0.14	0.13	0.08	0.09	0.26	0.10	0.23	0.22	0.07	0.07	0.05
	А	0.05	0.12	0.10	0.05	0.06	0.29	0.08	0.10	0.20	0.06	0.05	0.03
	Б	0.04	0.07	0.05	0.06	0.03	0.11	0.07	0.05	0.07	0.07	0.07	0.06
	В	0.02	0.04	0.04	0.03	0.02	0.11	0.02	0.03	0.05	0.02	0.01	0.01
	Г	0.03	0.05	0.05	0.02	0.02	0.09	0.02	0.03	0.06	0.02	0.01	0.01

где О – ансамбль всех кардиоосцилляций, - А,Б,В,Г– ансамбли

При необходимости более точного представления ЭКС число используемых

компонент можно увеличить. В таблице 4.2 приведены оценки относительное искажение сигналов (ОИС) при использовании десяти собственных векторов.

Таблица 4.2. Оценки относительного искажения ЭКГ-сигналов при использовании десяти собственных векторов.

Запись	Анс.	Отведение											
		I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
147	О	0.02	0.02	0.24	0.02	0.03	0.04	0.01	0.02	0.01	0.008	0.008	0.01
	А	1.03	8.44	2.38	1.73	1.36	5.31	8.85	9.67	6.48	1.14	1.41	6.93
	Б	8.11	9.89	1.41	9.87	9.06	7.76	8.70	1.16	9.68	1.41	8.74	1.54
	В	6.21	7.20	1.20	4.00	5.85	7.28	1.44	1.11	5.29	9.68	6.06	8.33
	Г	0.01	0.01	0.11	0.01	0.03	0.021	0.005	0.011	0.007	0.006	0.006	0.00
187	О	0.03	0.11	0.06	0.03	0.05	0.163	0.04	0.059	0.09	0.02	0.02	0.02
	А	0.02	0.06	0.05	0.03	0.03	0.123	0.028	0.063	0.063	0.020	0.01	0.01
	Б	8.95	1.4	5.77	1.29	4.14	1.18	9.78	7.75	7.78	1.02	9.62	1.37
	В	1.13	8.63	8.66	1.32	1.43	1.22	9.22	1.00	7.77	9.77	1.15	9.66
	Г	9.58	1.37	7.60	9.67	1.02	6.55	8.05	1.22	1.33	7.80	6.35	8.76

где О – ансамбль всех кардиоосцилляций, - А,Б,В,Г– ансамбли

4.5. Возможности применения кардиоайгеноскопии для сжатия и диагностики ЭКГ

При диагностике в кардиоайгеноскопе в качестве диагностических признаков используются изменяющиеся в реальном времени характеристики, основными из которых являются следующие: форма первого собственного вектора и его выразительность (значение нормированного собственного значения), нормированный и накопленный нормированный спектры собственных значений, форма собственных векторов с второго по четвёртый и значения их выразительности. Кардиоайгеноскоп расширяет возможности кардиодиагностики и может применяться в качестве дополнительного устройства, входящего в состав комплектов стационарного и мобильного, в т.ч. портативного, медицинского оборудования.

В нормальном состоянии в первых четырех собственных векторах получаемой ковариационной матрицы ансамбля кардиоосцилляций содержится более 98% диагностической информации, а в первых 10 – более 99.9%.

Формирование синхронного ансамбля, основанное на фильтрации и детектировании R-зубцов, позволяет осуществлять анализ ЭКГ с малой вероятностью пропуска кардиоциклов. При наличии кардиоциклов разных типов (например, желудочковых экстрасистол, а не только синусовых комплексов) целесообразно осуществлять выбор образца и отбор элементов ансамбля; качество ансамбля, сформированного путём отбора элементов, определяется выбором образца.

4.6. Выводы

1. Кардиоайгеноскоп был реализован в виде программного обеспечения для анализа и хранения холтеровских записей ЭКГ. Для реализации программного обеспечения использована свободно распространяемая среда вычислений Scilab. Разработанное программное обеспечение реализует возможность выбора образца кардиоосцилляции и отбор элементов ансамбля по превышению порога корреляции с выбранным образцом. Кардиоайгеноскопия осуществляется отдельно для ансамбля ядра, содержащего кардиоосцилляции, похожие на образец (ядра), и для ансамбля периферии, содержащего остальные кардиоосцилляции.
2. Разработано устройство хранения и сжатия ЭКГ, использующее кардиоайгеноскоп. Разработанное устройство хранит собственный вектора сгруппированные в матрицу и матрица коэффициентов разложения синхронного ансамбля и матрица положений R-зубцов в ЭКГ. Произведено сжатие ЭКГ из базы данных РТВ Database [6], записанных по второму отведению. Достигнутый средний коэффициент сжатия – 12.5, при ошибке воспроизведения ЭКГ 1%. Время, затраченное на сжатие одной записи, составляет в среднем 10 мсек для одной записи по одному отведению.

3. Результаты исследования метода сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом показали возможность высокоэффективного сжатия ЭКГ, в том числе ЭКГ с аритмическим синдромом. Для сжатия ЭКГ с аритмическим синдромом вместо одного ансамбля кардиоосцилляций используются четыре ансамбля. Использование четырех ансамблей вместо одного приводит к уменьшению коэффициента сжатия – не больше, чем в четыре раза.
4. Кардиоайгеноскопия открывает новые перспективы для холтеровского мониторинга, индивидуальной медицины и популяционной диагностики, особенно в связи с использованием больших данных. При использовании предложенного устройства хранения и анализа ЭКГ один вычислительный комплекс способен осуществлять сжатие ЭКГ жителей полумиллионного города при ежемесячном обследовании каждого жителя (по трём отведениям).

Заключение

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 PQRST-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 PQRST-комплексов, входящих в ЭКС, 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 PQRST-комплексов, подвергаемых анализу или сжатию и образующих ансамбль кардиоосцилляций. Поэтому PQRST-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.

Список сокращений

Сокращение	Полное наименование
ВР	Одномерный временной ряд
КИА	Конечный интервал анализа
КМ	Ковариационная матрица
НССЗ	Нормированный ССЗ
НСЗ	Нормированное СЗ
ОНБ	Ортонормированный базис
ПМ	Полезная модель
СА	Синхронный ансамбль
СВ	Собственный вектор
СЗ	Собственное значение
СКО	Среднее квадратическое отклонение
ССЗ	Спектр собственных значений
УХА ЭКГ	Устройство хранения и анализа ЭКГ
ОИС	Относительное искажение сигнала
PQRST	Совокупность характерных зубцов ЭКГ (PQRST)
БЭС	Биоэлектрического сигнала
ИНС	искусственных нейронных сетей
ССС	сердечно-сосудистой системы
АМА	Ансамбль микро альтернаций
ВКГ	Вектор кардиограмм

Список литературы

1. Кавасма Р.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система / Под редакций . Л.Т. Сушковой, Р.А Кавасма , А.А Кузнецов // М.: Сайнс-пресс. – 2006. – с. 144.
2. Ту Дж., Гонсалес Р. Принципы распознавания образов / Перевод И.П. Гуревича, Под ред. Ю.И. Журавлева / Дж Ту, Р .Гонсалес // М.: Мир. – 1978. – с. 412.
3. Исаков Р.В., Лукьянова Ю.А., Сушкова Л.Т. Оптимизация структуры нейронных сетей для обработки Электрокардиосигнала / Исаков Р.В., Лукьянова Ю.А., Сушкова Л.Т. // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2008. – №6.
4. Исакевич Д.В., Исакевич.ВВ. Кардиоайгеноскоп новая полезная модель обработки электрокардиограмма / Исакевич Д.В., Исакевич.В.В. // М.: Издательства Перо. – 2014. – с. 138. – ISBN: 987-5-00086-280-3.
5. Медицинские компьютерные системы», Комплекс дляэкспресс диагностики сердца, Патент РФ № 55266. – 2006.
6. Гантмахер Ф.Р. Теория матриц / Гантмахер Ф.Р. // М.: Наука. – 1967. – 576 с.
7. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике (для научных работников и инженеров) / Корн Г., Корн Т. // М.: Наука. – 831 с.
8. Shaou-gang miaou, member, heng-lin yen, and chih-lung lin / transactions on biomedical engineering // Shaou-gang miaou, member, heng-lin yen, and chih-lung lin. – july 2002 – vol. 49. – no. 7.
9. Nalla.Srinivas et al.,American: International Journal of Research in Science, Technology, Engineering & Mathematics // Nalla.Srinivas et al.,American. – 4(2), September - November 2013. – pp. 82-90.
10. Менлитдинов А.С., Барков М.А. Коробейников А.В. Интеллектуальные системы впроизводстве / Менлитдинов А.С., Барков М.А. Коробейников А.В. – 2013. – ISSN 1813-7911. – № 1 (21).

11. Y. Zigel, A. Cohen, and A. Katz. "The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression," / Y. Zigel, A. Cohen, and A. Katz // *Trans. Biomed. Eng.* – Nov. 2000. – vol. 47. – pp. 1422–1430.
12. G. Nave and A. Cohen "ECG compression using long term prediction," / G. Nave and A. // *Trans. Biomed.Eng.* – Sept. 1993. – vol. 40. – pp. 877–885.
13. Френкс Л. Теория сигналов / Френкс Л. // Пер. с английского под ред. Д.Е. Вакмана // М.: Сов.радио. – 1974. – 171 с.
14. Sula A. et al., Diagnostic method utilizing standart lead ECG signals / Sula A. et al. // Patent US 20050192503A1
15. M. Ishijima, "Fundamentals of the decision of optimum factors in the ECG data compression," / M. Ishijima, // *IEICE Trans. Inform. Syst.* Dec. – 1993. – vol. E76-D. – no. 12.
16. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. Кардиоайгеноскоп/ Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С.// Полезная модель № 128470RU.
17. Иванов Г.Г., Сула А.С. Дисперсионное ЭКГ-картирование: теоретические основы и клиническая практика/ Иванов Г.Г., Сула А.С.// . М.: Техносфера. – 2009. – 192 с.
18. Antonis A. Armoundas, Gordon F. Tomaselli and Hans D. Esperer Pathophysiological basis and clinical application of T-wave alternans/ Antonis A. Armoundas, Gordon F. Tomaselli and Hans D. // *Journal of the American College of Cardioogy.* – 2002. – 40. – p. 207-217.
19. SrivathsanKrishnamachari ,Automated interpretation of t-wavealternans results / SrivathsanKrishnamachari // Patent US 2001/0029338 A1.
20. Joel Q. Xue, Method and apparatus for determining alternans data of an ecg signal / Joel Q. Xue, // Patent US 2006/0173372 A1.
21. Медицинские компьютерные системы, Комплекс для экспресс диагностики сердца, РФ.: Патент РФ № 55266. – 2006.
22. Сула А.С., Рябыкина Г.В., Гришин В.Г. Метод дисперсионного картирования ЭКГ. Биофизические основы метода дисперсионного картирования. / Новые

- методы электрокардиографии // Под ред. С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина.- М.: Техносфера. – 2007. – С. 369-425.
23. Анализатор собственных векторов и компонент сигнала. Полезная модель 116242RU.
 24. Дирак П.А.М. Лекции по квантовой механики / Дирак П.А.М. // М.: Издательство Мир. – 1971. – с. 242.
 25. Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Холтеровское и бифункциональное мониторирование ЭКГ и артериального давления/ Рябыкина Г.В., Соболев А.В. // –М.: ИД «МЕДПРАКТИКА-М». – 2010. – 320 С.
 26. Shaou-Gang Miaou*, Heng-Lin Yen, and Chih-Lung Lin. Wavelet-Based ECG Compression Using Dynamic Vector Quantization With Tree Codevectors in Single Codebook / Shaou-Gang Miaou*, Heng-Lin Yen, and Chih-Lung Lin. // transactions on biomedical engineering. – JULY 2002. – VOL. 49. – NO. 7.
 27. robert s. h. istepanian, , arthur a. petrosian, senior member Optimal zonal wavelet-based ecg data compression for a mobile telecardiology system. / robert. s. h. istepanian, , arthur a. petrosian, senior member// transactions on information technology in biomedicine. – september 2000. – vol. 4. – no. 3.
 28. База данных РОХМиНЭ. [Электронный источник]. – режим доступа: <https://www.rohmine.org/baza-dannykh-rokhmine>.
 29. The PTB Diagnostic ECG Database - The PTB Diagnostic ECG Database. – [Электронный источник]. – режим доступа: <http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>
 30. M. Edward Womble, John S. Halliday, Sanjoy K. Mitter, Malcolm C. Lancaster And John H / TRIEBWASSER Proceedings of the Data Compression for Storing and Transmitting ECG's/VCG's. may 1977 . – vol. 65. – no. 5.
 31. Гезеловиц Д. Б. К теории электрокардиограммы/ Гезеловиц Д. Б. // ТИИЭР. июнь 1989. – том 77. – № 6.
 32. Theis, F. J. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications [Текст] / F. J. Theis, A. Meyer-Base. // The MIT Press. 2010. – 423 p.
 33. Исакевич Д.В., Исакевич В.В. Кардиоайгеноскоп: Демонстрационная версия

- на Scilab. / Исакевич Д.В., Исакевич В.В // М.: Издательство Перо. – 2016. – 133 с. – ISBN 978-5-906851-75-8.
34. Колесниченко О. Национальный Суперкомпьютерный Форум/ Колесниченко О. // дебют Больших данных. 2015. – [Электронный источник]. – режим доступа: <http://www.gosbook.ru/node/92527>
35. Рябыкина Г.В. Сула А.С. Пособие для врачей Использование прибора КардиоВизор-06с для скрининговых исследований. метод дисперсионного картирования/ Рябыкина Г.В. Сула А.С. // . – 2004г. – с. – 44.
36. Исакевич В. В., Исакевич Д. В., Сушкова Л. Т. Аль- Барати Б. С. Устройство хранения и анализа ЭКГ / Исакевич В. В., Исакевич Д. В., Сушкова Л. Т. Аль- Барати Б. С. // Заявка на полезную модель. – № 2015130397. – 23.07.2015. Решение о выдаче патента на полезную модель. – 21.03.2016.
37. Рябыкина Г. В., Соболев А. В. Холтеровское и бифункциональное мониторирование ЭКГ и артериального давления / Рябыкина Г. В., Соболев А. В. — М.: Медпрактика-М. – 2010. – 320 с.
38. Голухова, Е.З., Бакулева А.Н. Неинвазивнаяаритмология [Текст]/ Голухова, Е.З., Бакулева А.Н. — М.: Издательство НЦССХ им. РАМН. – 2002. – 148 с.
39. Струтынский А.В. Электрокардиограмма: анализ и интерпретация / Струтынский А.В. — М., Медпресс-информ. – 2002. – С- 224.
40. Азбука клинической электрокардиографии: Учеб.пособие. — Н.Новгород: Изд-во НГМА. — 1998. – С.150.
41. Пер. с англ./Под ред. В.Дж. Манделла. Аритмии сердца. В 3 томах / Пер. с англ./Под ред. В.Дж. Манделла. — М.: Медицина. –1996. –Том 1. – 512 с.
42. Пер. с англ. Под ред. Шмидта Р. и Тевса Г. Физиология человека: в 3-х томах. / Пер. с англ. Под ред. Шмидта Р. и Тевса Г. — М.: Мир. – Том 1. – 1996. – 323 с.
43. Гезеловиц Д. Б. К теории электрокардиограммы / Гезеловиц Д. Б. // ТИИЭР. – июнь 1989. – том 77. – № 6.
44. Окорочков, А.Н. Диагностика болезней внутренних органов. Диагностика болезней сердца и сосудов [Текст] / А.Н. Окорочков. // Под редакцией Н.Е. Федорова. — М.: Мед.литр. — 2006. — 464с.

45. Струтынский А.В. Электрокардиограмма: анализ и интерпретация / Струтынский А.В. — М.: Медпресс-информ. — 2002. — С- 224.
46. Карпухин В.А. Биотехнические основы проектирования усилителей электрофизиологических сигналов: Учебное пособие. / Карпухин В.А. — М.: Изд-во МГТУ, 1994. — 16 с.
47. Зайченко К. В., Жаринов О. О., Кулина А. Н., Кулыгина Л. А., Орлова А. П. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. Пособие / Зайченко К. В., Жаринов О. О., Кулина А. Н., Кулыгина Л. А., Орлова А. П. // Под ред. К. В. Зайченко. — СПбГУАП. СПб. — 2001. — 140 с.
48. Павлова О.Н. и Павлов А.Н. Регистрация и предварительная обработка сигналов с помощью измерительного комплекса МР100: Учеб.пособие для студ. физ. фак. / О.Н. Павлова, А.Н. Павлов. – Саратов: Научная книга. — 2008. – 80 с. — ISBN 978-5-9758-0813-4.
49. Гайворонский И.В. Анатомия и физиология человека : учеб.для студ. учреждений сред. проф. образования / И.В.Гайворонский, Г.И.Ничипорук.
50. Г. И. Косицкого Физиология человека. Под редакцией чл.-кор. АМН СССР // Г. И. Косицкого. — Москва «Медицина». — 1985. —544 с.
51. Муштак Али МухамедСалех. Исследование нейронных сетей для распознавания патологических отклонений формы электрокардиосигнала. Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук. Владимир / Муштак Али МухамедСалех. — 2013.
52. Дюк В., Эмануэль В. Информационные технологии в медико-биологических исследованиях./ Дюк В., Эмануэль В. – СПб.:Питер. — 2003. – 528 с.
53. Кавасма Р. А., Кузнецов А. А., Сушкова Л. Т., Плеханов А. А. Интерквантильный метод обработки RR-интервалограмм / Кавасма Р. А., Кузнецов А. А., Сушкова Л. Т., Плеханов А. А. // VI Междунар. науч.-техн. конференции «Перспективные технологии в средствах передачи информации». — Владимир. —2005. — 209-211с.

54. Каханер Д., Молер К., Нэш С. Численные методы и программное обеспечение. / Каханер Д., Молер К., Нэш С. — М.: Мир. —2001. — 576 с.
55. Смит С. Форматы сжатия данных / Смит С. // Электронные компоненты. — 2009. — № 8. —с.83-87.
56. Масалович А.И. От нейрона к нейрокомпьютеру / Масалович А.И. // Журнал доктора Добба. — 1992. — N.1. — С.20-24.
57. Knight BP, Pelosi F, Michaud GF, et al. Clinical consequences of electrocardiographic artifact mimicking ventricular tachycardia / Knight BP, Pelosi F, Michaud GF, et al. // N Eng J Med. — 1999. — No. 341. —P.1270-1274.
58. Б.С. Аль-Барати, В.В. Исакевич, Д.В.Исакевич, Л.Т. Сушкова Айгеноскопия в задачах обработки электрокардиосигналов / Б.С. Аль-Барати, В.В. Исакевич, Д.В.Исакевич, Л.Т. Сушкова // журнал (нелинейный мир). — 2015г. — № СТ.68-75. — ISSN 2070-0970. — № 6 За..
59. [Электронный ресурс]. — режим доступа: <http://scilab.org>.
60. Кузьмин В. Исследование алгоритмов обучения с подкреплением в задачеуправления автономным агентом. / Кузьмин В. // Институт Транспорта и Связи, Рига, Латвия. Супервизор: проф. Борисов Аркадий Николаевич. — РТУ, Рига, Латвия. — ИТС. —2002.
61. Дюк В., Эмануэль В. Информационные технологии в медико-биологических исследованиях / Дюк В., Эмануэль В. – СПб.: Питер. — 2003. – 528 с.
62. Исаков Р.В. и др. Оптимизация структуры нейронной сети для обработки электрокардиосигнала / Исаков Р.В. и др.
63. Кузнецов А.А. методы анализа упорядоченности ритма сердца-биомедицинская радиоэлектроника / Кузнецов А.А. —2008 г. —№ 6. —с.15.
64. В.Е. Анциперов, Ю.В. Обухов Многомасштабный корреляционный анализ и основанное на нем представление сигналов медико-биологического происхождения / В.Е. Анциперов, Ю.В. // 8-я .Международная научно – техническая конференция! «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». —Секция 2. — С. —180-182.

65. Е.П. Зозуля. Геометрический анализ нелинейных хаотических колебаний кардиоритма как новый подход для автоматического обнаружения фибрилляции предсердий / Е.П. Зозуля. —8-я-Международная научно – техническая конференция! «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». — Секция 2. – С.172-175.
66. Кузнецов А.А. О роли нормального распределения фаз ритма сердца / Кузнецов А.А. —8-я-Международная научно –техническая конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». —Секция 2. —С.149-151.
67. Баевский Р.М., Кирилов О.И. Клецкин С.В. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе / Баевский Р.М., Кирилов О.И. Клецкин С.В. —М.: Наука. — 1984.-220с
68. Кузнецов А.А. Энтропия точечной диаграммы ритма сердца/ Кузнецов А.А. // 8-я-Международная научно –техническая конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». — Секция 2. – С.176-178.
69. Плеханов А.А., R. Rybalko Алгоритм выделения RR-интервалов из электрокардиограмм / Плеханов А.А., R. Rybalko // -8-я- Международная научно –техническая конференция! «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». —Секция 2. — С.157-160.
70. Djohan A., Nguyen T.Q., Tompkins W.J. *ECG compression using discrete symmetric wavelet transform* / Djohan A., Nguyen T.Q., Tompkins W.J. // Engineering in Medicine and Biology Society. —1995. —IEEE 17th Annual Conference IEEE. — Vol. 1. — p. 167–168.
71. Kim B., Yoo S., Lee M. *Waveletbased low-delay ECG compression algorithm for continuous ECG transmission* / Kim B., Yoo S., Lee M // Information Technology in Biomedicine, Transactions on. — 2006. — Vol. 10. — no. 1. — p. 77–83.
72. Shaou-Gang Miaou, Heng-Lin Yen, and Chih-Lung Lin *Wavelet-Based ECG Compression Using DynamicVector Quantization With Tree Codevectorsin Single Codebook* ,TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING / Shaou-Gang Miaou, Heng-Lin Yen, and Chih-Lung Lin. JULY 2002. —VOL. 49. — NO. 7.

73. Byung S. Kim, Sun K. Yoo, and Moon H. Lee. Wavelet-Based Low-Delay ECG Compression Algorithm for Continuous ECG Transmission / Byung S. Kim, Sun K. Yoo, and Moon H. Lee. // IEEE transactions on information technology in biomedicine. 2006. —VOL. 10. — NO.1.
74. YanivZigel*, Arnon Cohen, and Amos Katz. ECG Signal Compression Using Analysis bySynthesis Coding / YanivZigel*, Arnon Cohen, and Amos Katz // iee transactions on biomedical engineering. —2000. —VOL. 47. —NO. 10.
75. AddanusDjohan, TmongQ. Nguyen, WillisJ. Tompkins Department of Electrical and Computer engineering ,University of Wisconsin-Madison1415 Johnson Drive, Madison / AddanusDjohan, TmongQ. Nguyen, WillisJ. // WI53706. —USA1995 IEEE-EMBC and CMBEC Theme 1: CardiovascularSystem.2.
76. Д.В. Исакевич. Основы анализа собственных векторов и компонент регулярных колебаний / Д.В. Исакевич. — М.: Издательство «Перо». —2015. — ISBN 978-5-00086-934-5
77. Абдуллаев Н.Т., Дышин О.А., Самедова Х.З., Федорцов А.З. Хасмамедова Г.Т. Системы обработки электрофизиологических сигналов для диагностирования состояния организма. Монография / Абдуллаев Н.Т., Дышин О.А., Самедова Х.З., Федорцов А.З. Хасмамедова Г.Т. — Баку.: Изд-во АГНА. — 2012. — с.257
78. Neuman, M. R. Analysis and application of analog electronic circuits to biomedical instrumentation [Текст] / Neuman, M. R. // Edited by M. R. Neuman. —CRC Press LLC. — 2004. —556p.
79. А.П. Немирко Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ / Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. — М.: Радио и связь. — 1993. — 248 с.
80. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. / Федотов А.А., Акулов С.А. — М.: Радио и связь. —2013. — 250 с. — ISBN 978-5-89776-016-9.
81. Theis, F. J. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications [Текст] / F. J. Theis, A. Meyer-Base — The MIT Press. —2010. — 423 p.

82. Строев В.М., Куликов А.Ю., Фролов С.В. Проектирование измерительных медицинских приборов с микропроцессорным управлением : учебное пособие/ Строев В.М., Куликов А.Ю., Фролов С.В. . —Тамбов: Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ». —2012. — 96 с. — 100 экз. — ISBN 978-5- 8265-1125-1.
83. Саскинд Л., Фридман А. Квантовая механика. Теоретический минимум / пер. с англ. А. Сергеев. / Саскинд Л., Фридман А. — Спб.: Питер. — 2015. — 400 с. — ISBN 978-5-496-01196-9
84. Фаддеев Д. К., Фаддеева В. Н. Вычислительные методы линейной алгебры. / Фаддеев Д. К., Фаддеева В. Н. Издание 3-е, стереотипное. — Спб.: Издательство «Лань». —2002. — 736 с. — ISBN 5-8114-0317-8.
85. Айвазян С.А., Бухштабер В.М., Енюков И.С., Мешалкин Л.Д. Прикладная статистика: Классификация и снижение размерности. / Айвазян С.А., Бухштабер В.М., Енюков И.С., Мешалкин Л.Д. . — М.: Финансы и статистика, 1989. —Часть 3. — 608 с.
86. Данилов Д.А., Жиглявский А.А. Главные компоненты временных рядов: метод Гусеница. / Данилов Д.А., Жиглявский А.А. — Спб.: Санкт-Петербургский университет. — 1997.
87. Исакевич Д.В., Исакевич В.В. Кардиоайгеноскопия — новая полезная модель обработки электрокардиограмм: Электронное издание. / Исакевич Д.В., Исакевич В.В. — М.: Издательство .Перо. — 2014. — 139 с.
88. [Электронный ресурс]. — режим доступа www.mcst.ru
89. [Электронный ресурс]. — режим доступа <https://www.qt.io/90>. — http://www.elbrus.ru/arhitektura_elbrus
91. Суворов А. В. Клиническая электрокардиография. / Суворов А. В. — Нижний Новгород. Изд-во НМИ. — 1993. — 124 с.
92. В. Дж. Мандел, К. Т. Петер, С. Б. Блейфер (W. J. Mandel, C. T. Peter, S. B. Bleifer)
93. Д.В. Исакевич ,В.В. Исакевич. Программная реализация устройства хранения и анализа электрокардиограмм .,Программные система:теория и приложения/ Д.В. Исакевич ,В.В. Исакевич. —2015. — ISSN 2079-3316.

94. [Электронный ресурс]. – режим доступа
<http://vrachi74.ru/articles/instrumental/13/>
95. Иванов Г.Г., Прилуцкий Д.А. Характеристика показателей дисперсионного картирования при тестировании на базе данных «THE RTV DIAGNOSTIC ECG DATABASE» / Иванов Г.Г., Прилуцкий Д.А. [Электронный ресурс]. – режим доступа <http://www.mks.ru>
96. Г.Г. Иванов, А.С. Сула. Метод дисперсионного картирования ЭКГ в клинической практике / Г.Г. Иванов, А.С. Сула. – Москва. – 2008.
97. [Электронный ресурс]. – режим доступа:
http://en.m.wikipedia.org/wiki/Kernel_density_estimation
98. Щукин Ю.В. электрокардиография :учебное пособие для студентов медицинских вузов по специальности «лечебное дело») // Щукин Ю.В., суркова е.а., дьячков в.а. – Ростов /н/Д :Феникс. – 2014.
99. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография. / Дощицин В. Л. // перераб. И доп. — М.: Медицина. – 1987. — 2-е изд. .
100. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика. / Дехтярь Г. Я. перераб. И доп. — М.: Медицина. – 1972. —2-е изд. — 416 с.

Приложения
Приложение А

Таблица 1.А . Основные понятия и определения метода кардиоайгеноскопии

№	Наименования	Условное обозначение	Характеристика
1	Временной ряд	ВР	Последовательность отсчётов электрокардио-сигнала.
2	Медленная волна	МВ	Низкочастотная компонента - электрокардиосигнала.
3	Синхронный ансамбль	СА	Строится в каждом отведении из отрезков ЭКГ этого отведения, границы которых определяются, исходя из положения R-зубцов. Каждый из отрезков, входящих в СА, называются элементом СА. СА характеризуются: номером отведения, величинами левой и правой границы СА в дискретах или секундах; объемом СА (числом элементов СА); размерностью СА (числом дискретов СА).
4	Асинхронный ансамбль	АС	Ансамбль, полученный путём разбиения ЭКГ на отдельные отрезки.
5	Ковариационная	КМ	Квадратная матрица размера $M \times M$.
6	Конечный интервал анализа	КИА	Пронумерованные по порядку от единицы до M дискреты времени любого элемента СА, КИА - это последовательность $1: M$.
7	Собственный вектор	СВ	Вычисляется для ковариационной матрицы синхронный ансамбль. Собственные векторы (их число- M) образуют ортонормированную базиса. Каждому СВ соответствует свое собственное значение. СВ упорядочены в порядке уменьшения собственных значения
8	Собственное значение	СЗ	СЗ (их число — M) образуют невозрастающую последовательность (спектр собственных

			значений). j - ое СЗ равно средней по СА энергии j – ой компонент элемента СА или, что то же самое, среднему квадрату (по СА) j - ого элемента (СА)
9	Способ синхронизации	СС	Совокупность операций над сигналом в синхронизирующем отведении, которая позволяет оценить положение R-зубцов
10	Качество синхронизации	КС	Совокупность критериев, характеризующих отличие оценок положения R-зубцов от их «истинного» положения.
11	Типичный представитель ансамбля	ТПА	Нормированный вектор, такой, что сумма квадратов проекций на него всех элементов СА максимальна. Типичный представитель первого порядка совпадает с первым собственным вектором синхронного ансамбля.
12	Ортонормированный базис	ОНБ	Система попарно ортогональных (перпендикулярных) векторов, каждый из которых имеет единичную длину (норму). Ортогональные векторы — векторы, скалярное произведение которых равно нулю. Норма вектора равна квадратному корню из скалярного произведения вектора на самого себя.
13	Нормированный спектр собственных значений	НССЗ	НССЗ получается из ССЗ делением на сумму всех СЗ. j - ое СЗ равно средней (по СА) энергии КЭСА (см. далее). j - ое значение НССЗ — доля энергии j - ой КЭСА в средней энергии ЭСА
14	Ансамбль микро альтернатив	АМА	Нормированный вектор, такой, что сумма квадратов проекций на него всех элементов АМА максимальна. Типичный представитель АМА совпадает со вторым собственным вектором синхронного ансамбля.

15	элемент синхронных ансамбль (Микроальтернация)	ЭСА (МА	Разность между ЭСА и первой к элемент синхронных ансамбль - вектор, ортогональный первому СВ.
16	Синхронизирующее отведение ЭКГ	СО	Отведение ЭКГ, в котором определены положения R-зубцов и, которое затем используется для построения синхронных ансамблей во всех других отведениях

Приложения Б



Рисунок Б.1. – Патент на полезную модель №162110 «Устройство хранения и анализа ЭКГ»

Автор(ы): *Исакевич Валерий Викторович (RU), Исакевич
Даниил Валерьевич (RU), Сушкова Людмила Тихоновна (RU),
Аль-Барати Бакер Салех (RU)*

Авторы: Патент на полезную модель №162110 «Устройство хранения и анализа
ЭКГ»

Приложения В

УТВЕРЖДАЮ

Первый проректор,
Проректор по научной и
инновационной работе,
д. ф-м. н., проф. В. Г. Прокошев

« 18 » 10 2017 г.

АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы Аль-Барати Бакер Салех Обади «**Методы и алгоритмы формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения ЭКГ**» на соискание ученой степени кандидата технических наук в учебно-исследовательскую работу кафедры биомедицинских и электронных средств и технологий (БЭСТ) Института информационных технологий и радиоэлектроники (ИИТР) Владимирского государственного университета имени А.Г. и Н.Г. Столетовых (ВлГУ).

Материалы кандидатской диссертации Аль-Барати Б.С.О., посвященной разработке и исследованию алгоритмов формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения ЭКГ, представляют научно-практический интерес для подготовки специалистов медико-технического профиля по направлению «Биотехнические системы и технологии».

В связи с этим в учебном процессе подготовки специалистов по направлению «Биотехнические системы и технологии» (бакалавриат и магистратура) на кафедре БЭСТ ВлГУ на лабораторно-практических занятиях используются:

- алгоритм формирования и анализа синхронного ансамбля кардиоосцилляций, включающий в себя адаптивную фильтрацию ЭКГ-сигнала и последующее детектирование R-зубцов (дисциплина «Автоматизация экспериментальных данных»);
- разработанное устройство хранения и анализа ЭКГ, обеспечивающее представление электрокардиосигнала в базисе собственных векторов его ковариационных матриц (дисциплина «Методы обработки медицинских сигналов и данных»).

Зав. кафедрой БЭСТ
д.т.н., профессор
Л.Т. Сушкова / Л.Т. Сушкова /

« 18 » 10 2017г.

Директор ИИТР
к.т.н., профессор
А. А. Галкин / А. А. Галкин /

« 18 » октябрь 2017г.

Рисунок В.1. – Акт внедрения результатов диссертационной работы на кафедре
БЭСТ, ВлГУ

ООО «БизнесСофтСервис»,
адрес: 600005, г. Владимир, ул. Горького, д.50
e-mail: businesssoftservice@gmail.com
тел.(4922)53-28-60, 53-25-31, 53-34-52

АКТ
внедрения результатов диссертационной работы Аль-Барати Бакер Салех
Обади «**Методы и алгоритмы формирования ансамблей
кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения ЭКГ**»

Диссертация Аль-Барати Бакер Салех Обади на соискание ученой степени кандидата технических наук связана с разработкой и исследованием алгоритмов формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения ЭКГ с целью повышения эффективности систем обработки и анализа электрокардиографического сигнала при его передаче и хранении.

Материалы диссертации, в том числе разработанные и реализованные: метод отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций, обеспечивающий формирование и отдельный анализ ансамблей для синусовых PQRS-комплексов и желудочковых экстрасистол, 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 разной длиной RR-интервалов — внедрены в программно-аппаратный комплекс с архитектурой «Эльбрус», используемый в научно-исследовательской деятельности ООО «БизнесСофт-Сервис». Внедренные алгоритмы позволили повысить эффективность работы программно-аппаратного комплекса «Кардиоайгеноскоп».

Директор



Балакирев Александр Николаевич

Рисунок В.2. – Акт внедрения результатов диссертационной работы в ООО «Бизнес Софт Сервис»



ПЕРВЫЙ КЛИНИЧЕСКИЙ МЕДИЦИНСКИЙ ЦЕНТР

601901, Владимирская область, г. Ковров, ул. Ватутина, 90. т. (49232) 9-50-60
 ИНН/КПП 3305719564/330501001 ОГРН 1133332003540
 e-mail: info@clinicalcenter.ru, <http://www.clinicalcenter.ru>

В диссертационный совет ФГБОУ ВПО
 «Владимирский государственный
 университет им. Александра Григорьевича и
 Николая Григорьевича Столетовых»
 Секретарю совета

Россия, 600000, г. Владимир ул. Горького д.87

АКТ

внедрения результатов диссертационной работы

Аль-Барати Бакер Салех Обади «Методы и алгоритмы формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения ЭКГ»

Диссертация Аль-Барати Бакер Салех Обади на соискание ученой степени кандидата технических наук связана с разработкой и исследованием алгоритмов формирования ансамблей кардиоосцилляций для обработки, анализа и хранения ЭКГ с целью повышения эффективности систем обработки и анализа электрокардиографического сигнала при его передаче и хранении.

Материалы диссертации, в том числе разработанные и реализованные: метод отбора элементов ансамбля кардиоосцилляций, обеспечивающий формирование и отдельный анализ ансамблей для синусовых PQRS-комплексов и желудочковых экстрасистол, 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 разной длиной RR-интервалов — внедрены в программное обеспечение «Демонстрационная версия кардиоанализатора на Scilab», используемое в практической деятельности ООО «Первый клинический медицинский центр».

Внедренные алгоритмы позволили повысить эффективность работы программного обеспечения.

Научный руководитель
 доктор медицинских наук профессор



Емельяненко
 Владимир Михайлович

ПЕРВЫЙ КЛИНИЧЕСКИЙ МЕДИЦИНСКИЙ ЦЕНТР

Рисунок В.3. – Акт внедрения результатов диссертационной работы в ООО «Первый клинический медицинский центр»