

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
Национальный исследовательский университет «МЭИ»

*На правах рукописи*



**Бодин Андрей Юрьевич**

СРЕДСТВА ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ  
МНОГОКАНАЛЬНОЙ РЕГИСТРАЦИИ И ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ  
ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

Специальность:

2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Научный руководитель  
доктор технических наук, профессор  
Крамм Михаил Николаевич

Москва, 2026

## ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ .....	5
1. АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР МЕТОДОВ И СРЕДСТВ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ .....	13
1.1. Методы анализа электрической активности сердца .....	13
1.1.1. Генезис ЭКС .....	13
1.1.2. Анализ методов неинвазивной электрокардиодиагностики .....	15
1.1.3. Метод ЭКГ-картирования сердца .....	16
1.2. Модели электрической активности сердца .....	22
1.2.1. Аналитический обзор современных моделей электрической активности сердца .....	22
1.2.2. Концепция цифрового двойника сердца .....	27
1.3. Анализ электрокардиографических помех, методов и алгоритмов уменьшения влияния помех в ССНЭКД .....	29
1.3.1. Упрощённая схема передачи информации в ССНЭКД .....	29
1.3.2. Помехоустойчивое кодирование при передаче ЭКС .....	31
1.3.3. Основные источники шумов и помех в ЭКС .....	33
1.3.4. Аналитический обзор существующих методов и алгоритмов помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов .....	36
1.4. Современное состояние электрокардиологических систем на основе многоэлектродной регистрации .....	39
1.4.1. Комплекс «АМИКАРД 01 К» .....	40
1.4.2. Комплекс «Астрокард КардиоЭфи» .....	42
1.4.3 Комплекс Дипольная Электрокардиотопография (ДЭКАРТО) .....	43
Выводы по главе 1. Постановка задачи исследования .....	44
2. ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ С МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ РЕГИСТРАЦИЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ НА ОСНОВЕ ЦИФРОВОГО ДВОЙНИКА СЕРДЦА .....	47
2.1. Обоснование подхода на основе многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов к анализу состояния сердца в условиях скрининга .....	47
2.2. Многоэлектродная регистрация ЭКС .....	50
2.2.1. Подбор типоразмера жилета с предустановленными электродами .....	50
2.2.2. Предварительная обработка сигналов множественных отведений .....	54

2.2.3. Аналого-цифровое преобразование сигналов множественных отведений ЭКС.....	56
2.3. Передача данных на сервер.....	59
2.3.1. Клиент-безопасные приложения .....	59
2.3.2. Формирование пакетов данных сигналов множественных отведений ЭКС .....	63
2.3.3. Разработка требований к характеристикам канала связи ССНЭКД .....	67
2.4. Многопоточная обработка данных .....	71
2.5. Создание цифрового двойника сердца пациента .....	74
2.5.1. Способ реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца .....	74
2.5.2. Возможность определения ионных токов эпикарда на основе цифрового двойника сердца .....	78
2.5.3. Способ диагностики критических состояний сердца .....	81
Выводы по главе 2 .....	84
<b>3. РАЗРАБОТКА СПОСОБОВ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ ОБРАБОТКИ И ПЕРЕДАЧИ МНОГОКАНАЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ .....</b>	<b>86</b>
3.1. Алгоритм помехоустойчивой обработки ЭКС с использованием эмпирической модовой декомпозиции.....	86
3.1.1. Постановка задачи .....	86
3.1.2. Общие свойства ЭМД, достоинства и особенности.....	87
3.1.3. Подавление ВЧ помех .....	92
3.1.4. Подавление НЧ помех .....	102
3.1.5. Обобщённый алгоритм помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов .....	107
3.2. Помехоустойчивая передача многоканальных ЭКС с использованием сверточного кодирования.....	109
3.2.1. Постановка задачи .....	109
3.2.2. Способы кодирования.....	110
3.2.3. Моделирование потока ошибок при использовании алгоритма декодирования Витерби.....	113
Выводы по главе 3 .....	115
<b>4. РАЗРАБОТКА СКРИНИНГОВОЙ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ .....</b>	<b>117</b>
4.1. Основные требования к ССНЭКД .....	117

4.2. Разработка жилета.....	120
4.3. Разработка электронного блока регистрации множественных отведений ЭКС .....	124
4.3.1. Функциональная схема.....	124
4.3.2. Мультиплексирование аналоговых каналов.....	126
4.3.3. Выбор элементной базы для ССНЭКД.....	131
4.4. Разработка программного обеспечения ССНЭКД.....	136
4.4.1. Разработка программного обеспечения блока регистрации множественных отведений.....	136
4.4.2. Разработка программного обеспечения серверной части ССНЭКД .....	140
4.4.3. Организация интерфейса серверной части ССНЭКД .....	144
Выводы по главе 4 .....	151
ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ.....	153
ПЕРЕЧЕНЬ ПРИНЯТЫХ СОКРАЩЕНИЙ .....	155
СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ.....	157
ПРИЛОЖЕНИЕ 1. АКТ О ВНЕДРЕНИИ .....	182
ПРИЛОЖЕНИЕ 2. ПАТЕНТЫ .....	184
ПРИЛОЖЕНИЕ 3. ПЕРЕЧЕНЬ ЭЛЕМЕНТОВ И МАТЕРИАЛОВ .....	188
ПРИЛОЖЕНИЕ 4. СТРУКТУРНАЯ СХЕМА ADS 1298.....	189
ПРИЛОЖЕНИЕ 5. ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ СХЕМА STM32F407VGT6.....	190

## ВВЕДЕНИЕ

**Актуальность темы.** В настоящее время мы являемся свидетелями проникновения достижений электроники и информационных технологий (ЭИТ) во все сферы жизнедеятельности общества. При этом ЭИТ выступают в роли локомотива научно-технического прогресса и выводят другие отрасли на все новые рубежи. По прогнозам ученых в ближайшем будущем самое широкое распространение ЭИТ ожидается в области медицины, в частности, кардиологии. Самым распространенным, доступным и исторически первым методом регистрации и исследования электрической активности сердца является электрокардиография, которой принадлежит ведущая роль в исследовании функционального состояния сердечно-сосудистой системы.

По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС) прочно лидируют среди причин смертности [53, 54].

Качественный анализ сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ), в том числе хронической формы ишемической болезни сердца (ИБС), в рассматриваемом на рисунке 1 [191] периоде показал, что динамика смертности имеет тенденцию к снижению, но по-прежнему остаётся на высоком уровне.

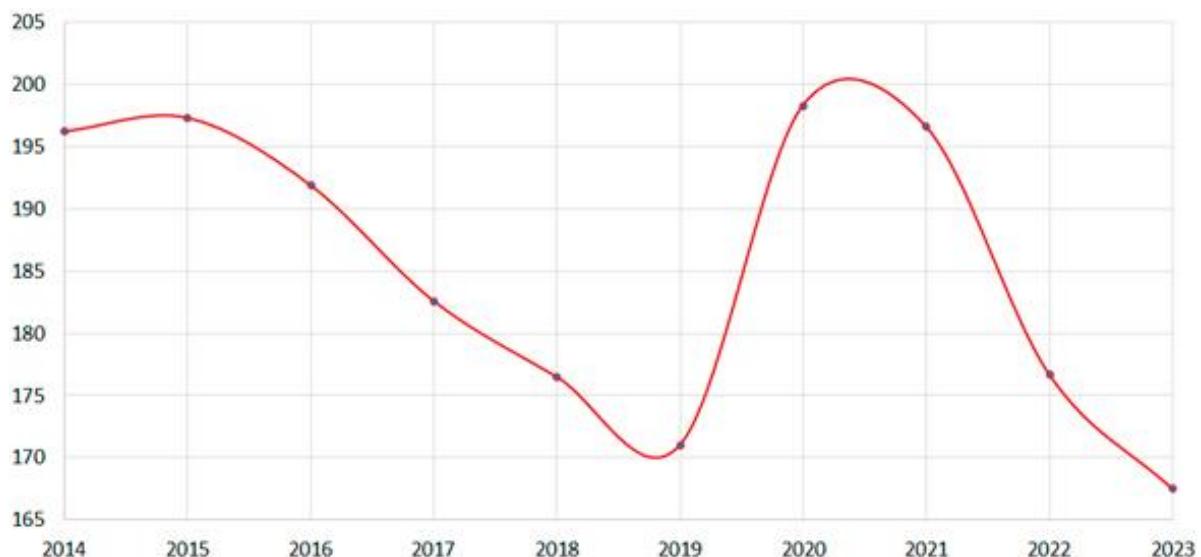


Рисунок 1 – Динамика показателя смертности от хронической формы ишемической болезни сердца на 10000 населения

Основными путями снижения смертности от ССЗ являются профилактика и своевременная диагностика. При этом на первое место выступает профилактическое обследование (скрининг) населения, поэтому *существует проблема* повышения эффективности анализа кардиографической информации для диагностики заболеваний ССЗ.

Отдельно следует отметить *проблему* повышения эффективности анализа кардиографической информации в условиях чрезвычайных ситуаций (ЧС), когда состояние пострадавшего является коморбидным, то есть, характеризуется наличием нескольких заболеваний, вызванных ЧС.

При этом в электрокардиосигнале (ЭКС) неизбежно присутствуют различные помехи, искажающие полезный сигнал и приводящие к снижению достоверности диагностических заключений. Следовательно, важнейшей характеристикой скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики (ССНЭКД) является помехоустойчивость, под которой понимают способность системы сохранять заданную достоверность автоматических заключений при влиянии шумов и помех различного характера.

В настоящее время разработаны и реализованы методы определения электрофизиологических характеристик сердца и реконструкции пространственных характеристик источников электрической активности сердца (ЭАС) по сигналам многоэлектродных кардиоответвлений. Однако эти методы требуют существенных аппаратных и временных ресурсов, не позволяющих проводить скрининговые обследования для профилактики ССЗ, связанных с наличием зон миокарда с нарушениями возбуждения. При этом проведение таких скрининговых обследований требует помехоустойчивую обработку и передачу данных для обеспечения заданной достоверности автоматических заключений при воздействии помех.

Таким образом, с учетом обозначенной проблематики актуальность темы заключается в необходимости совершенствования существующих ССНЭКД на основе многоэлектродной регистрации ЭКС.

**Степень разработанности темы исследования.** Значительный вклад в развитие компьютерной диагностики состояния сердца внесли российские ученые Л.А. Бокерия, Л.И. Титомир, В.В. Шакин, А.Ш. Ревишвили, В.В. Калинин, Г.Г. Иванов, С.В. Селищев, Л.Т. Сушкова, З.М. Юлдашев, Т.В. Истомина, Н.А. Кореневский, С.А. Филист, Л.Ю. Кривоногов, О.В. Мельник, А.А. Михеев, а также зарубежные ученые C.V. Nelson, C. Barr, Y. Rudy, O. Dössel, F. Liu, Y. Serinagaoglu, A. Van Oosterom.

В области помехоустойчивой обработки и передачи сигналов значительный вклад в развитие внесли российские ученые В.А. Котельников, Д.В. Агеев, Л.М. Финк, С.Н. Кириллов, В.И. Кошелев, В.В. Езерский, Ю.Н. Паршин, Е.И. Алгазин, В.В. Квашенников, Б.А. Савельев, В.В. Витязев, А.В. Пестряков, а также зарубежные ученые К. Шенон, Г. Найквист, Р.У. Хемминг, И.С. Рид, Г. Соломон, Э.Д. Витерби.

Известные методы и средства неинвазивной электрокардиодиагностики не осуществляют в условиях скрининга оценку состояния сердца на основе многоэлектродной регистрации, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов.

**Цель и задачи работы.** Целью работы является совершенствование системы неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов, обеспечивающей улучшение характеристик точности, быстродействия и помехоустойчивости в условиях скрининга.

В соответствии с поставленной целью определены следующие основные задачи диссертации:

1. Определение путей совершенствования систем неинвазивной электрокардиодиагностики на основе анализа существующих решений.
2. Разработка структуры системы неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов для улучшения характеристик точности, быстродействия и помехоустойчивости.

3. Разработка способов и алгоритмов преобразования информации (пространственно-временной обработки сигналов и помех) при:

- определении электрофизиологических характеристик сердца на основе цифрового двойника сердца и обнаружении опасных аритмий сердца в системе неинвазивной электрокардиодиагностики;
- передаче сигналов множественных отведений с применением методов помехоустойчивого кодирования на основе сверточных кодов и помехоподавления на основе учета характеристик помехи для реализации в системах различного назначения.

4. Разработка технического средства многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов для повышения эффективности скрининговых систем электрокардиодиагностики.

**Объектом исследования** является система неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов.

**Предметом исследования** являются элементы структуры, математическое, алгоритмическое, программное и аппаратное обеспечение системы неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов.

**Методы исследования.** Для решения поставленных задач использовались теоретические основы электрокардиологии; методы теории радиотехнических цепей и сигналов; методы теории информационных систем и баз данных; методы цифровой и помехозащищённой обработки и передачи сигналов, а также теории алгоритмов, прикладного программирования и имитационного моделирования.

**Научная новизна** работы состоит в следующем.

1. Предложена структура скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики в условиях скрининга, отличающаяся использованием цифрового двойника сердца, многоэлектродной регистрацией ЭКС и помехозащищённой обработкой и передачей цифровых электрокардиосигналов множественных отведений на основе сверточных кодов и позволяющая получить

новую диагностическую информацию о состоянии сердца с улучшенными характеристиками точности, быстродействия и помехоустойчивости (патент РФ № 2651068, специальность 2.2.12. п. 2).

2. Предложены новые способы и алгоритмы преобразования информации (пространственно-временной обработки сигналов и помех) при:

- определении электрофизиологических характеристик сердца на основе цифрового двойника, позволяющего визуализировать электрическую активность сердца на поверхности эпикарда (специальность 2.2.12. п. 14);
- передаче цифровых сигналов множественных отведений с применением методов помехоустойчивого кодирования на основе сверточных кодов, обеспечивающей уменьшение вероятности ошибок при гарантированной передаче сигналов;
- подавлении электрокардиографических помех на основе эмпирической модовой декомпозиции (ЭМД) с учетом характеристик помехи в пассивной фазе зарегистрированного сигнала, позволяющем повысить эффективность подавления помех.

3. Предложены новые способы обнаружения опасных аритмий сердца, основанные на определении таких параметров ЭКС, как вариабельность интервала QT, значение фракции выброса, определении желудочковой тахикардии и экстрасистолии, по крайней мере, для трех последовательных кардиоциклов и позволяющие автоматизировать процесс проведения реанимационных мероприятий (патент РФ № 2644303, патент РФ № 2775688, специальность 2.2.12. п. 16).

4. Предложено и разработано в рамках структуры скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики оригинальное техническое устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигналов, отличающееся наличием:

- параллельных каналов для передачи сигналов отведений ЭКС;
- мультиплексной АЦП-подсистемы;

– помехоустойчивой передачи цифровых электрокардиосигналов множественных отведений;

и позволяющее повысить точность локализации повреждений миокарда со снижением сложности процесса регистрации ЭКС (патент РФ № 2764498, специальность 2.2.12. п. 1, п. 2).

***Положения, выносимые на защиту:***

**1. Система** неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации, цифрового двойника сердца, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов позволяет получить новую диагностическую информацию о состоянии сердца и обеспечивает в условиях скрининга улучшение характеристик точности, быстродействия и помехоустойчивости.

2. Помехоустойчивая передача цифровых сигналов множественных отведений ЭКС на основе сверточного кодирования и **способ** помехоподавления на основе эмпирической модовой декомпозиции с учетом характеристик помехи позволяют повысить эффективность подавления помех.

**3. Способы** обработки ЭКС в скрининговой системе неинвазивной электрокардиодиагностики обеспечивают визуализацию электрической активности на поверхности сердца для локализации повреждений миокарда и обнаружение опасных аритмий сердца для своевременного оказания экстренной кардиологической помощи.

**4. Техническое средство** регистрации множественных отведений электрокардиосигналов, выполненное в виде жилета и электронного блока регистрации, позволяет повысить эффективность скрининговых систем электрокардиодиагностики при снижении сложности оборудования и трудоёмкости регистрации.

***Практическая значимость работы:***

1. Предложенный подход к построению системы неинвазивной электрокардиодиагностики в условиях скрининга на основе многоэлектродной регистрации, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов

позволяет улучшить характеристики точности, быстродействия и помехоустойчивости, служит основой для построения систем неинвазивной электрокардиодиагностики нового поколения.

2. Предложенные способы определения электрофизиологических характеристик сердца в составе цифрового двойника сердца ориентированы как на визуализацию электрической активности сердца, так и на своевременное выявление критически опасных аритмий.

3. Предложенные алгоритмы обработки нестационарных сигналов на основе эмпирической модовой декомпозиции с учетом характеристик помехи и передачи этих сигналов с применением методов помехоустойчивого кодирования на основе сверточных кодов позволяют повысить помехоустойчивость в системах различного назначения.

4. Действующий макет системы неинвазивной электрокардиодиагностики повышает диагностическую эффективность оказываемых кардиологических услуг.

*Достоверность результатов* подтверждается использованием современных методов исследования, сопоставлением результатов с ранее опубликованными, а также обеспечивается корректным использованием математического аппарата, имитационным моделированием и экспериментальными исследованиями разработанной системы неинвазивной электрокардиодиагностики, подтверждающими основные теоретические положения работы и не противоречащими известным знаниям в данной области исследований.

*Апробация работы.* Результаты исследований по диссертационной работе прошли апробацию на 21 международной и региональной конференции: International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials (Altai Republic, 2020, 2021, 2023, 2025) (5 докладов); International Conference on Systems and Technologies of the Digital Health Care (Санкт-Петербург, 2023, 2025) (2 доклада); International Conference on information technology and nanotechnology (Узбекистан, 2023) (1 доклад); МНТК «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика» (Москва, 2022, 2023, 2024) (4 доклада); МНТК “Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы (Рязань, 2024) (2 доклада);

МНТК Актуальные проблемы и перспективы развития радиотехнических и инфокоммуникационных систем. Радиоинфоком (Москва, 2024) (2 доклада); Информационные технологии и нанотехнологии (Самара, 2023) (1 доклад); МНТК Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии (Владимир, 2022, 2024) (2 доклада); МНТК Микро- и нанотехнологии в электронике (Нальчик, 2025) (2 доклада).

**Внедрение результатов работы.** Результаты работы используются в ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет «МЭИ» на кафедре «Основы радиотехники» г. Москва; прошли апробацию в ГБУЗ «Клиническая больница № 6 им. Г.А. Захарьина», г. Пенза.

**Публикации.** Всего по теме диссертации опубликовано 46 научных работ, из них 8 статей в рецензируемых научных журналах из перечня ВАК, 3 статьи без соавторов, 11 статей в изданиях, индексируемых в SCOPUS, получено 4 патента на изобретение Российской Федерации.

**Личный вклад** заключается в выборе методов решения основных задач исследования; разработке структуры предлагаемой системы неинвазивной электрокардиодиагностики и средства регистрации множественных отведений электрокардиосигнала, выполненного в виде жилета; разработке способа оказания экстренной кардиологической помощи в системе неинвазивной электрокардиодиагностики для определения опасных аритмий сердца; разработке способа помехоподавления на основе контроля энергетического спектра помехи в пассивной фазе зарегистрированного сигнала; разработке способа помехозащищённой передачи цифровых сигналов отведений ЭКС на основе свёрточных кодов, планировании и проведении экспериментальных исследований, анализе и интерпретации полученных результатов.

**Структура и объем работы.** Диссертация состоит из введения, четырёх глав, заключения, списка использованной литературы и приложений. Объем диссертации составляет 190 страниц, включая 86 рисунков, 16 таблиц, 5 приложений и список литературы из 232 наименований.

# 1. АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР МЕТОДОВ И СРЕДСТВ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

## 1.1. Методы анализа электрической активности сердца

### 1.1.1. Генезис ЭКС

В настоящее время существует и широко используется в медицинской практике метод классической электрокардиографии, основанный на регистрации и анализе электрической активности сердца (ЭАС). Формирование электрокардиосигнала (ЭКС) связано с процессами деполяризации и реполяризации в клетках миокарда, при этом возникновение потенциала действия в различных отделах сердца представляет собой автоволновой процесс в проводящей системе сердца. С позиции функциональной диагностики наименьшим неделимым элементом сердца является клетка миокарда (кардиомиоцит), электрическая активность которой определяет ЭАС. Форма трансмембранных потенциалов действия (ТМПД) клетки миокарда у каждого отдела сердца различна [112] и представлена на рисунке 1.1. На рисунке 1.2 [173] приведена типичная электрокардиограмма.

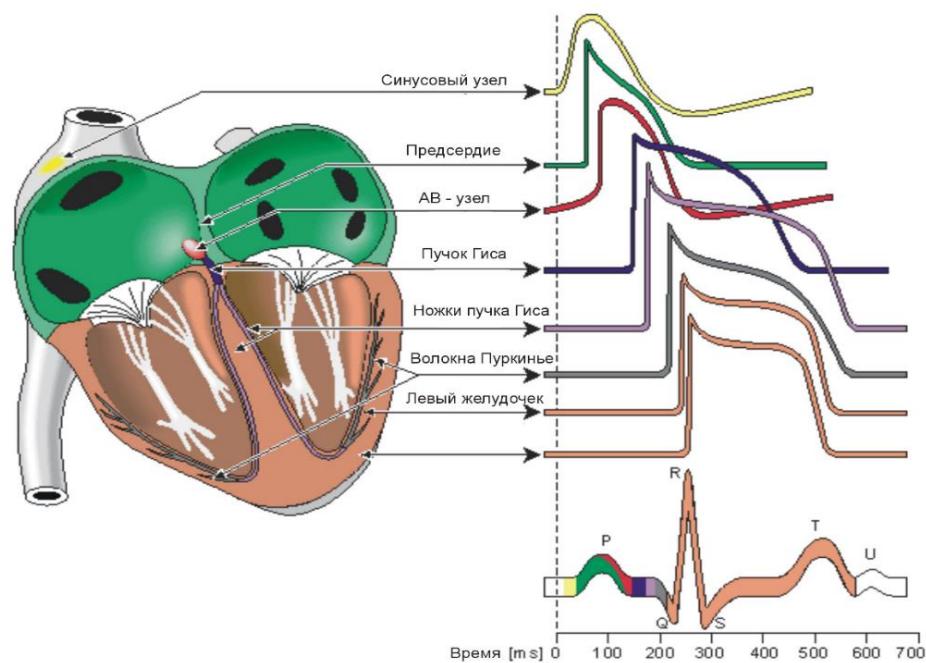


Рисунок 1.1 – Форма ТМПД клетки миокарда в разных отделах сердца

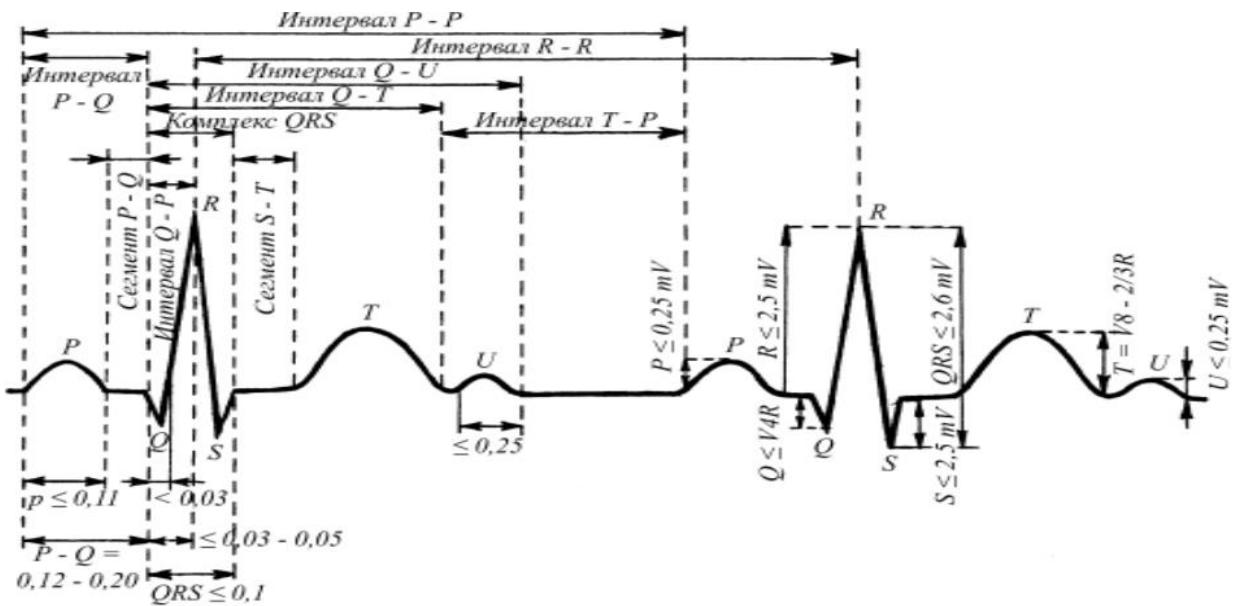


Рисунок 1.2 – Структура электрокардиосигнала

ЭКС отражает два основных процесса: деполяризацию, или возбуждение, миокарда и реполяризацию – восстановление состояния покоя миокарда. Каждая фаза электрической активности сердца выглядит на электрокардиограмме как определенный зубец или комплекс [6].

В таблице 1.1 приведены значения амплитудно-временных параметров ЭКС в норме [173].

Таблица 1.1 – Амплитудно-временные параметры ЭКС в норме

Элементы	Продолжительность, с	Амплитуда, мм
<b>Зубцы</b>		
<i>P</i>	0,06-0,1	0,05-2,5
<i>Q</i>	<0,03	<1/4 R
<i>R</i>	0,03-0,04	<8 (в I, II), <25 (в V1)
<i>S</i>	<0,03	до 20 (V5,6 до 26)
<i>T</i>	0,16	<1/2-1/3; R (II отв. до 1/4 R)
<i>U</i>	0,06-0,16	2-3
<b>Интервалы</b>		
<i>PQ</i>	0,12-0,2	-
<i>QT</i>	0,35-0,42	-
<i>RR</i>	0,75-1,0	-
<i>RS</i>	0,03-0,05	-
<b>Сегмент</b>		
<i>ST</i>	0,03-0,12	-
<b>Комплекс</b>		
<i>QRS</i>	0,06-0,09 (0,1)	-

Во врачебной практике для регистрации ЭКГ обычно применяют 12 отведений: 6 отведений от конечностей и 6 грудных отведений. При этом большое значение имеет точность установки измерительного электрода.

Объективно методы классической ЭКГ имеют очень важное значение для диагностики в электрокардиологии в связи со своей массовостью и доступностью. Однако метод даёт неполное представление о пространственно-временной динамике процессов возбуждения и реполяризации сердечной мышцы, важной для локализации областей с нарушениями этой динамики [33].

Врачебная интерпретация ЭКС заключается в оценке частоты и ритмичности сердечных сокращений, измерении амплитуды и длительности зубцов, продолжительности сегментов и интервалов, оценке изменений морфологии элементов сигнала.

Главная задача электрокардиодиагностики – выявление первичных патологических изменений в функционировании сердца – **принципиально** решается с помощью анализа ЭКС. Однако классический анализ ЭКС не позволяет повысить точность локализации повреждения миокарда.

### **1.1.2. Анализ методов неинвазивной электрокардиодиагностики**

Современные инструментальные методы кардиодиагностики разделяются на два больших класса [165]: инвазивные (хирургические, с проникновением средств обследования внутрь организма пациента) и неинвазивные [110, 111]. Требования стерильности, опасность заражения ВИЧ-инфекцией ограничивают применение инвазивных методов рамками клинических обследований. Поэтому в условиях скрининга важнейшим требованием к методам обследования является их неинвазивность.

К неинвазивным электрофизиологическим методам диагностики состояния сердца относятся: электрокардиография [43, 77, 106], векторкардиография [159], электрокардиотопография [177], мониторирование ЭКГ по Холтеру [65], эхокардиография [33], компьютерная томография [71, 187], магнитокардиография

[154], кардиоинтервалография [33], магнито-резонансная томография [153], реография [49], ЭКГ высокого разрешения [113], ЭКГ картирование сердца [35, 85].

Каждый из рассмотренных методов подробно описан в соответствующей литературе. Возможности современных неинвазивных электрофизиологических методов диагностики состояния сердца приведены в таблице 1.2.

Каждый из методов в таблице 1.2 обладает своими особенностями, достоинствами и недостатками. Основными критериями использования методов обследования в условиях скрининга являются массовость, доступность и оперативность [75]. Очевидно, что в условиях экспресс-диагностики ССС при скрининге главным критерием выбора метода является его доступность (стоимость, наличие оборудования и специалистов). По этому критерию в настоящее время самым распространенным неинвазивным методом диагностики состояния сердца является электрокардиография.

По мнению автора, в настоящее время ЭКГ-картирование сердца является одним из наиболее перспективных методов в области кардиологии и электрофизиологии. Развитие информационных технологий позволило существенно повысить точность и информативность данного метода в сравнении с другими методами неинвазивной кардиодиагностики.

### 1.1.3. Метод ЭКГ-картирования сердца

**ЭКГ-картирование потенциалов сердца** [35, 85] является одним из наиболее информативных методов исследования электрической активности миокарда. Метод позволяет получить максимальную информацию об особенностях электрического поля сердца в любой момент деполяризации и реполяризации желудочков. При регистрации ЭКГ униполярные электроды располагаются на передней, задней и боковых поверхностях грудной клетки, а также на верхней части живота. Получаемая таким образом пространственно-временная и амплитудно-временная информация может быть представлена в виде нескольких разновидностей картограмм.

Таблица 1.2 – Достоинства и недостатки существующих методов неинвазивной кардиодиагностики

Электрокардиография	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Доступность и распространённость.</b> ЭКГ доступна в большинстве медицинских учреждений и является стандартной процедурой в кардиологии.</p> <p><b>Быстрота</b> процедура занимает всего несколько минут, и результаты могут быть доступны практически мгновенно.</p> <p>Метод широко <b>используется в скрининге.</b></p>	<p><b>Ограниченнная информативность при некоторых заболеваниях.</b> Не все типы сердечных заболеваний или состояний могут быть адекватно оценены с помощью ЭКГ. Например, небольшие инфаркты миокарда или ишемия, не сопровождающиеся значительными изменениями электрической активности.</p> <p><b>Зависимость от правильного наложения электродов:</b> Неправильное наложение электродов может значительно исказить результаты, что может привести к неправильной диагностике.</p>
Векторкардиография	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Трёхмерное отображение</b> позволяет более точно определить направление и величину электрических векторов, что помогает в диагностике различных сердечных патологий.</p>	<p><b>Трёхмерные изображения и векторы</b> могут быть сложными для анализа без надлежащего обучения.</p> <p><b>Векторкардиография</b> менее распространена в клинической практике по сравнению с ЭКГ, что связано с её относительно высокой стоимостью и требованием специального оборудования, что делает ее <b>непригодной в условиях скрининга.</b></p>
Мониторинг ЭКГ по Холтеру	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Амбулаторное проведение.</b> Исследование проводится в обычных условиях жизни пациента, что даёт более реалистичное представление о работе сердца.</p> <p><b>Широкий спектр диагностируемых состояний</b>, от аритмий до ишемических изменений.</p> <p><b>Длительный мониторинг:</b> Возможность регистрации редких и непостоянных нарушений ритма, которые могут не проявляться на короткой ЭКГ.</p>	<p>Холтеровское мониторирование предоставляет более полную картину работы сердца по сравнению с кратковременной ЭКГ, оно всё же <b>не может заменить</b> другие методы диагностики, такие как эхокардиография или стресс-тесты, которые могут выявить структурные или функциональные изменения в сердце.</p> <p>Необходимость <b>введения дневника</b> для корректного анализа и интерпретации результатов и длительный мониторинг делает метод <b>непригодным в условиях скрининга.</b></p>

## Продолжение таблицы 1.2

Эхокардиография	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Высокая информативность</b> позволяет получить детальное изображение сердца и его клапанов, оценить размеры и форму камер сердца, выявить насосные и сократительные патологии.</p> <p><b>Динамическое наблюдение</b> обеспечивает возможность наблюдения за работой сердца в реальном времени.</p>	<p><b>Качество изображений</b> может быть ограничено у пациентов с ожирением, эмфиземой лёгких или другими состояниями, затрудняющими прохождение ультразвуковых волн.</p> <p><b>Ограниченнная визуализация некоторых структур</b>, например, визуализация коронарных артерий и мельчайших структур может быть недостаточной. Эхокардиография не дает информации об электрической активности сердца.</p> <p>Описанные выше недостатки <b>ограничивают применение данного метода в условиях скрининга</b>.</p>
Компьютерная томография	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Высокая разрешающая способность</b> КТ предоставляет более детализированные изображения по сравнению с обычными рентгеновскими снимками.</p> <p><b>Трёхмерная реконструкция.</b> Возможность создания трёхмерных моделей исследуемых структур для более точной диагностики.</p>	<p><b>Лучевая нагрузка.</b> КТ использует рентгеновские лучи, что сопровождается значительной лучевой нагрузкой на организм, особенно при частых исследованиях.</p> <p><b>Стоимость.</b> КТ-исследования могут быть дорогими, особенно если требуется использование контрастных веществ или проведение множественных сканирований, что делает метод <b>невозможным использование метода в условиях скрининга</b>.</p>
Магнитокардиография	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Дополнительная информация</b> МКГ предоставляет дополнительные данные, которые могут быть полезны для комплексной оценки сердечной активности в дополнение к ЭКГ.</p> <p><b>Неинвазивность.</b> Метод не требует проникновения в организм или применения ионизирующего излучения.</p>	<p><b>Стоимость.</b> Оборудование для МКГ дорогостоящее и требует специальных условий для работы (например, экранированные комнаты для снижения влияния внешних магнитных полей).</p> <p><b>Технические сложности.</b> Регистрация слабых магнитных полей требует очень чувствительного оборудования и специальных условий, что может усложнять проведение исследований.</p> <p>Представленные недостатки делают <b>невозможным использование метода в условиях скрининга</b>.</p>

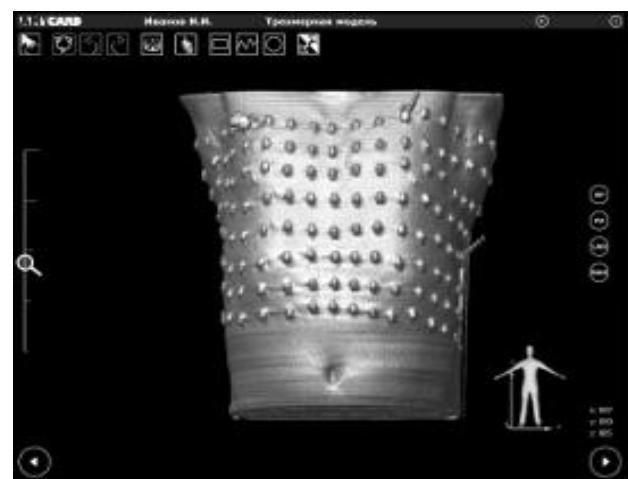
Продолжение таблицы 1.2

ЭКГ высокого разрешения	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Диагностика скрытых сердечных проблем.</b> Выявление эпизодов, которые могут быть упущены при обычной ЭКГ.</p> <p><b>Выявление случайных аритмий.</b> Способность регистрировать эпизоды, которые могут происходить редко или случайно.</p>	<p><b>Ограниченнaя доступность и высокие затраты.</b> Некоторые медицинские учреждения могут столкнуться с ограничениями в доступности современных портативных устройств для ЭКГ высокого разрешения из-за их высокой стоимости и требований к оборудованию.</p> <p>Ввиду этих факторов метод <b>не распространен в условиях скрининга</b>.</p>
ЭКГ-картирование сердца	
Преимущества	Недостатки
<p><b>Высокая пространственная разрешающая способность.</b> Способность точно локализовать и анализировать источники и пути электрической активации в сердце.</p> <p><b>Персонализированная диагностика и лечение.</b> Информация, полученная с помощью картографии, помогает врачам индивидуализировать подход к диагностике и лечению сердечных аритмий у каждого пациента.</p>	<p><b>Временные ограничения.</b> Процесс обработки ЭКС и визуализации трехмерных моделей и карт требует времени и не всегда доступен для немедленного анализа в реальном времени.</p> <p>Ввиду своих временных затрат и сложности наложения электродов, метод <b>не распространен в условиях скрининга</b>.</p>

Для получения полной диагностической информации при проведении ЭКГ исследований и для максимального отражения характера электрофизиологических процессов в сердце была предложена методика поверхностного картирования сердца, основанная на регистрации множественных отведений ЭКГ со всей поверхности грудной клетки [155]. На рисунке 1.3 представлены результаты поверхностного картирования здорового обследуемого.



а) Визуализация ЭКС



б) Схема расположения электродов

Рисунок 1.3 – Результаты поверхностного картирования

Регистрация множественных отведений электрокардиосигналов (ЭКС) для ЭКГ-картирования сердца [25, 35, 58, 85, 91, 95] является одним из наиболее информативных методов исследования электрической активности миокарда и параметров эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС). Метод позволяет получить максимальную информацию об особенностях электрического поля сердца в любой момент деполяризации и реполяризации желудочков. Получаемая таким образом пространственно-временная и амплитудно-временная информация об электрической активности сердца (ЭАС) может быть представлена в виде нескольких разновидностей картограмм:

- **изопотенциальных** (моментных) картограмм распределения потенциалов, для следующих друг за другом моментов сердечного цикла;
- **интегральных** картограмм распределения площадей (интегралов потенциала по времени) комплекса QRS, сегмента RS-T и всего комплекса QRST;
- **изоинтегральных** картограмм распределения сумм площадей под кривой ЭКГ за любой интересующий период сердечного цикла (например, с 1-й по 30-ю или с 30-й по 60-ю мс желудочковой деполяризации и т.п.);
- **изохронных** картограмм (карты распределения времени активации сердечной мышцы), позволяющих визуализировать процесс распространения возбуждения по сердечной мышце.

По сравнению со стандартной электрокардиографией метод ЭКГ-картирования сердца:

- использует большое число отведений (от 48 до 240), располагающихся на всей поверхности грудной клетки, что обеспечивает получение максимальной информации об особенностях структуры электрического поля сердца;
- предоставляет возможность синхронизации всех электрокардиосигналов и представления данных не в традиционной (непрерывной) форме, а в виде последовательных (моментных), интегральных и изоинтегральных картограмм распределения потенциалов, что позволяет подробно изучить динамику процессов деполяризации и реполяризации миокарда:

- предоставляет возможность изучения мультипольного ЭЭГС и более точной оценки локальной электрической активности сердечной мышцы.

Однако известные методы картирования потенциалов на поверхности торса позволяют лишь приближенно увязывать характерные локализации на карте с локализациями на поверхности сердца. Более того, в связи с эффектом подавления высокочастотных пространственных составляющих в распределении потенциала на торсе, достаточно мелкие локализации на поверхности эпикарда не проявляются на поверхности торса. Так, на рисунке 1.4 показана моментная карта распределения потенциалов на поверхности торса (КППТ), а на рисунке 1.5 – карта потенциалов на поверхности эпикарда (КППЭ) для этого же момента времени [90]. В соответствии с рисунком 1.4 и рисунком 1.5 неоднородность размеров порядка 2-3 см может быть заметна на квазиэпикарде и не наблюдаться на торсе.

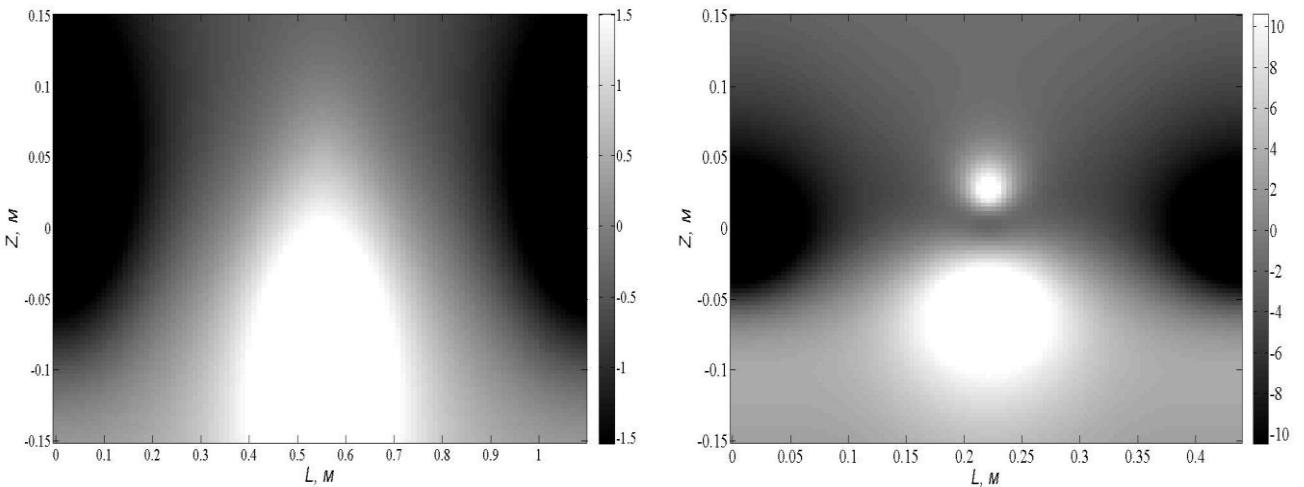


Рисунок 1.4 – КППТ, координата  $L$  изменяется по периметру торса, центр ( $L = 0,55$  м) соответствует левой боковой вертикальной линии

Рисунок 1.5 – КППЭ, координата  $L$  изменяется по периметру цилиндрической модели квазиэпикарда (эллиптический цилиндр), центр ( $L = 0,225$  м) соответствует левой боковой вертикальной линии

Таким образом, в целях повышения эффективности кардиодиагностики представляет интерес способ повышения степени детализации за счёт перехода от КППТ к картам распределения источников электрической активности на

поверхности эпикарда (КИЭАПЭ), формируемым на основе реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца поверхностного типа [90].

## 1.2. Модели электрической активности сердца

### 1.2.1. Аналитический обзор современных моделей электрической активности сердца

Одним из направлений профилактики и диагностики сердечно-сосудистых заболеваний является математическое моделирование электрической активности сердца (ЭАС) [84].

Современная электрокардиография развивается в двух независимых направлениях, различающихся целями и средствами достижения этих целей, в рамках решений прямой и обратной задач электроэнцефалографии [177]:

- **прямая задача электроэнцефалографии** заключается в определении потенциалов на торсе пациента по заданным характеристикам электрической активности его сердца;
- **обратная задача электроэнцефалографии** заключается в определении электрической активности сердца пациента по ЭКГ, зарегистрированной на его торсе.

В настоящее время в рамках прямой и обратной задачи электроэнцефалографии разработан ряд моделей электрической активности сердца (ЭАС) каждая из которых соответствует определенному уровню рассмотрения электрических процессов в сердце [111]:

- **модели возбуждения клетки миокарда** [210], описывающие ионно-мембранные механизмы возникновения трансмембранных потенциалов действия (ТМПД) в клетке миокарда;
- **модели распространения возбуждения в сердечной мышце** [195], описывающие автоворонковые процессы, происходящие в сердце, как в возбудимой среде;

– **модели эквивалентного электрического генератора сердца** [9, 176], вытекающие из электродинамики квазистационарных токов, которые возникают в процессах деполяризации и реполяризации миокарда.

Модели электрической деятельности сердца позволяют количественно определить распределение и форму трансмембранных потенциала действия (ТМПД) на поверхности сердца, а также позволяют рассмотреть и оценить процессы функционирования сердца и генезиса ЭКГ [33].

Анализ возможностей и недостатков моделей электрической активности приведен в таблице 1.3. Согласно таблице 1.3 модели распространения возбуждения описывают распространение волн возбуждения по поверхности сердца и используют две поверхностные и одну временную координату. Эти модели позволяют анализировать пространственно-временную динамику трансмембранных потенциалов действия (ТМПД). Использование данных моделей в обратных задачах электроэкардиографии затруднено в связи со сложностью подбора параметров модели и учета параметров локализации патологий возбуждения по измеренным ЭКС.

Представленные в таблице 1.3 модели ЭАС описывают действие не отдельных возбудимых клеток сердца (кардиомиоцитов), а ансамблей этих клеток в тех или иных областях миокарда. Такая замена позволяет прийти, в частности, к эквивалентным электрическим генераторам сердца (ЭЭГС), порождающим с допустимой погрешностью те же регистрируемые ЭКС (или электрические потенциалы) на поверхности торса, что и ансамбли возбудимых клеток сердца.

В соответствии с таблицей 1.3 рассматриваются: а) модели ЭЭГС точечного типа, основанные на представлении в определенных точках единичных диполей (мультиполей по Л.И. Титомиру) или совокупности диполей; б) модели поверхностного (распределенного) типа, основанные на представлении о распределении характеристик электрической активности на поверхности сердца (обычно это электрический потенциал, плотность дипольного момента или двойной электрический слой).

Таблица 1.3 - Сравнительные характеристики и особенности моделей ЭАС

Название модели	Назначение модели	Описание модели	Формирование ТМПД или ЭКГ в модели
<b>Аксиоматическая модель распространения возбуждения</b>			
Модель Винера-Розенблюта [50]	Качественное моделирование электрической активности сердца	Правила работы клеточного автомата определяют переход из одного состояния в другое в зависимости от состояния клетки и ее ближайших соседей	Нет
<b>Ионные модели распространение возбуждения</b>			
Модель Ходжкина-Хаксли [210]	Распространение возбуждения в нервном волокне	Уравнение Д'Аламбера и дифференциальные уравнения ионных составляющих тока	Форма ТМПД в модели соответствует электрофизиологическим данным
Модель Ходжкина-Хаксли в модификации Б.Франкенхаузера [195]	Распространение возбуждения в миелинизированном нервном волокне	Модификация дифференциальных уравнений ионных составляющих тока	Форма ТМПД в модели соответствует электрофизиологическим данным
Модель Нобла [221]	Распространение возбуждения в волокнах и клетках миокарда	Модификация коэффициентов уравнения Д'Аламбера и дифференциальных уравнений ионных составляющих тока	Форма ТМПД в модели соответствует электрофизиологическим данным

Продолжение таблицы 1.3

Название модели	Назначение модели	Описание модели	Формирование ТМПД или ЭКГ в модели
<b>Автоволновые модели распространение возбуждения</b>			
Модель Фитц Хью-Нагумо [195]	Распространение возбуждения в автоволновой среде	Уравнение «реакция-диффузия»	Форма ТМПД в модели соответствует электрофизиологическим данным
Модель Зимана [232]	Распространение возбуждения в автоволновой среде	Уравнение «реакция-диффузия»	Форма ТМПД в модели соответствует электрофизиологическим данным
Модель Алиева-Панфилова [195]	Распространение возбуждения в автоволновой среде	Уравнение «реакция-диффузия»	Форма ТМПД в модели соответствует электрофизиологическим данным
<b>Модели эквивалентного электрического генератора сердца</b>			
Монозарядная модель [194]	Аналитическое решение прямой задачи электрокардиографии	$\varphi = \frac{J^*}{4\pi\sigma R}$	Модельная ЭКГ <i>не соответствует</i> реальной ЭКГ
Дипольная модель [52]	Использование эквивалентного диполя для представления ЭАС	$\varphi = L_x D_x + L_y D_y + L_z D_z,$ $D = J^* \cdot d,$ $L = \sqrt{(x - x_d)^2 + (y - y_d)^2 + (z - z_d)^2}$	Модельная ЭКГ <i>соответствует</i> реальной ЭКГ с определенной погрешностью

Продолжение таблицы 1.3

Название модели	Назначение модели	Описание модели	Формирование ТМПД или ЭКГ в модели
Мульти-дипольная модель [9]	Использование совокупности диполей для представления ЭАС	$\phi = L_{x1}D_{x1} + L_{y1}D_{y1} + L_{z1}D_{z1} + \\ + L_{x2}D_{x2} + L_{y2}D_{y2} + L_{z2}D_{z2} + \\ + \dots + L_{xN}D_{xN} + L_{yN}D_{yN} + L_{zN}D_{zN}$	С заданной точностью модельная ЭКГ <b>соответствует</b> реальной ЭКГ
Модель Титомира [176]	Использование совокупности мультиполей для представления ЭАС	$\varphi = \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} \left[ \frac{A_{nm} \frac{1}{r^{n+1}} P_n^m(\cos\theta) \cos m\psi}{B_{nm} \frac{1}{r^{n+1}} P_n^m(\cos\theta) \sin m\psi} \right]$	С заданной точностью модельная ЭКГ <b>соответствует</b> реальной ЭКГ
Модель Калинина [42, 73]	Использование векторного поля направлений волны возбуждения миокарда по набору виртуальных биполярных электрокардограмм для представления ЭАС	$v(x, h; t) = u(x + h, t) - u(x, t)$ $A(x, \hat{h}) = \max v(x, h, t), t \in [0, t_0], v(h, t_0) > 0$	Построенные эпикардиальные изохронные карты удовлетворительно отображают активацию миокарда
Модель Жихаревой (модель КА) [66, 67, 68]	Удобство модели клеточного автомата (КА) заключается в возможности описания распространения электрического возбуждения и реполяризации сердца с помощью ансамбля клеточных автоматов на поверхности эпикарда	$\varphi_{\Sigma}(x, y, z) = \sum_i \varphi(x, y, z, x_{di}, y_{di}, z_{di})$	С заданной точностью модельная ЭКГ <b>соответствует</b> реальной ЭКГ

Модели ЭЭГС ориентированы на решение обратной задачи электрокардиографии – реконструкцию параметров эквивалентных генераторов по измеренным электрическим потенциалам на поверхности торса. Достоинством моделей ЭЭГС поверхностного типа является непосредственный выход на карты распределения электрической активности на поверхности сердца и, в конечном счете – на выявление областей миокарда с электрофизиологической неоднородностью. Таким образом, в дальнейшем нас будет интересовать модель ЭЭГС поверхностного типа, описывающая распределение электрических потенциалов на поверхности сердца [90].

### 1.2.2. Концепция цифрового двойника сердца

В федеральном проекте «Цифровое здравоохранение» [151] предусматривается технология «цифровых двойников», осуществляющая моделирование тела, систем и органов человека, и отображающая его физическое состояние. Идея цифрового двойника (ЦД) заключается в том, что объект можно представить в виде физической и виртуальной системы, так что виртуальная система отображает физическую, и наоборот [156]. Широкое распространение технологии ЦД получила в здравоохранении, где моделируемыми объектами могут являться организм человека или отдельные его подсистемы, а сама технология направлена на продление срока жизни человека с помощью использования его цифровой копии. Базовая концепция «Цифрового двойника сердца» приведена на рисунке 1.6. Возможность сбора и интеграции медицинской информации с данными персональных датчиков позволяет строить достаточно точные модели сердца пациента и прогнозировать его состояние в будущем [156].

Как следует из анализа рисунка 1.6 в основе концепции ЦД сердца лежит **«взаимодействие»** реального сердца и его цифровой копии в виртуальном мире, при этом **данные** о состоянии реального сердца поступают в ЦД сердца, откуда, после обработки, поступает **информация** о необходимых лечебных или профилактических мероприятиях.

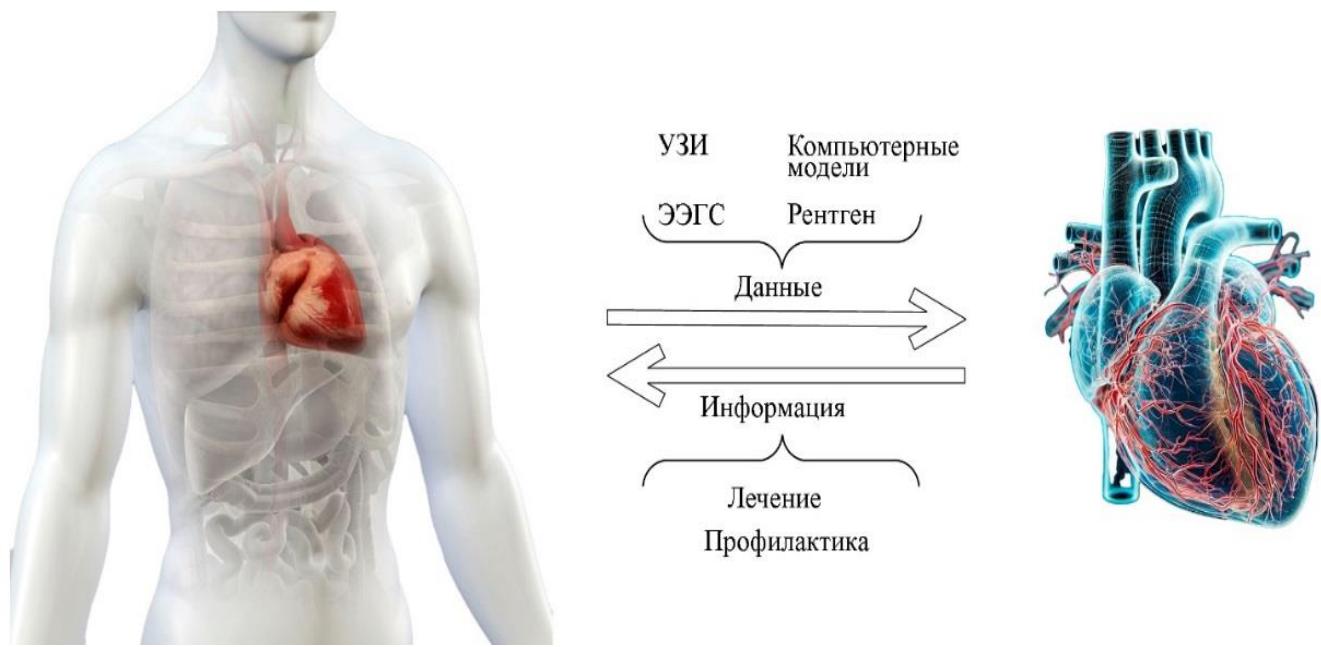


Рисунок 1.6 – Базовая концепция «Цифрового двойника сердца»

Для аппроксимации поверхности ЦД сердца используется триангуляция Делоне [93]. Для построения триангуляции точки поверхности соединяют прямыми, так, чтобы каждая точка стала вершиной треугольника, а каждый отрезок прямой – стороной треугольника. Компьютерная модель поверхности сердца (КМПС), аппроксимированная плоскими треугольными гранями, приведена на рисунке 1.7.

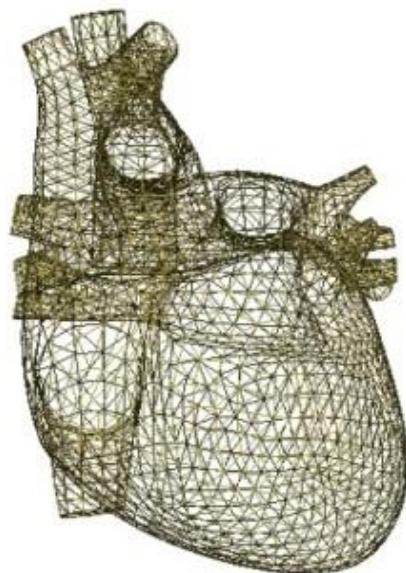


Рисунок 1.7 – Компьютерная модель поверхности сердца, аппроксимированная плоскими треугольными гранями

Таким образом, поверхность ЦД сердца человека изображается в виде совокупности плоских треугольных граней [160].

Процесс создания эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС) включает определение антропометрических параметров торса и координат электродов в трехмерной системе с центром в области атриовентрикулярного узла сердца, многоэлектродную регистрацию ЭКС, проведение интерполяции потенциалов на поверхности торса, расчет распределения потенциала и его нормальной производной на поверхности вспомогательного внутреннего эллиптического цилиндра, определение пространственного распределения ЭАС, суммарного по всему кардиоциклу и по интервалу Р-зубца, вычисление координаты центра модели эпикарда пациента и центра модели предсердий пациента. На основе полученных данных проводят реконструкцию ЭЭГС поверхностного типа [90], получая карты распределения электрических потенциалов на поверхности эпикарда.

Использование ЦД сердца позволяет визуализировать электрическую активность сердца, что приближает возможности функциональной диагностики к возможностям компьютерной томографии.

### **1.3. Анализ электрокардиографических помех, методов и алгоритмов уменьшения влияния помех в ССНЭКД**

#### **1.3.1. Упрощённая схема передачи информации в ССНЭКД**

Повышение помехоустойчивости при обработке ЭКС позволяет повысить достоверность заключений и, в конечном счёте, способствует повышению качества диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний [38, 69]. На рисунке 1.8 представлена упрощенная структурная схема скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики (ССНЭКД). Здесь существенное влияние помех возникает, во-первых, при регистрации многоканальных электрокардиосигналов, и, во-вторых, при передаче сигналов на сервер [19].

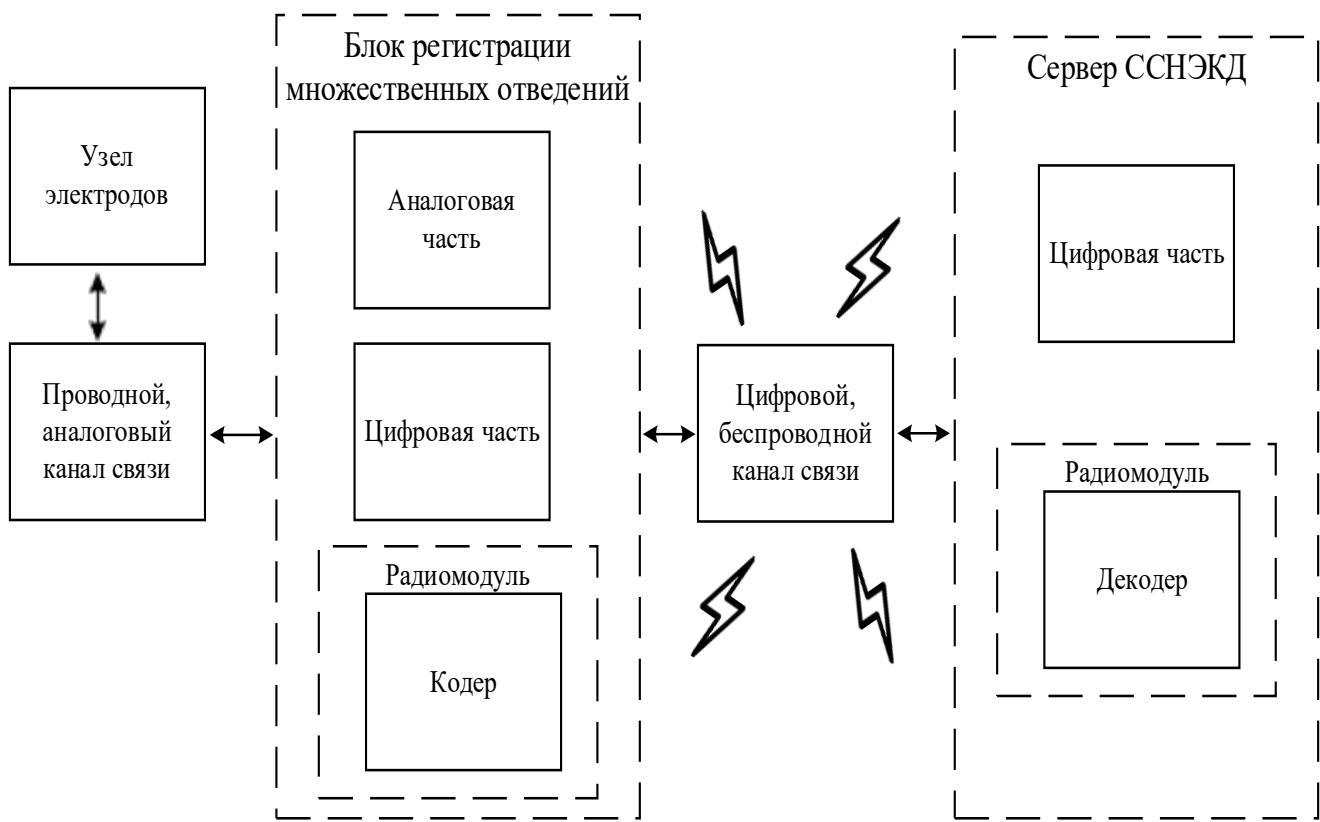


Рисунок 1.8 – Упрощенная структурная схема ССНЭКД

В общем виде ССНЭКД представляет собой многоканальную информационно-измерительную систему (ИИС), представляющую собой совокупность функционально связанных радиоэлектронных устройств и программного обеспечения, которая реализует необходимое информационное обслуживание контролируемого объекта, включая автоматизированный сбор, представление, передачу, обработку и хранение измерительной информации.

Если передача данных осуществляется по радиоканалу, то ИИС называется *радиотелеметрической* [108] и, в этом случае, её важнейшей частью становится радиоканал, так как его характеристики во многом определяют технические характеристики системы в целом.

Как следует из анализа рисунка 1.8, блоки радиомодуля должны обеспечивать безопасную и достоверную передачу больших объёмов цифровой информации с минимальным количеством ошибок, а кодирование/декодирование осуществляют канальные кодер/декодер [40].

Учитывая огромное разнообразие источников помех в ССНЭКД с множественной регистрацией электрокардиосигналов, следует рассматривать ряд

существующих методов борьбы с помехами. Это и технические и организационные методы борьбы с помехами. Помехи необходимо подавлять по месту их возникновения и не допускать их проникновение в электрические цепи системы [27, 30].

Таким образом, разработка и исследование методов, алгоритмов передачи и обработки ЭКС в ССНЭКД при наличии помех с целью повышения помехоустойчивости и достоверности является актуальной задачей.

### 1.3.2. Помехоустойчивое кодирование при передаче ЭКС

В радиотелеметрических системах совокупность радиоэлектронных устройств различной функциональности объединены в систему с помощью каналов связи, где достоверность передачи информации имеет первостепенное значение (см. рисунок 1.8). Поэтому помехоустойчивое кодирование является одной из важнейших отраслей радиосвязи [122], благодаря ей возможна передача больших объёмов цифровой информации с минимальным количеством ошибок.

В радиотелеметрических системах с локальным расположением в одном помещении для взаимосвязи не требуется дополнительная ступень кодирования/декодирования. В случае удаленного доступа на сервер, например, при использовании спутникового цифрового канала связи, вопрос помехоустойчивого кодирования становится особенно актуальным.

Преимущества и недостатки методов помехоустойчивого кодирования и помехоустойчивой передачи информации приведены в таблице 1.4.

Таблица 1.4 – Анализ помехоустойчивого кодирования и помехоустойчивой передачи данных

<b>Методы адаптивной коррекции параметров помехоустойчивого кода [76]</b>	
<b>Преимущества</b>	<b>Недостатки</b>
<p><b>Адаптивное производительности</b> улучшение позволяет автоматически изменять кодирование в зависимости от изменяющихся помех.</p>	<p>Адаптация параметров требует дополнительных вычислительных ресурсов.</p> <p>Метод не эффективен при сильных изменениях сигнала.</p>

## Продолжение таблица 1.4

Методы применения сигнально-кодовых конструкций [81]	
Преимущества	Недостатки
<b>Адаптивное производительности улучшение</b> позволяет автоматически изменять кодирование в зависимости от изменяющихся помех.	Адаптация параметров требует <b>дополнительных вычислительных ресурсов</b> . Метод не эффективен при <b>сильных изменениях сигнала</b> .
Методы на основе инвариантных алгоритмов обработки сигналов [1]	
Преимущества	Недостатки
<b>Широкая область применения.</b> Метод может применяться в различных сценариях, включая системы связи с высокими требованиями к помехоустойчивости.	Метод требует углубленного анализа условий и характеристики сигналов, что усложняет реализацию и требует <b>дополнительных ресурсов</b> .
Методы на основе сверточных алгоритмов обработки сигналов [166]	
Преимущества	Недостатки
Методы минимизацию ошибок при кодировании и декодировании сигналов, что критично для многих приложений.  Методы могут улучшить качество передачи данных при <b>низком уровне сигнала</b> .	Метод <b>чувствителен к сильным изменениям канала</b> и может не справится с внезапными изменениями характеристик канала.

В таблице 1.4 приведены исследования, посвящённые вопросам обеспечения требуемой достоверности и помехоустойчивости при передаче информации в зависимости от параметров помехоустойчивого кода и параметров радиоканала связи [1, 76, 78, 81, 166].

Для повышения надежности передачи данных используются методы опционального многокаскадного кодирования (см. рисунок 1.9).

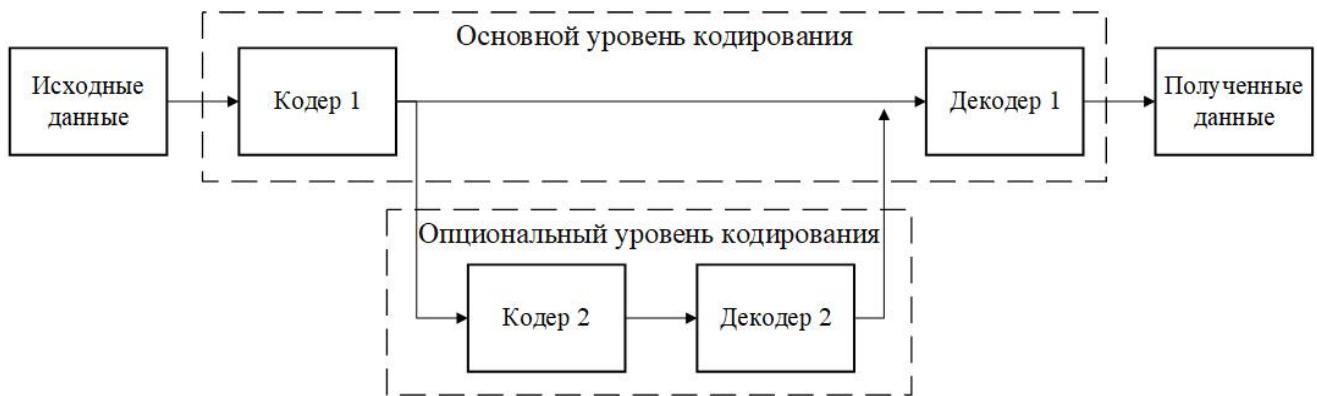


Рисунок 1.9 – Система с опциональным многокаскадным кодированием

На рисунке 1.9 представлена структура системы с многокаскадным кодированием. Основным преимуществом данного подхода является возможность адаптации степени кодирования в зависимости от условий передачи данных. При локальном размещении устройства в непосредственной близости к серверу канал связи считается достаточно надежным, поэтому использование дополнительного уровня кодирования не требуется. В случае удалённого расположения сервера или при необходимости применения спутникового канала связи предусматривается дополнительный опциональный уровень кодирования, обеспечивающий повышение надежности передачи данных.

### 1.3.3. Основные источники шумов и помех в ЭКС

Классическое определение помехи относится к технике связи: «Помехой называется стороннее возмущение, действующее в системе передачи и препятствующее правильному приему сигналов» [184]. В [190] дано определение помехи, как стороннего возмущения, действующего на средство измерения и искажающего результаты измерения. Вместе с термином «помеха» широко распространен термин «шум». Шумами принято называть случайные аддитивные помехи, при этом обычно речь идет о помехах, имеющий более высокочастотный спектр, чем полезный сигнал [38].

Основные источники шумов и помех в ЭКС это:

- сетевые помехи с частотой 50 Гц (или 60 Гц) и гармоник сетевого напряжения;
- изменяющиеся параметры контакта электрода с кожей, что приводит к дрейфу электродного потенциала;
- мышечные сокращения: на ЭКС накладываются сигналы типа миограммы;
- дыхательные движения вызывают смещение постоянной составляющей;

- электромагнитные наводки от других электронных устройств, когда провода электродов отведений при регистрации ЭКС играют роль антенн;
- высокочастотные шумы от других электронных устройств.

Также необходимо различать понятия «помехозащищённость» и «помехоустойчивость» [27].

Под помехозащищённостью радиотехнического устройства понимается способность выполнять функциональные задачи в условиях воздействия внешних и внутренних помех, а под помехоустойчивостью радиотехнического устройства понимается способность устройства противостоять действию помех. Помехоустойчивость оценивается интенсивностью помех, при которых нарушение функций устройства ещё не превышает допустимых пределов [27]. Таким образом, помехоустойчивость является основной составляющей помехозащищённости.

Классификация источников электроэкардиографических помех приведена на рисунке 1.10 [27].



Рисунок 1.10 – Источники электроэкардиографических помех

Согласно рисунку 1.10 источники электроэкардиографических помех разделяются на внешние и внутренние.

**Внешние источники помех.** Максимальное влияние на ЭКС оказывают помехи от сети переменного тока и импульсные помехи, возникающие при коммутации мощной аппаратуры. Вероятность помехового воздействия от внешних электромагнитных полей возрастает при увеличении межэлектродного сопротивления [27].

**Внутренние источники помех** могут быть подразделены на инструментальные, биологические и помехи согласования. Инструментальными источниками помех являются шумы электронных узлов и линий связи, а также импульсы электрокардиостимуляторов. Наибольший вклад вносят собственные шумы электродов [99], некоторые узлы (усилители, защитные схемы, АЦП) и линии связи (в первую очередь кабель отведений). Применительно к измерительным цепям эти помехи рассмотрены в [44].

Источниками биологических помех (внутренних помех самого биообъекта) являются биопотенциалы мышц (в меньшей степени и других органов) и двигательная активность пациента. Движения приводят не только к появлению мышечных потенциалов, но и к перемещению органов и тканей относительно друг друга, изменению разности потенциалов между внутренними слоями ткани и внешней поверхностью кожи, что ведет к изменению распределения электрического поля сердца на поверхности тела. Кроме того, движения приводят к увеличению помех согласования.

Источниками помех согласования являются кожно-электродные и поляризационные потенциалы, изменения межэлектродного импеданса, электрокинетические явления [27].

Классификация электрокардиографических помех по характеру воздействия на полезный сигнал приведена на рисунке 1.11.

Электрокардиографические помехи по характеру воздействия на ЭКС разделяются на аддитивные и мультипликативные помехи.

Аддитивные помехи суммируются с измерительным сигналом.

Мультипликативные помехи изменяют параметр одного из элементов контура передачи сигнала, (например, сопротивление электрод-кожа) и меняют

коэффициент передачи полезного сигнала. При этом возникает модуляция величины полезного сигнала помехой.

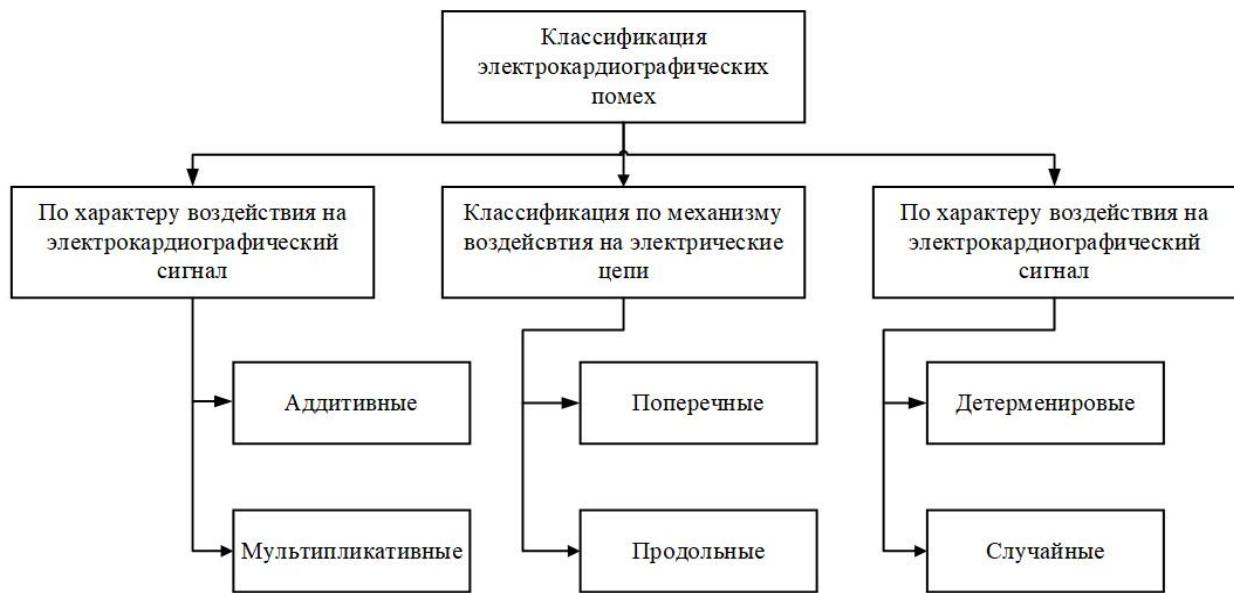


Рисунок 1.11 – Классификация электрокардиографических помех

По механизму воздействия на измерительные цепи различают: помехи нормального вида (поперечные) и помехи общего вида (продольные) [38].

В зависимости от возможности точного предсказания мгновенных значений помех в любые моменты времени их можно разделить на детерминированные и случайные. Детерминированные помехи представляют собой полигармонические паразитные сигналы. Чаще всего это: наводки с частотами питающих сетей (но с неизвестной начальной фазой), гармоники этих частот, импульсные последовательности. Случайные (флуктуационные) помехи представляют собой случайные процессы, вызванные одновременным действием множества источников.

#### 1.3.4. Аналитический обзор существующих методов и алгоритмов помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов

Наиболее распространенным подходом к подавлению помех в ЭКС является цифровая фильтрация во временной области с использованием цифрового фильтра, представленного на рисунке 1.12.

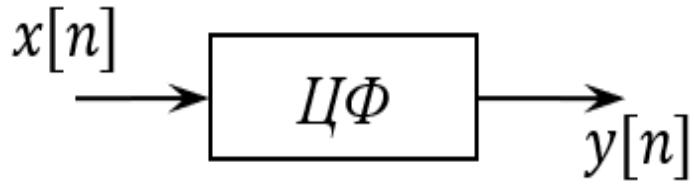


Рисунок 1.12 – К определению цифрового фильтра

В общем случае цифровой фильтр (рисунок 1.12) можно описать следующей формулой:

$$y[n] = \sum_{k=0}^N a_k x[n-k] + \sum_{k=1}^N b_k y[n-k], \quad (1.1)$$

где  $x[n]$ ,  $y[n]$  – сигналы на входе и выходе цифрового фильтра соответственно;  $N$  – порядок цифрового фильтра.

Определенные виды помех могут быть отфильтрованы непосредственно как временные зависимости посредством выполнения относительно простых и быстрых операций. Наибольшее распространение получили фильтры скользящего среднего. Выходной сигнал такого фильтра вычисляется при перемещении (скользжении) временного окна вдоль оси времени [158]. Подобные фильтры могут быть реализованы с самыми различными окнами, как по форме (прямоугольные, треугольные, колоколообразные и др.), так и по длительности.

В литературе описаны несколько типов фильтров, наиболее известными из которых являются фильтры Баттервортса, Чебышева, Бесселя [185]. Основной недостаток классических частотных фильтров – искажение полезного сигнала (так как спектры полезного сигнала и помех перекрываются), что для большинства современных электроэнцефалографических задач недопустимо.

Сравнительные характеристики спектральной мощности ЭКС, его составляющих и основных помех приведены на рисунке 1.13 [8], где цифрами на рисунке обозначены: 1 – ЭКС, 2 – QRS комплекс, 3 – Р и Т зубцы, 4 – артефакты движения, 5 – дрейф изолинии, 6 – мышечный трепет.

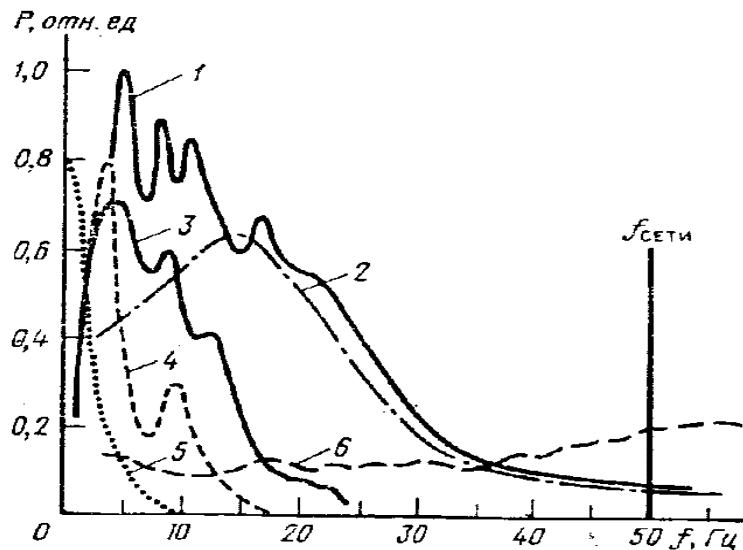


Рисунок 1.13 – Сравнительные характеристики спектральной мощности ЭКС, его составляющих и основных помех

Решение задачи сохранения диагностической информации в полезном сигнале может быть обеспечено за счет адекватного предположения о модели помехи и создания фильтрующих процедур, обеспечивающих максимально возможное подавление помехи при минимальных искажениях полезного сигнала [69]. Широкое применение для подавления помех в ЭКС получили следующие методы: линейная частотная фильтрация [8], адаптивная фильтрация [72], методы нелинейной фильтрации [99], банки фильтров и вейвлет-фильтры [207]. Достоинства и недостатки каждого из этих методов представлены в таблице 1.5.

Таблица 1.5 – Достоинства и недостатки основных методов фильтрации

Название метода фильтрации	Преимущества метода	Недостатки метода
Линейная частотная фильтрация [8]	Наиболее эффективен при устранении шумов фиксированных частот. Простота реализации.	Трудно удалять шумы, перекрывающиеся с частотным диапазоном ЭКГ, поскольку фильтры могут искажить сам сигнал. Недостаточно эффективна для сложных и нестабильных шумов.
Адаптивная фильтрация [72]	Использует алгоритмы, которые подстраиваются под изменяющиеся характеристики шума в реальном времени.	Требует тщательной настройки параметров и высокой вычислительной мощности, особенно при использовании сложных адаптивных алгоритмов.

Продолжение таблицы 1.5

Методы нелинейной фильтрации [99]	Методы учитывают нелинейные свойства сигнала, что позволяет более эффективно устранять импульсные и случайные шумы.	Неэффективны для обработки слабых или низкоамплитудных помех, поскольку фильтры лучше работают с ярко выраженными выбросами.
Банки фильтров и вейвлет-фильтры [207].	Вейвлет-преобразования позволяют анализировать сигнал на разных масштабах.	Высокие вычислительные затраты, что может быть критичным при обработке в реальном времени. Выбор правильной вейвлет-функции и уровня разложения требует опыта и может сильно повлиять на результаты.

Каждый из недостатков, приведенных в таблице 1.5 важно учитывать при выборе метода фильтрации, чтобы достичь оптимального баланса между качеством сигнала и сложностью реализации.

Стоит уделить отдельное внимание эмпирической модовой декомпозиции относящейся к нелинейным методам фильтрации. Этот метод разлагает сложный сигнал на несколько составляющих, называемых внутренними модовыми функциями, каждая из которых имеет собственную частотную характеристику. Существенно, что разложение по эмпирическим модам адаптировано к анализируемому сигналу. Поэтому эмпирическая модовая декомпозиция (ЭМД) эффективна для анализа **нестационарных и нелинейных сигналов**, таких как ЭКС [99]. Метод позволяет выделять разные компоненты сигнала, что помогает лучше анализировать их и удалять шум.

#### 1.4. Современное состояние электрокардиологических систем на основе многоэлектродной регистрации

Определение электрической активности сердца (ЭАС) на основе анализа ЭКС является одним из основных этапов, определяющих эффективность диагностики функционального состояния сердца.

В таблице 1.3 (см. п.1.1.2) автором проанализированы методы определения ЭАС и установлено, что в настоящее время:

- в условиях свободной двигательной активности пациента наиболее широко распространёнными средствами анализа ЭАС являются Холтеровский мониторинг и мониторы сердечного ритма;
- в условиях скрининга анализ ЭАС осуществляется с помощью средств регистрации ЭКС на основе стандартной системы 12 отведений;
- в клинических условиях анализ ЭАС осуществляется с помощью средств, основанных на последних достижениях в обработке сигналов (фрактальный анализ ЭКС, вейвлет-преобразование ЭКС, нейросетевой анализ ЭКС и другие). Однако методика их использования во врачебной практике распространена недостаточно широко.

В соответствии с целью исследования в настоящем параграфе автором приведены описание и характеристики электрокардиологических систем на основе многоэлектродной регистрации ЭКС.

#### **1.4.1. Комплекс «АМИКАРД 01 К»**

ЭКГ картирование [35, 85] активно развивается, желание более подробно наблюдать ЭКГ постоянно приводило к стремлению увеличивать число электродов. Были предложены системы с 35, 64, 128 и более электродами. Использование множества электродов привело к развитию двух методик расшифровки информации: первая - анализ ЭКГ в каждой точке поверхности тела, где установлен электрод (отведение считается униполярным, результат анализа условно соотносится с конкретной областью миокарда), вторая - построение карт потенциалов ЭКГ на поверхности тела в синхронные моменты времени. Карта потенциалов несет информацию о состоянии процессов деполяризации и реполяризации миокарда.

Представленный обзор проведен, чтобы понять текущее состояние современных электрокардиологических систем на основе многоэлектродной регистрации с точки зрения актуальности диагностики ССЗ в условиях скрининга.

Комплекс «АМИКАРД 01 К» является медицинским устройством, предназначенным для проведения неинвазивного электрофизиологического исследования сердца, диагностики нарушений сердечного ритма высокой точности, электрокардиографической диагностики ишемической болезни сердца (ИБС) и других заболеваний сердца [104]. Внешний вид и характеристики комплекса представлены на рисунке 1.14.

Характеристика	Значение
Количество каналов	256
Неинвазивность	Да
Функции	<p>Стандартная регистрация ЭКГ (12 отведений)</p> <p>Многоканальная регистрация ЭКГ</p> <p>Построение и анализ карт потенциала на поверхности сердца, полученных методом ЭКГ картирования</p>
Время обследования	25 – 30 минут
Интерфейс связи	Ethernet

Рисунок 1.14 – Внешний вид и характеристики комплекса «АМИКАРД 01 К»

«АМИКАРД 01 К» является диагностическим устройством, реализующим методику неинвазивного картирования – это методика, концептуально близкая к медицинской томографии. Лежащий в ее основе принцип заключается в решении обратной задачи электрокардиографии для реконструкции распределения потенциалов электрического поля на поверхности миокарда по измеренному распределению потенциалов на поверхности торса.

Комплекс представляет из себя специализированный ПК с блоком питания, клавиатурой и мышью, ЖК монитор и принтер. Поддерживает подключение электродов ESOLO 2 или аналогичных [104].

Главными недостатками комплекса является долгая установка электродов, стоимость оборудования, жесткие требования к условиям эксплуатации и отсутствие диагностики критических состояний сердца. Данные факторы ограничивают применение комплекса «АМИКАРД 01 К» в рамках клинического обследования в кардиоцентрах.

#### 1.4.2. Комплекс «Астрокард КардиоЭфи»

Комплекс предназначен для проведения электрофизиологических внутрисердечных исследований с использованием метода картирования сердца и программной электростимуляции сердца [142]. Внешний вид устройства и характеристики представлены на рисунке 1.15.

Характеристика	Значение
Количество каналов	128
Неинвазивность	Нет
Функции	<p>Стандартная регистрация ЭКГ (12 отведений)</p> <p>Многоканальная внутрисердечная регистрация ЭКГ</p> <p>Электростимуляция</p> <p>Построение и анализ карт сердца, полученных методом ЭКГ картирования</p>
Время обследования	30 – 60 минут
Интерфейс связи	Ethernet

Рисунок 1.15 – Внешний вид и характеристики прибора «Астрокард КардиоЭфи»

Комплекс позволяет регистрировать наружную ЭКГ в 12 стандартных отведениях и внутрисердечные электрограммы по дифференциальным или униполярным каналам (до 128) одновременно [142]. Регистрируемая информация отображается как в реальном времени, так и в режиме ретроспективного просмотра по выбранному пользователем количеству каналов.

Все данные исследования сохраняются для последующего просмотра и архивирования. Во время исследования предусмотрена возможность печати как текущей ЭКГ (и электрограмм), так и произвольных предшествующих участков записи. Все каналы имеют встроенную защиту от РЧ деструктора для проводящей системы сердца. Для отображения наружной ЭКГ и регистрируемых внутрисердечных электрограмм дополнительно применяются программируемые пользователем цифровые фильтры.

Главными недостатками комплекса является инвазивный метод регистрации и дороговизна оборудования. Использование данного прибора при скрининге населения невозможно.

#### 1.4.3 Комплекс Дипольная Электрокардиотопография (ДЭКАРТО)

Комплекс представляет собой систему отведений с 48 электродами и предназначен для картирования электрофизиологических процессов и характеристик сердца с помощью ортогональных отведений [120, 121]. Экранные формы программного комплекса «ДЭКАРТО» приведены на рисунке 1.16.

Сигналы, измеренные ортогональными отведениями, преобразуются в дэкартограммы – карты основных электрофизиологических состояний и характеристик миокарда, спроектированные на сферу, окружающую сердце [120].

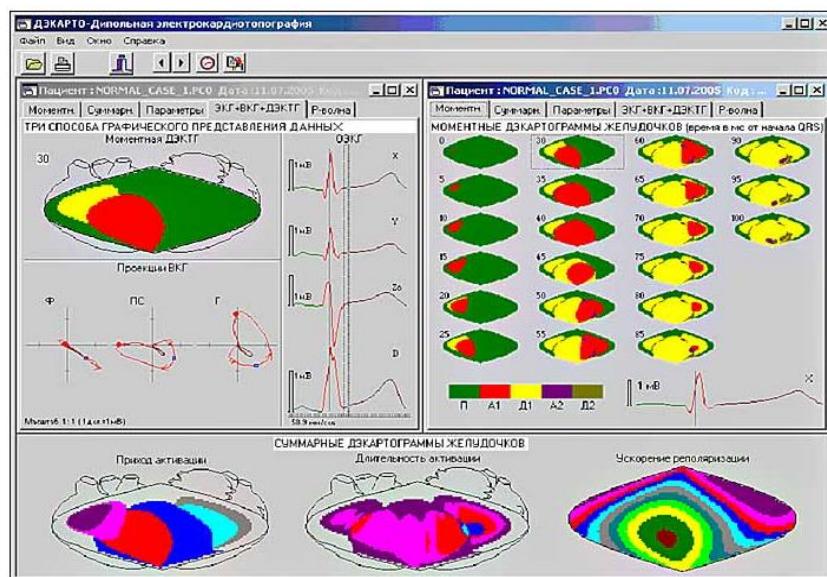


Рисунок 1.16 – Экранные формы программного комплекса «ДЭКАРТО»

Технические характеристики комплекса «ДЭКАРТО» представлены в таблице 1.6.

Таблица 1.6 – Технические характеристики комплекса «ДЭКАРТО»

Характеристика	Значение
Количество каналов	48
Неинвазивность	Да
Функции	Построение и анализ карт сердца, полученных методом ЭКГ картирования
	Формирование дэкартограмм
	Возможность использования совместно с векторкардиограммами
Время обследования	15 – 30 минут
Интерфейс связи	USB

Метод ДЭКАРТО используется при кратковременном и долговременном динамическом наблюдении за состоянием сердца, индивидуальном контроле состояния сердца при сложных условиях профессиональной деятельности и для решения многих других диагностических задач.

В методе ДЭКАРТО не происходит реконструкция распределения потенциалов на поверхности сердца, описание ЭАС ограничивается использованием ЭЭГС дипольного типа и проектированием вектора дипольного момента на поверхность сферы квазиэпикарда. К тому же здесь отсутствует визуализация ЭАС на реалистической 3D модели сердца.

## Выводы по главе 1. Постановка задачи исследования

Проведенный анализ современного состояния электрокардиологических систем показал, что рынок систем неинвазивной электрокардиодиагностики бурно развивается. Объем этого рынка оценивается в 6,24 миллиарда долларов США в 2024 году и, как ожидается, достигнет 7,5 миллиардов долларов США к 2029 году, а среднегодовой темп роста составит 3,72% в течение прогнозируемого периода (2024-2029 годы) [130].

При оценке состояния сердца важна информация о степени повреждения электрических функций миокарда. Совместное использование в клинических

условиях методов компьютерной томографии и эхокардиографии позволяет определить площадь повреждения миокарда размером до  $6 \text{ см}^2$  [33]. При площади поверхности сердца среднего мужчины равной  $385 \text{ см}^2$  это составляет 1,5%. Таким образом, с точки зрения функциональной диагностики, рассмотренные выше методы в совокупности, позволяют достоверно оценить состояние сердца. Однако использование большинства из них в условиях экспресс-диагностики сердца при скрининге **невозможно** из-за высокой стоимости оборудования, сложности методики обследования и высокой квалификации обслуживающего персонала.

Известно, что чувствительность классических методов неинвазивной электрокардиодиагностики (метод 12 отведений) составляет не более 70%, а достаточно чувствительные методы картирования потенциала на поверхности сердца на основе решения обратной задачи электроэнцефалографии [42, 172] предназначены в основном для предоперационного обследования в кардиоцентрах. Отличительными особенностями методов картирования потенциалов на поверхности сердца являются большие аппаратурные и организационные затраты, связанные с использованием методов рентгеновской, компьютерной или МРТ реконструкции поверхностей торса и эпикарда и применением систем съема многоканальных электроэнцефалосигналов с количеством электродов до 256. Очевидно, что их использование в условиях скрининга исключено.

На основе изложенного, сформулированы задачи исследования:

1. Определение путей совершенствования систем неинвазивной электрокардиодиагностики на основе анализа существующих решений.
2. Разработка структуры системы неинвазивной электроэнцефалографии на основе многоэлектродной регистрации, помехоустойчивой обработки и передачи электроэнцефалосигналов для улучшения характеристик точности, быстродействия и помехоустойчивости.
3. Разработка способов и алгоритмов преобразования информации (пространственно-временной обработки сигналов и помех) при:

- определении электрофизиологических характеристик сердца на основе цифрового двойника сердца и обнаружении опасных аритмий сердца в системе неинвазивной электрокардиодиагностики;
- передаче сигналов множественных отведений с применением методов помехоустойчивого кодирования на основе сверточных кодов и помехоподавления на основе учета характеристик помехи для реализации в системах различного назначения.

4. Разработка технического средства многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов для повышения эффективности скрининговых систем электрокардиодиагностики.

**2. ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ С МНОГОЭЛЕКТРОДНОЙ РЕГИСТРАЦИЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ НА ОСНОВЕ ЦИФРОВОГО ДВОЙНИКА СЕРДЦА**

**2.1. Обоснование подхода на основе многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов к анализу состояния сердца в условиях скрининга**

Проведённый автором в первой главе анализ методов и средств неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов показал:

- **во-первых**, методы и средства неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов **не используются** в условиях скринингового обследования. Скрининговые исследования – это медобследование людей, не имеющих жалоб на здоровье, и предназначено для выявления заболеваний на ранних стадиях. Действительно, в рамках скринингового обследования человеку не требуется госпитализация. Пациенты приходят в медицинское учреждение, проходят обследование, диагностику и, в случае необходимости, получают направление на дополнительные обследования, чтобы уточнить диагноз. Пациенты после этого могут вернуться домой. Из сказанного следует, что в настоящее время дефицит оборудования и кадров высокой квалификации препятствуют распространению методов и средств ЭКГ-картирования за рамки клинических обследований;
- **во-вторых**, в условиях различной протяженности радиоканала, вплоть до спутниковых радиоканалов в отдаленных районах, **необходимо** одноступенчатое или двухступенчатое помехоустойчивое кодирование при передаче ЭКС множественных отведений по беспроводному каналу связи. Обеспечение высокой помехоустойчивости систем неинвазивной электрокардиодиагностики – одна из основных проблем современной неинвазивной кардиодиагностики. Увеличение уровня внешних электромагнитных помех, повышение степени интеграции электронных компонентов, снижение мощности полезных сигналов приводит к

тому, что выделение ЭКС на фоне помех становится сложной структурно-алгоритмической задачей. Особую сложность эта задача приобретает для систем неинвазивной кардиодиагностики с множественной регистрацией ЭКС, работающих в условиях скрининга, когда интенсивность и изменчивость помех имеет значительное дезинформационное действие. В этих условиях разработчикам приходится искать решение задачи повышения помехоустойчивости систем неинвазивной ЭКГ-диагностики, как основы обеспечения заданной достоверности заключений о состоянии электрической активности сердца;

– **в-третьих**, цифровой двойник сердца **необходим** для персонализации обследования, контроля хода лечения и прогнозирования состояния сердца пациента. В федеральном проекте «Цифровое здравоохранение» [92] предусматривается технология «цифровых двойников», осуществляющая моделирование тела, систем и органов человека, и отображающая его физическое состояние, сформированное не только по данным из датчиков с тела, но и из словесного описания физического состояния.

По мнению автора, при реализации указанных условий клиент-серверная архитектура при построении скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики (ССНЭКД) будет наиболее подходящей (см. рисунок 2.1), так как обеспечивает необходимую организацию скринингового обследования и сопутствующего информационного взаимодействия.

Компьютеризация здравоохранения сделала возможным внедрение ССНЭКД в лечебные-профилактические учреждения (ЛПУ) различных уровней, от городских больниц до фельдшерско-акушерских пунктов (ФАП) в сельской местности, что накладывает особые требования на достоверность передачи данных с клиента на сервер ССНЭКД. По мнению автора, применение устройств многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов в качестве клиента клиент-серверной архитектуры ССНЭКД [15] является перспективным направлением развития медицинской техники, поскольку данные устройства будут оснащены большим количеством интерфейсов (*BLE, GSM, GPRS, GPS/ГЛОНАСС, SMS* и др.), благодаря чему могут быть решены задачи сетевого взаимодействия.

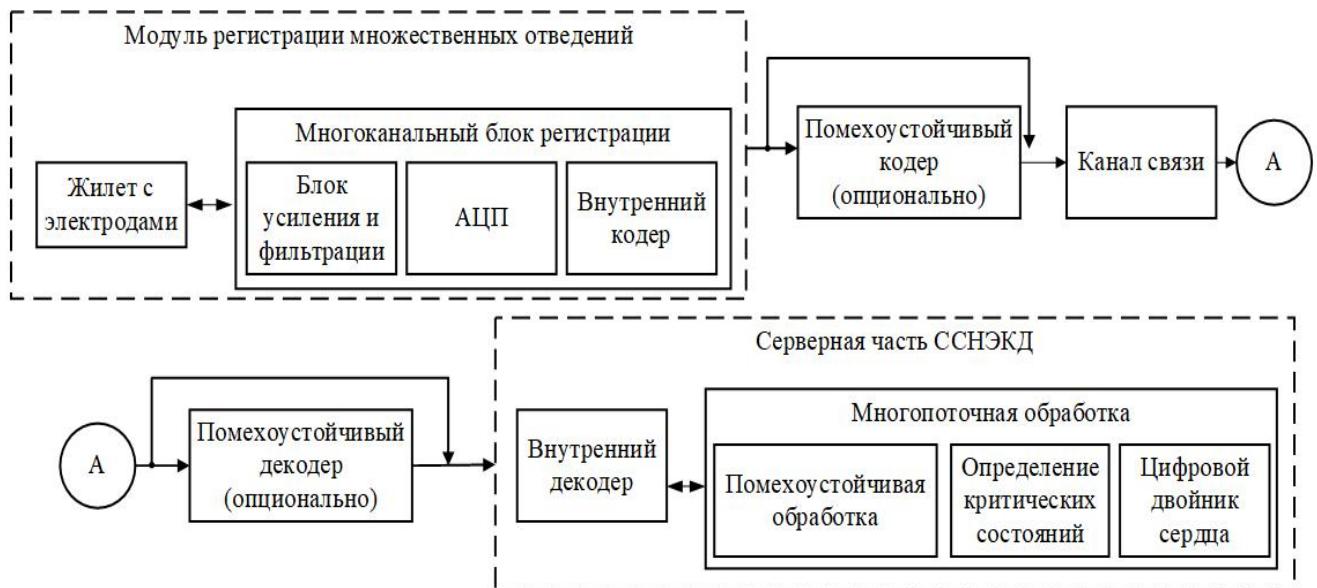


Рисунок 2.1 – Клиент-серверный подход к построению ССНЭКД

Как следует из анализа рисунка 2.1, клиент-серверная архитектура ССНЭКД содержит три функциональных модуля:

- модуль регистрации множественных отведений;
- канал связи;
- сервер ССНЭКД.

Функциональное назначение модуля многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов [31] заключается в регистрации сигналов множественных отведений, их предварительной обработке (усилении и фильтрации) и подготовке к передаче данных.

Функциональное назначение канала связи заключается в достоверной передаче данных с клиента на сервер ССНЭКД. Для этого в клиентской части осуществляются помехоустойчивое кодирование и формирование пакетов данных. Затем по одному из стандартных интерфейсов осуществляется передача данных.

В серверной части ССНЭКД осуществляются декодирование и помехозащищённая обработка данных, формирование цифрового двойника сердца и определение электрофизиологических характеристик сердца на его основе.

Этапы предлагаемого автором подхода к анализу состояния сердца на основе цифрового двойника сердца с многоэлектродной регистрацией электрокардиосигналов и помехоустойчивой обработкой и передачей приведены на рисунке 2.2.

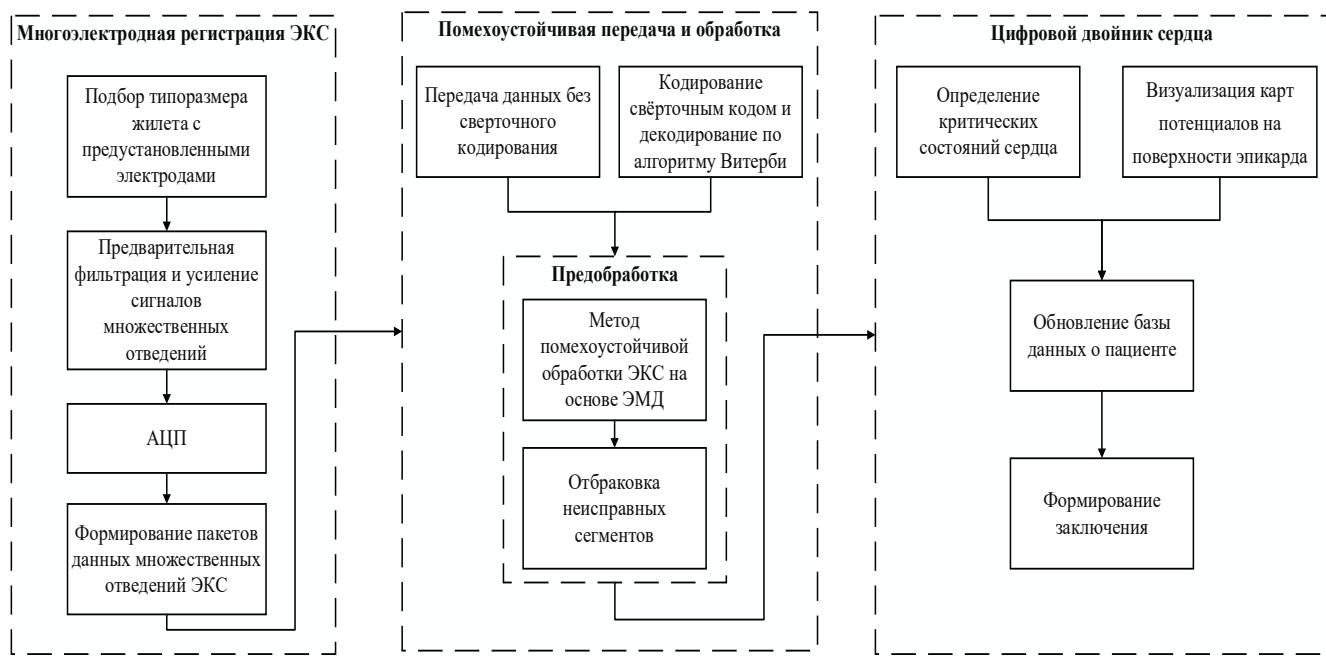


Рисунок 2.2 – Этапы предлагаемого подхода к анализу состояния сердца

По результатам анализа рисунков 2.1 и 2.2 разработана структурная схема ССНЭКД, приведённая на рисунке 2.3 [37].

В следующих разделах рассмотрим более детально этапы предлагаемого подхода.

## 2.2. Многоэлектродная регистрация ЭКС

**Многоэлектродная регистрация ЭКС** включает в себя: *подбор типоразмера жилета с предустановленными электродами; предварительную обработку сигналов множественных отведений ЭКС; аналого-цифровое преобразование (АЦП) сигналов множественных отведений ЭКС*.

### 2.2.1. Подбор типоразмера жилета с предустановленными электродами

В связи с достаточно большим количеством электродов потенциально возможны существенные временные затраты на установку электродов. Дополнительным усложняющим фактором является необходимость установки электродов в соответствующих местах торса при имеющимся разбросе размеров торса пациентов.

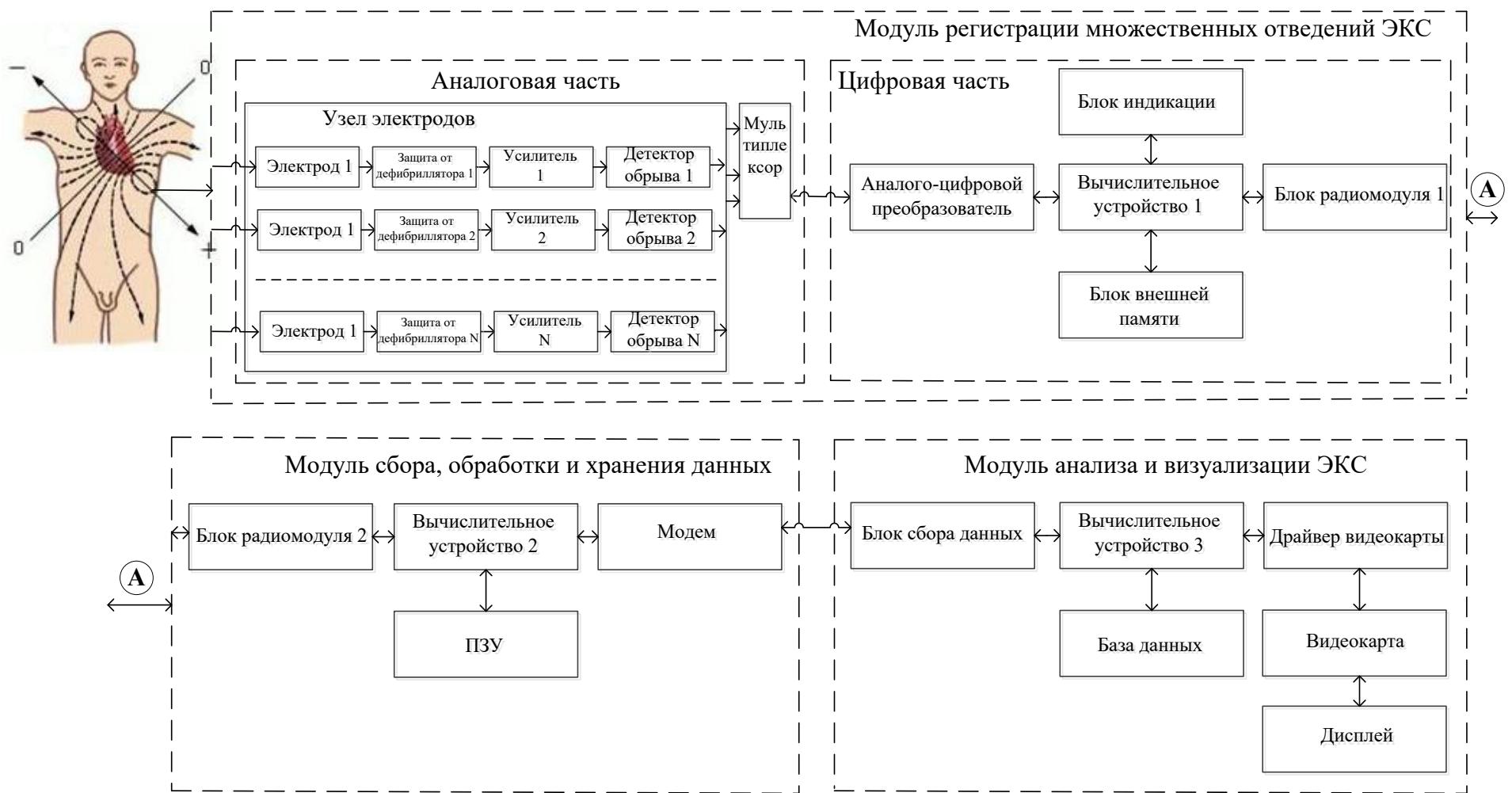
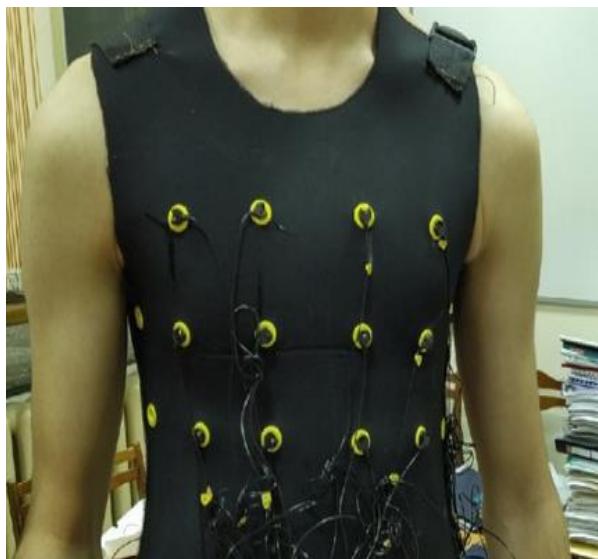
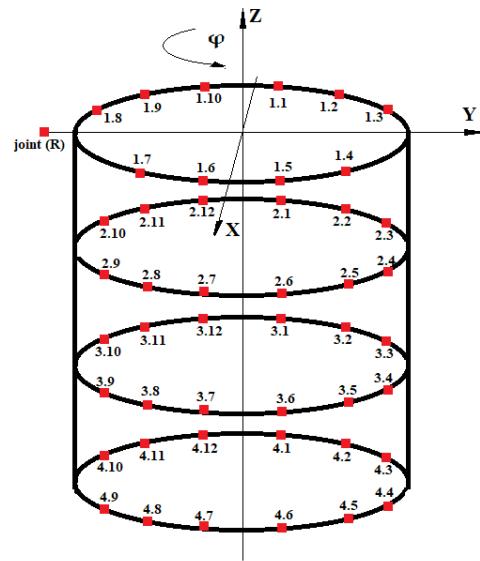


Рисунок 2.3 – Структурная схема ССНЭКД

Для решения этой задачи предлагается осуществлять **надевание** на обследуемого пациента жилета с электродами, заранее предустановленными (закрепленными) на его внутренней поверхности [90] (см. рисунок 2.4).



a)



б)

Рисунок 2.4 – Наложение электродов (а) на торс и модель жилета (б)

На рисунке 2.4 а) – представлена модель наложения электродов на торс человека, на рисунке 2.4 б) показана модель жилета.

Для обеспечения достаточной разрешающей способности необходимо большое количество электродов, произведем качественный расчет количества электродов для обеспечения разрешающей способности, а именно площадь  $p = 3 \text{ см}^2$  на один элемент поверхности эпикарда.

Сердце представляем в виде сферы диаметром приблизительно 12,0 см (радиусом  $r=6,0 \text{ см}$ ) [119]. Для обеспечения требуемой разрешающей способности требуется знать потенциал в точках, разнесенных друг от друга по вертикали и горизонтали примерно на 2,8 см.

На основании приведённых данных произведем примерный подсчет площади поверхности сердечной сферы –  $S_{\text{heart}}$  :

$$S_{\text{heart}} = 4 \cdot \pi \cdot r^2 = 452,16 \text{ см}^2. \quad (2.1)$$

Тогда на каждые  $p = 8 \text{ см}^2$  поверхности сердца приходится точка, которой соответствует электрод на поверхности тела. Рассчитаем число электродов  $N$ :

$$N_{\min\_electrodes} = \frac{S_{\text{heart}}}{p} = 56,5; \quad (2.2)$$

$$N_{\text{total\_channel}} = 64.$$

Для симметричного расположения электродов на грудной клетке и для удобства реализации автором необходимое количество каналов регистрации электрокардиосигналов увеличено до 64, кратное степени 2.

Следует отметить, что нельзя бесконечно увеличивать число электродов для регистрации электрокардиосигналов. Поскольку электрод имеет физические размеры, по всей площади соприкосновения с кожей происходит усреднение потенциала, то есть, с увеличением общей площади токосъемной поверхности, увеличивается площадь с усредненным значением потенциалов, что может привести к потере диагностической информации. Моим научным руководителем показано, что для описания карты потенциалов не требуется большое количество электродов: центральное сечение в горизонтальном направлении нормированного пространственного спектра потенциала на квазиэпикарде при числе электродов в ряду  $N_{\text{el}} = 12$  и числе рядов  $N_{\text{ez}} = 5$  практически не отличаются от того же спектра при  $N_{\text{el}} = 32, N_{\text{ez}} = 32$  (см. рисунок 2.5) [83, 90].

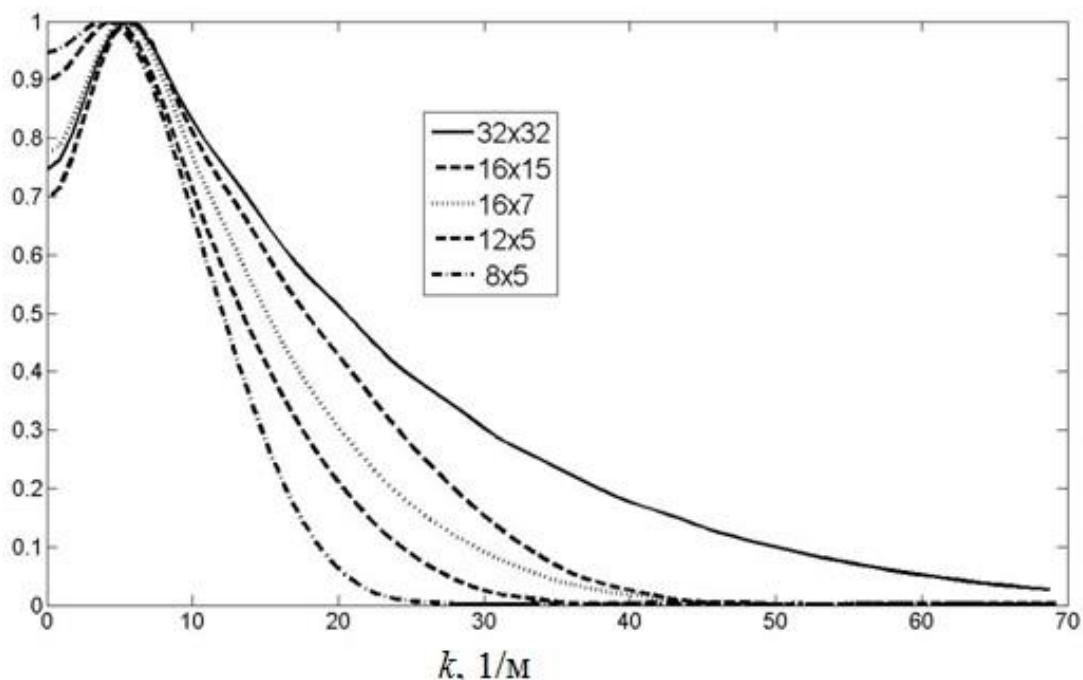


Рисунок 2.5 – Центральное сечение в горизонтальном направлении нормированного спектра потенциала на квазиэпикарде с интерполяцией

При этом предлагаются использовать жилеты нескольких типоразмеров в зависимости от периметра торса [90]. Размеры и варианты размеров жилета с предустановленными электродами представлены в таблице 2.1.

Таблица 2.1 – Типоразмеры жилета с предустановленными электродами

Размер жилета с электродами	<i>S</i>		<i>M</i>		<i>L</i>	
	1	2	1	2	1	2
Окружность грудной клетки, см	70- 80	80- 90	90- 100	100-110	110-120	120-130
Высота жилета, см	25					

Использование жилета *позволяет ускорить время наложения электродов* на тело человека и позволяет минимизировать риск неправильной установки электродов, что крайне важно в системах, предназначенных для скрининга населения.

## 2.2.2. Предварительная обработка сигналов множественных отведений

Предварительная обработка сигналов множественных отведений заключается в усилении зарегистрированных сигналов множественных отведений и подавлении помех и неинформативных элементов, возникающих при многоэлектродной регистрации ЭКС в условиях скринингового обследования пациента. При этом обычно применяется набор линейных частотных фильтров, ограничивающих полосу пропускания и создающих условия для дальнейшей обработки.

Усиление зарегистрированных сигналов многоэлектродных отведений ЭКС необходимо для увеличения амплитуды сигнала без искажения его формы до уровня, необходимого для дальнейшей обработки. Обычно требуется усиление по напряжению, поэтому усилитель многоэлектродных отведений ЭКС должен иметь высокое входное сопротивление не менее 100 МОм для исключения шунтирования низковольтных входных сигналов и уровень шума в стандартном и расширенных диапазонах не более 1-5 мкВ от пика до пика (peak-to-peak) [5].

Усилитель зарегистрированных сигналов многоэлектродных отведений ЭКС осуществляет три основные операции:

- 1) усиление низкоамплитудных ЭКС до входного диапазона АЦП (обычно до уровня  $\pm 5\text{В}$ ), чтобы максимально повысить точность последующего их преобразования в цифровую форму (интегральную чувствительность);
- 2) фильтрацию зарегистрированных ЭКС в заданной полосе пропускания с удалением низкочастотных и высокочастотных составляющих посредством аналоговых фильтров верхних (ФВЧ) и нижних (ФНЧ) частот;
- 3) удаление из зарегистрированных ЭКС сетевой наводки на частоте 50 Гц посредством режекторного (вырезающего) фильтра.

Исходными сигналами для ССНЭКД являются биопотенциалы, ввиду этого необходимо учитывать ряд особенностей:

- нестабильность и обычно высокое значение внутреннего сопротивления биоэлектрических генераторов, что определяет необходимость высокого входного сопротивления усилителя (от 100 МОм);
- на входах усилителя не допускается наличие напряжения, которое через электроды оказывало бы воздействие на биообъект в виде возбужденных макро- или микротоков;
- низкая амплитуда сигнала, размах биоэлектрических сигналов, снимаемых при различных электрофизиологических исследованиях, лежат в диапазоне от 100 мкВ до 10 мВ.

Предварительная фильтрация сигналов множественных отведений осуществляется с использованием фильтра нижних частот (ФНЧ) с частотой среза 150 Гц [62]. Этот фильтр помогает устраниить высокочастотные помехи, такие как шумы, возникающие от электроники и трепет мышц (см. рисунок 1.11). Фильтр нижних частот пропускает все сигналы ниже заданной частоты среза, эффективно удаляя высокочастотные артефакты и обеспечивая «чистоту» сигнала.

Для удаления специфичных помех, например, сетевых (на частоте 50 Гц или 60 Гц), применяется режекторный фильтр. Этот фильтр настроен так, чтобы ослаблять сигнал в узкой полосе частот вокруг целевой помехи, не влияя на другие

части спектра сигнала. Полосовой фильтр эффективно устраняет только помехи на конкретной частоте, оставляя полезный сигнал без изменений.

### 2.2.3. Аналого-цифровое преобразование сигналов множественных отведений ЭКС

Аналого-цифровое преобразование (АЦП) является необходимым этапом при анализе состояний сердца, поскольку осуществляет преобразование непрерывных биопотенциалов, регистрируемых электродами, в цифровую форму для дальнейшей обработки. Процесс АЦП включает дискретизацию сигнала по времени с заданной частотой и его квантование по уровню амплитуды. Частота дискретизации определяется требованиями к качеству воспроизведения сигнала и должна соответствовать теореме Котельникова [80], то есть, быть как минимум вдвое выше максимальной частоты в спектре сигнала. Для ЭКС частоты дискретизации варьируются от 500 до 1000 Гц [195], что позволяет качественно регистрировать как основные ритмические колебания, так и мелкие высокочастотные детали, зубцы и комплексы ЭКС (см. рисунок 1.2).

При многоканальной регистрации ЭКС важно иметь достаточную разрешающую способность для регистрации низкоамплитудных сегментов сигнала. Разрешение АЦП или чувствительность, определяется его разрядностью, которая показывает, насколько точно амплитуда сигнала будет представлена в цифровом виде. Чем выше разрешение, тем точнее фиксируются малые изменения потенциала сигнала.

Рассчитаем чувствительность АЦП с разрядностью 24 бита и уровнем опорного сигнала 2.4 вольта. Данными характеристиками обладают специализированные для работы с биопотенциалами АЦП [20], причем

$$U_{\min} = \frac{U_{\text{ref}}}{(2^{\text{res}-1})-1} = \frac{2,4}{2^{23}-1} = 0,28 \text{ мкВ}, \quad (2.3)$$

где  $U_{\min}$  – минимальный уровень сигнала, регистрируемый АЦП (чувствительность),  $U_{\text{ref}}$  – значение опорного сигнала,  $\text{res}$  – разрядность АЦП.

Такой шаг квантования позволяет уверенно оцифровывать сигналы с уровнем от единиц мкВ вплоть до уровня долей вольта, характерного для дрейфа электродного потенциала.

Функциональная схема АЦП, специализированного для работы с биопотенциалами, приведена на рисунке 2.6 [138].

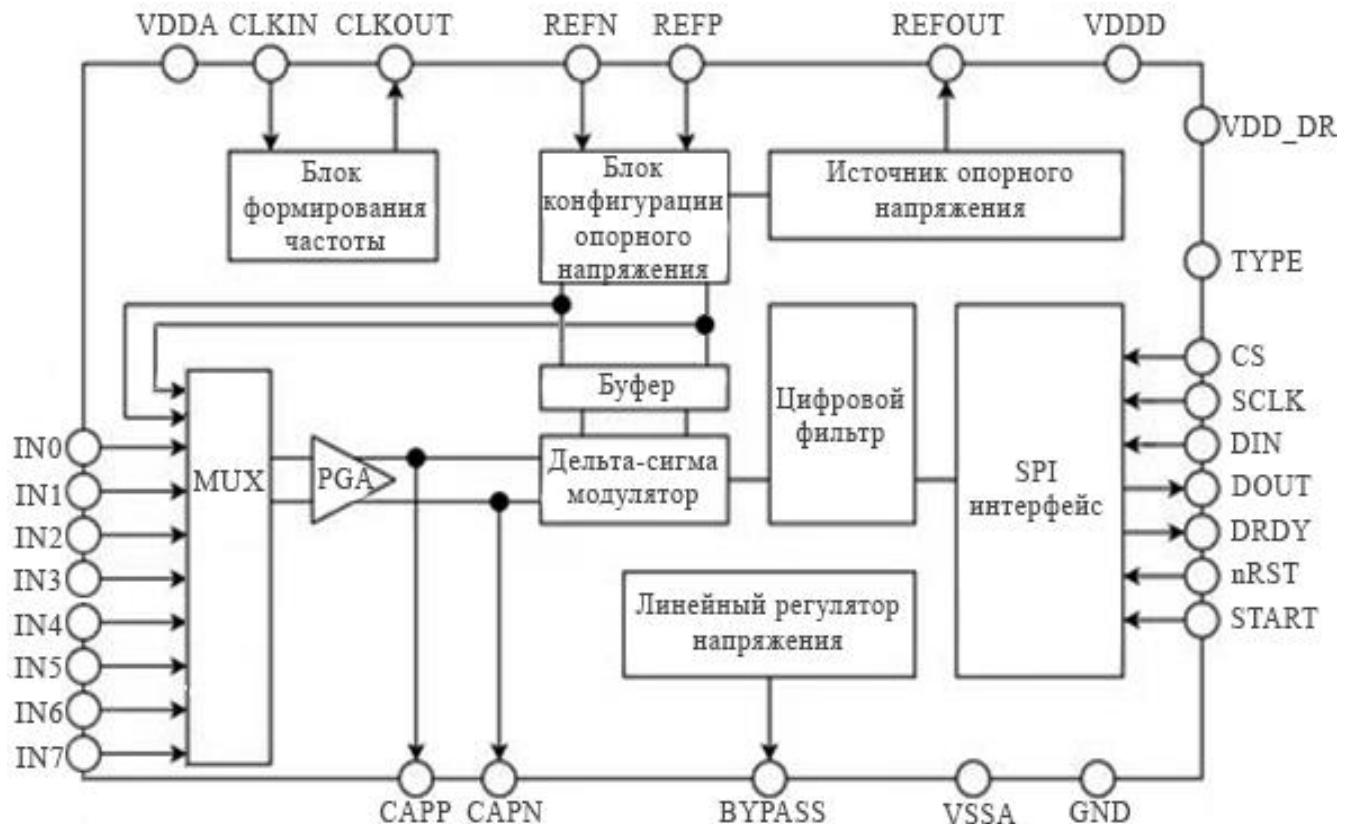


Рисунок 2.6 – Функциональная схема специализированного АЦП

Согласно рисунку 2.6 блок аналого-цифрового преобразования в ССНЭКД состоит из 8 измерительных входов, PGA (Programmable Gain Amplifier) – модуля программируемого коэффициента усиления, блока формирователя частоты, дельта – сигма модулятора, SPI интерфейса и других блоков.

Рассчитаем объём цифровых данных, формируемых на выходе аналого-цифрового преобразователя.

Значение потенциалов ЭКС преобразуется в целочисленное значение согласно следующей формуле [138]:

$$DR_{\text{adc\_channel}} = \frac{U_{\text{adc\_channel}}}{U_{\text{min}}}, \quad (2.4)$$

где  $DR_{\text{adc\_channel}}$  – целочисленное значение, содержащее информацию о значении потенциала,  $U_{\text{adc\_channel}}$  – код уровня потенциала отведения,  $U_{\text{min}}$  – минимальный уровень сигнала (см. формулу 2.3).

Тогда объём формируемых АЦП данных о текущих значениях потенциалов множественных отведений за интервал дискретизации описывается следующей формулой:

$$\begin{aligned} ADC_{\text{data\_size}} &= (N_{\text{cmd\_size}} + (DR_{\text{adc\_channel\_size}} \cdot N_{\text{electrodes}})) = \\ &= (16 + (24 \cdot 64)) = 1552 \text{ bit}, \end{aligned} \quad (2.5)$$

где  $ADC_{\text{data\_size}}$  – размер значений о потенциалах в битах,  $N_{\text{cmd\_size}}$  – размер специфической команды для АЦП, запускающей процесс преобразования, в общем случае имеет длину 16 бит [138],  $DR_{\text{adc\_channel\_size}}$  – целочисленное значение, содержащее информацию о значении потенциала,  $N_{\text{electrodes}}$  – количество каналов (см. формулу 2.2).

Другими словами, объём данных, необходимых для формирования значений *одного* отсчёта ЭКС множественных отведений, равен 1552 bit.

Рассчитаем общий объём формируемой информации о значениях отсчётов потенциалов множественных отведений ЭКС за интервал времени 1 секунда.

$$\begin{aligned} ADC_{\text{total\_size}} &= F_{\text{ECG\_sample}} \cdot ADC_{\text{data\_size}} = \\ &= 1000 \cdot 1552 = \frac{1552000 \text{ bit}}{8} = 194000 \text{ byte}, \end{aligned} \quad (2.6)$$

где  $F_{\text{ECG\_sample}}$  – частота дискретизации блока регистрации равная 1000 Гц [195],  $ADC_{\text{data\_size}}$  – размер значений о потенциалах в битах (см. формулу 2.5).

Таким образом, в процессе аналого-цифровых преобразований, за секунду регистрации, формируется массив данных равный 194000 байтам.

Сформированный АЦП массив данных в реальном масштабе времени записывается в блок памяти на этапе «Формирование пакетов данных множественных отведений ЭКС» (см. рисунок 2.2).

## 2.3. Передача данных на сервер

### 2.3.1. Клиент-безопасные приложения

Отличительной особенностью данного вида приложений, в сравнении со множеством других существующих аналогов, является *доказуемая безопасность* сетевых коммуникаций. Иными словами, это говорит о том, что даже если информация будет передаваться серверной стороне или храниться на ней, то сервисы всё равно не смогут проанализировать или видоизменить такого рода данные «без разрешения», т.к. они находятся в зашифрованном или аутентифицированном виде.

Передача данных на сервер ССНЭКД осуществляется в рамках семиуровневой модели взаимодействия открытых систем OSI – Open System Interconnection [215]. Данная модель является фундаментальной и общепринятой архитектурной концепцией, описывающей процессы коммуникации в сетях.

При рассмотрении конкретных прикладных телекоммуникационных систем производится сравнение их архитектуры с моделью OSI/ISO. Согласно модели OSI/ISO, на стороне клиента-отправителя (устройство многоэлектродной регистрации ЭКС – жилет с электродами) транспортный уровень преобразует данные прикладного уровня, которые получает от передающего прикладного процесса, в пакеты транспортного уровня. При этом гарантируется доставка пакетов без ошибок, в той же последовательности, без потерь и дублирования и осуществляется переупаковка пакетов: длинные разбиваются, короткие объединяются. Также принимается сигнал подтверждения приема (см. рисунок 2.7).

По мнению автора, гарантированная доставка пакетов без ошибок не может быть обеспечена исключительно протокольными механизмами транспортного уровня и требует применения дополнительных мер – помехоустойчивого кодирования данных. Для этого автором предлагается следующий «технологический конвейер» помехоустойчивого кодирования данных (см. рисунок 2.8).

При помехоустойчивой передаче данных в рамках локальной ССНЭКД (см. рисунок 2.8 а) сформированные байты данных отсчётов множественных отведений ЭКС, предназначенные для передачи «оснащаются» дополнительным контрольным кодом – CRC (cyclic redundancy code). CRC представляет собой вычисленное на основе исходного передаваемого сообщения число (или можно сказать код), которое по протоколу ближней радиосвязи передаётся вместе с самим сообщением (дописывается в конец информационной части) и служит для контроля его безошибочной передачи. При локальной реализации ССНЭКД расстояние между клиентом и сервером не превышает 40 метров, что позволяет

интерфейсу BLE 5.0 гарантированно передавать данные.

На рисунках 2.8 а) и 2.8 б) символом  обозначен радиоканал. При помехоустойчивой передаче данных в рамках территориально распределённой ССНЭКД (см. рисунок 1.9) осуществляется двухступенчатое кодирование данных.



Рисунок 2.7 – Алгоритм передачи пакета

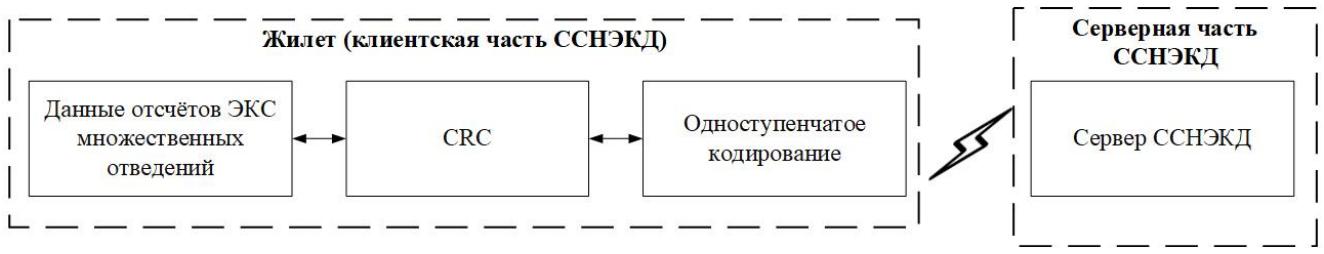


Рисунок 2.8 а) – Помехоустойчивая передача данных в рамках локальной ССНЭКД

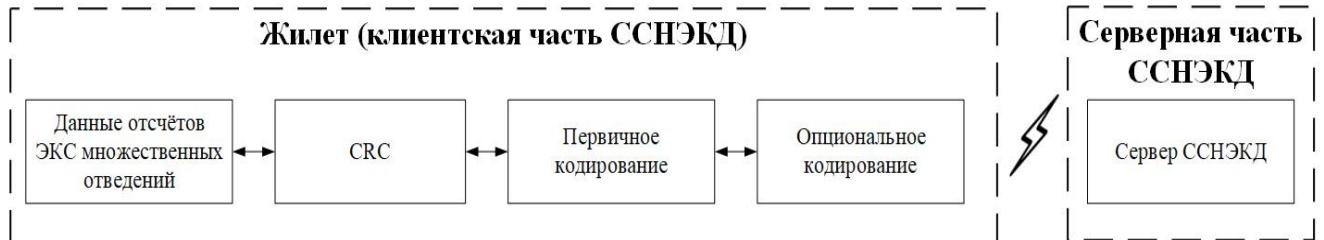


Рисунок 2.8 б) – Помехоустойчивая передача данных в рамках территориально распределённой ССНЭКД

В любом случае средствами ССНЭКД осуществляется формирование помехоустойчивых данных для достоверной передачи. В зависимости от типа канала связи, вероятность невыявленной ошибки изменяется в пределах  $10^{-6}$ – $10^{-14}$ . Стандартом [57] при обмене информацией введены три класса для достоверной передачи данных DI (вероятность необнаруженных ошибок  $R$ ).

$$\begin{aligned} DI_1 : R &\leq 10^{-6} \text{ для } p \leq 10; \\ DI_2 : R &\leq 10^{-10} \text{ для } p \leq 10^{-4}; \\ DI_3 : R &\leq 10^{-14} \text{ для } p \leq 10^{-4}; \end{aligned} \quad (2.7)$$

где  $p$  – вероятность того, что передаваемый бит будет неправильно декодирован приемником.

Для CRC вероятность невыявленной ошибки можно рассчитать, как [197]:

$$P_{\text{CRC}} = \left(\frac{1}{2}\right)^k = \left(\frac{1}{2}\right)^{16} = 1,5 \cdot 10^{-5}, \quad (2.8)$$

где  $k$  – количество битов в контрольной сумме, в случае с CRC-16,  $k = 16$ .

Стоит отметить, что формула (2.8) не оценивает вероятность возникновения ошибки сама по себе, она рассчитывает вероятность того, что уже существующая ошибка пройдёт незамеченной.

Определим вероятность ошибки для радиоканала, согласно рисунку 2.8 б), на примере Bluetooth Low Energy (BLE 5.0). В BLE 5.0 используется частотная

модуляция. Данные передаются в виде битов через радиоканал на частотах 2,4 ГГц с использованием частотного скачка по каналам. Скачки частоты помогают уменьшить влияние помех и интерференции от других устройств.

Определить точную общую вероятность ошибки для Bluetooth Low Energy (BLE 5.0) в реальных условиях передачи достаточно сложно, поскольку она зависит от множества факторов, таких как:

- качество канала связи (уровень помех, шум);
- скорость передачи данных;
- мощность сигнала.

Стандарт BLE заявляет, что вероятность того, что переданный бит будет неправильно декодирован приемником, составляет **не более 0.001** [149]:

$$BER_{\text{BLE}} \leq 10^{-3}, \quad (2.9)$$

где  $BER_{\text{BLE}}$  (bit error rate) – это вероятность того, что переданный бит будет неправильно декодирован приемником.

Структура пакета BLE также содержит поле CRC-16, в итоге вероятность того, что кадр придёт с невыявленной ошибкой, рассчитывается по формуле:

$$\begin{aligned} P_{\text{BLE\_BER\_FRAME}} &\leq [1 - (1 - BER_{\text{BLE}})^{N_{\text{BLE}} \cdot 8}] \cdot P_{\text{CRC}} = \\ &= [1 - (1 - 10^{-3})^{260 \cdot 8}] \cdot 1,5 \cdot 10^{-5} = 1,3 \cdot 10^{-5}, \end{aligned} \quad (2.10)$$

где  $BER_{\text{BLE}}$  – вероятность ошибки в бите в худшем случае,  $N_{\text{BLE}}$  – максимально возможная длина пакета BLE 5.0 в байтах [149], число 8 – это количество бит в одном байте,  $P_{\text{CRC}}$  – вероятность невыявленной ошибки.

Вероятность невыявленной ошибки на уровне CRC-16 применяется ко всему пакету BLE, включая заголовок и полезную нагрузку.

Для расчёта общей вероятности неправильного декодирования пакета системы ССНЭКД воспользуемся следующей формулой:

$$P_{\text{total}} = P_{\text{CRC}} \cdot P_{\text{BLE\_BER\_FRAME}} = 15 \cdot 10^{-6} \cdot 1,3 \cdot 10^{-5} = 19,5 \cdot 10^{-11}, \quad (2.11)$$

где  $P_{\text{CRC}}$  – вероятность невыявленной ошибки,  $P_{\text{BLE\_BER\_FRAME}}$  – вероятность того, что кадр придёт с невыявленной ошибкой.

### 2.3.2. Формирование пакетов данных сигналов множественных отведений ЭКС

Формирование пакетов данных множественных отведений ЭКС необходимо для:

- преобразования массива данных АЦП о потенциалах электродов в структурированный формат при передаче по каналу связи, соединяющему блок регистрации множественных отведений с сервером ССНЭКД (см. рисунок 1.8);
- обеспечения передачи данных с учётом количественных характеристик канала связи.

Преобразование осуществляется вычислительным устройством блока регистрации множественных отведений (см. рисунок 1.8).

На данном этапе информацию об электрических потенциалах со всех электродов, представленную в виде массива данных АЦП, необходимо упаковать в структурированные пакеты данных для передачи по каналу связи. Формирование структуры кадра представлено на рисунке 2.9.

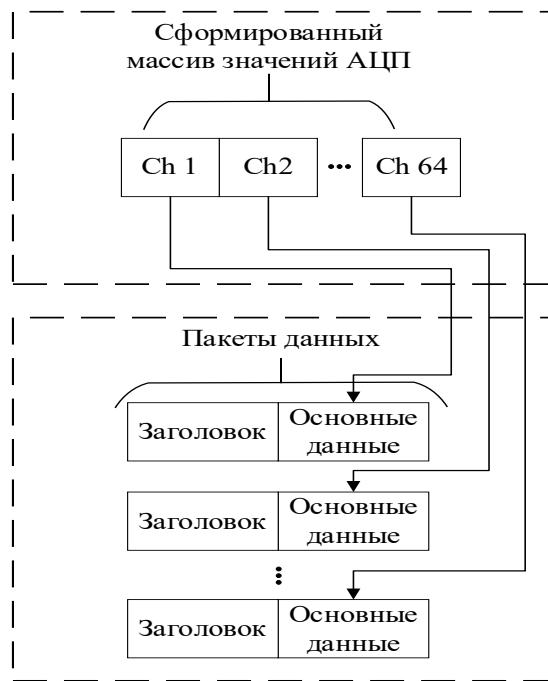


Рисунок 2.9 – Формирование структурированных пакетов

На рисунке 2.9 представлен процесс упаковки сформированного массива значений АЦП в структурированные пакеты. В каждом пакете упаковываются основные данные и заголовок. Пакет данных множественных отведений ЭКС

состоит из двух типов данных: управляющей информации и *непосредственно* данных множественных отведений ЭКС (называемых также полезной нагрузкой). Структура пакета данных множественных отведений ЭКС содержит два основных поля:

- заголовок – служебную информацию, например, идентификатор канала, временную метку, номер пакета;
- основные данные, закодированные помехоустойчивым кодом.

Содержимое поля «Основные данные» представлено на рисунке 2.10.



Рисунок 2.10 – Содержимое поля «Основные данные»

Рисунок 2.10 показывает, что каждый пакет содержит информацию о значении потенциала только одного канала. Разделение информации на небольшие пакеты данных уменьшает потери при ошибках и упрощает работу на уровне протокола передачи. Структура пакета данных определяется параметрами канала связи ССНЭКД. На рисунке 2.11 представлена структура пакета данных, выбранная авторами для дальнейшего рассмотрения [17].

Структура пакета данных на рисунке 2.11 является пакетом фиксированной длины, что облегчает процесс формирования и расшифровки пакетов. Кадр содержит «маркеры» начала и конца пакета, поле «команда», поле для контрольной суммы и поля с актуальной информацией.

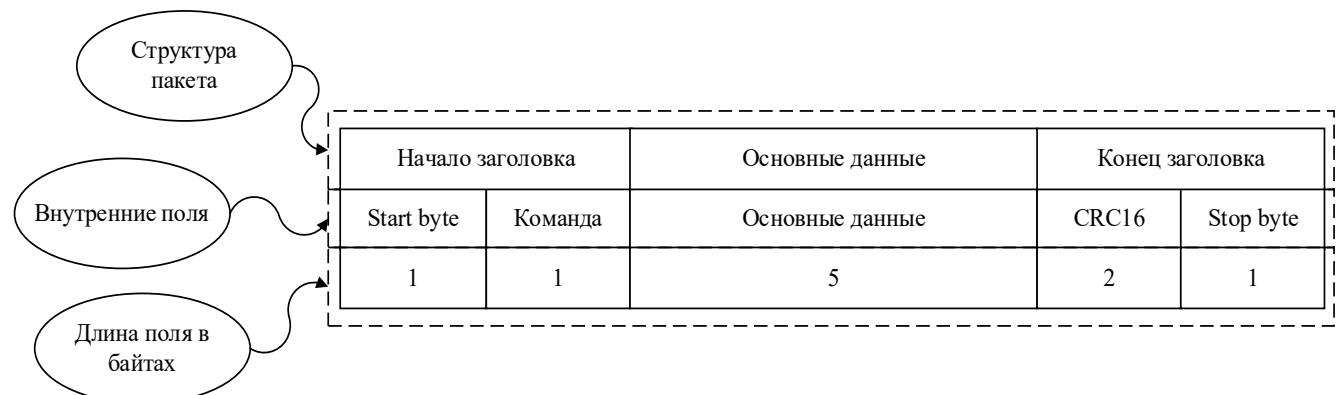


Рисунок 2.11 – Заполнение пакета данных

Поле «команда» на рисунке 2.11 необходимо, для выбора сценария работы устройства с полем «Основные данные». Сценарии могут быть следующие: чтение/запись регистра АЦП (в этом случае значения, передаваемые в поле основных данных, представляют собой номер и значение регистра), начало/завершение преобразования и другие.

Поле основных данных имеет длину 5 байт. Это обусловлено следующим распределением: 3 байта занимают кодовые значения уровня потенциала, полученные от 24-битного АЦП; 1 байт используется для указания порядкового номера канала; 1 байт зарезервирован для расширения функционала.

Рассчитаем длину кадра:

$$N_{\text{frame}} = 1 + 1 + 5 + 2 + 1 = 10 \text{ байт}, \quad (2.12)$$

где  $N_{\text{frame}}$  – общая длина кадра в байтах, равная сумме длин всех полей в кадре.

Скорость канала связи зависит от частоты дискретизации, разрядности АЦП, количества электродов, размера пакета данных. Для определения скорости канала связи, необходимо определить время формирования массива значений потенциалов множественных отведений.

Большая часть АЦП передает данные по одному из двух интерфейсов связи – SPI и I2C, в специализированных для регистрации биопотенциалов АЦП преобладает интерфейс SPI [138]. Для расчёта времени передачи информации о значении потенциалов с 64 каналов за один такт дискретизации воспользуемся формулой

$$t_{\text{adc\_answer}} = \frac{1}{F_{\text{adc\_spi}}} \cdot ADC_{\text{data\_size}} = \frac{1}{8 \cdot 10^6} \cdot 1552 = 194 \text{ мкс}, \quad (2.13)$$

где  $t_{\text{adc\_answer}}$  – время передачи массива информации о значении ЭКС с 64 каналов между блоком регистрации и АЦП,  $F_{\text{adc\_spi}} = 8 \text{ МГц}$  – частота интерфейса SPI [138],  $ADC_{\text{data\_size}}$  – размер цифрового кода в битах (см. формулу 2.5).

Определив время формирования массива значений потенциалов множественных отведений, можно определить необходимую скорость передачи данных по каналу связи:

$$V_{\text{interface}} = \frac{N_{\text{frame}} \cdot N_{\text{electrodes}}}{F_{\text{ECG\_sample}}} = \frac{1}{t_{\text{adc\_answer}}} \quad (2.14)$$

где  $N_{\text{frame}}$  – общий размер кадра, равный 10 байтам (см рисунок 2.11),  $N_{\text{electrodes}}$  – количество электродов,  $F_{\text{ECG\_sample}} = 1000$  Гц – частота дискретизации,  $t_{\text{adc\_answer}}$  – время передачи массива информации о значении 64 каналов ЭКС между блоком регистрации и АЦП (время формирования массива данных от АЦП).

Данная формула (2.14) учитывает, что за один интервал дискретизации надо выполнить процесс получения данных с АЦП, а также произвести передачу полученных данных на сервер.

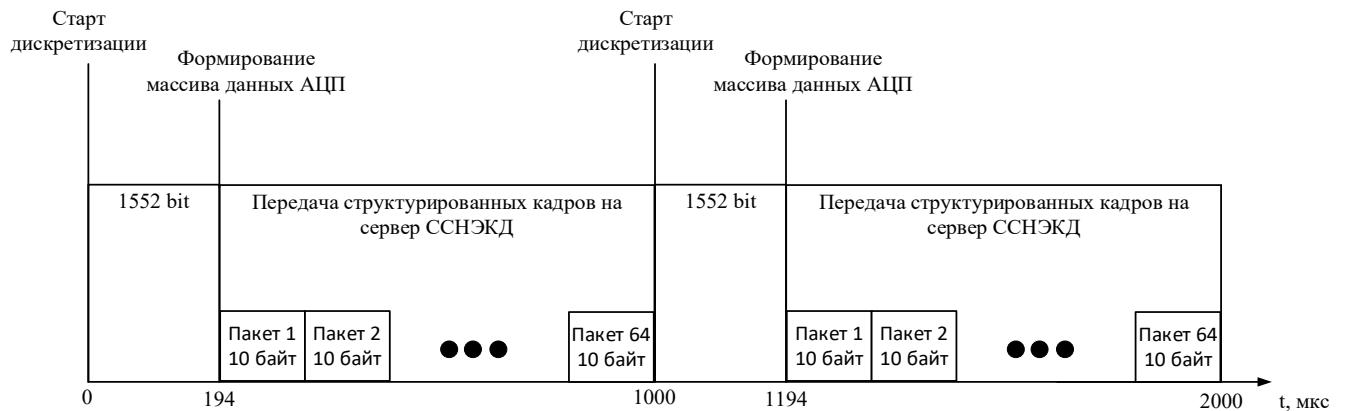


Рисунок 2.12 – Временная диаграмма формирования массива данных АЦП и передачи структурированных данных на сервер

На рисунке 2.12 представлена временная диаграмма, поясняющая процесс формирования данных от АЦП и передачи данных на сервер.

За интервал времени от 0 до 194 мкс происходит формирование данных от АЦП, то есть происходит процесс получения мгновенных значений потенциалов с электродов, далее происходит процесс структурирования полученных данных и передача их на сервер путём отправки 64 пакетов, длиной 10 байт.

Пропускная способность канала должна быть выше расчетной скорости передачи данных, чтобы избежать потерь. Для уменьшения нагрузки на канал можно использовать сжатие или буферизацию.

Таким образом, этап формирования пакетов данных учитывает специфику канала связи, оптимизацию для минимизации задержек и надежность передачи, что критически важно для систем множественной регистрации ЭКС.

Таким образом, согласно формуле (2.14) минимальная пропускная способность канала должна быть не меньше 0.797 Мбайт/с (или 6,4 Мбит/с).

### 2.3.3. Разработка требований к характеристикам канала связи ССНЭКД

К общим характеристикам канала связи ССНЭКД относятся:

– скорость передачи данных, она определяет пропускную способность канала связи, то есть, количество информации, передаваемое за единицу времени и измеряется в бит/с. Объем переданной информации  $I$  вычисляется по формуле:

$$I = C_k \cdot t, \quad (2.15)$$

где  $C_k$  – пропускная способность канала связи (в битах в секунду или подобных единицах), а  $t$  – время передачи;

– затухание сигнала показывает уменьшение энергии сигнала при передаче. Коэффициент затухания вычисляется как отношение мощности сигнала, поданного в линию, к мощности полученного на конце линии сигнала, и измеряется в децибелах:

$$\beta = 10 \cdot \lg \left( \frac{P_{\text{вх}}}{P_{\text{вых}}} \right), \quad (2.16)$$

где  $\beta$  – коэффициент затухания;  $P_{\text{вх}}$  – мощность сигнала, поданного в канал связи;  $P_{\text{вых}}$  – мощность полученного с канала связи сигнала. Затуханием передаваемых в локальной ССНЭКД сигналов можно пренебречь из-за расстояний при передаче данных (рисунок 2.8 а));

– надёжность канала связи заключается в его способности передавать информацию без искажений, что обеспечивается устойчивостью к помехам и возможностью исправления ошибок передачи. Надежность канала связи ССНЭКД определяется либо долей времени исправного состояния в общем времени работы, либо средним временем безотказной работы в часах.

Согласно теореме Шеннона, битовая скорость передачи информации  $R_b$  [Бит/сек] в канале с аддитивным белым гауссовским шумом (AWGN) ограничена пропускной способностью канала [227]:

$$R_b \leq \Pi \cdot \log_2 \left( 1 + \frac{E_b R_b}{N_0 \Pi} \right), \quad (2.17)$$

где  $\Pi$  – полоса частот радиоканала,  $E_b R_b$  – мощность передаваемого сообщения;  $N_0 \Pi$  – мощность шума [8, 13]. Из данного соотношения вытекает предельное отношение сигнал/шум для возможной безошибочной передачи информации:

$$\frac{E_b}{N_0} \geq \frac{2^r - 1}{r}, \quad (2.18)$$

где

$$r = \frac{R_b}{\Pi} \quad (2.19)$$

спектральная скорость передачи информации [Бит/сек/Гц].

В ССНЭКД согласно разделу 2.3.2 скорость передачи информации при использовании 64 кардиоканалов с частотой дискретизации ЭКС 1 кГц на канал, составляет  $R_b = 6,4$  Мбит/с. В соответствии с уравнением (2.18) для отношения сигнал/шум в диапазоне 3 – 5 дБ предельная спектральная скорость должна быть меньше 2,65 – 3,65 [Бит/(сек·Гц)]. Отсюда на основании (2.19) нижняя предельная полоса частот радиоканала должна быть больше 2,42 – 1,75 МГц. Реальная полоса частот радиоканала должна быть по крайней мере на порядок больше полученных предельных значений.

Анализ рисунков 1.8 и 2.1 показывает, что в ССНЭКД по физической природе возможна как проводная, так и беспроводная передача данных. При этом передача данных между клиентом и сервером ССНЭКД осуществляется в симплексном режиме.

Действительно, согласно рисунку 2.1 на стороне клиентской части ССНЭКД с жилета с электродами по проводным шлейфам аналоговые сигналы подаются на АЦП через блок фильтрации. Далее, цифровые сигналы с выхода АЦП поступают

в блок помехоустойчивого кодирования, где формируются в пакеты данных для передачи по каналу связи от клиента на сервер ССНЭКД. Этот канал связи может быть представлен как в проводной, так и беспроводной реализациях. При этом BLE – основная реализация, а дополнительно добавляется спутниковый цифровой канал связи.

В серверной части ССНЭКД передача данных осуществляется *только* по проводным, цифровым каналам связи.

При передаче и обработке сигналов множественных отведений ЭКС электромагнитные помехи могут представлять серьезную проблему для электронных изделий, а потому требуют особого внимания со стороны разработчиков. Автором предлагается осуществлять необходимую помехоустойчивую передачу и обработку сигналов множественных отведений ЭКС при проводной и беспроводной реализациях канала связи следующим образом.

При проводной передаче данных применяются скручивание (витая пара) и экранирование, реализуемое для обеспечения работоспособности. Это необходимые меры для обеспечения помехоустойчивости линии связи при передаче данных в конструкции жилета и при проводной передаче данных с блока регистрации множественных отведений на сервер ССНЭКД (см. рисунок 1.8) [30].

Скручивание подводящих проводников позволяет уменьшить наведенную электродвижущую силу (ЭДС) от внешних электромагнитных полей. Кроме того, скручивание дает возможность лучше сбалансировать емкость на "землю" этих проводников.

Экранирование служит основным средством ослабления электромагнитных помех, вызванных излучением, и позволяет избавиться от большинства наведенных помех.

Таким образом, характеристики проводного канала связи в ССНЭКД удовлетворяют характеристики FTP (F/UTP) (Foiled Twisted Pair) – фольгированной витой пары, имеющей один внешний общий защитный слой из фольги. При этом известно, что даже неэкранированная витая пара UTP (U/UTP) (Unshielded Twisted

Pair) по стандарту UTP-6 обеспечивает скорость передачи до 10Гб/с на расстояние до 100м [226].

Что касается беспроводного канала связи, то необходимую скорость передачи данных ССНЭКД обеспечивает стандарт беспроводной связи, осуществляющий обмен данными между устройствами на основе ультракоротких радиоволн BLE 5.0 (до 50 Мбит/сек с поддержкой EDR – enhanced data rate) [149]

Соотношение характеристик каналов связи (КС) ССНЭКД и стандартов для реализации КС проводной UTA-6 и беспроводной связи BLE 5.0, соответственно, приведено в таблице 2.2.

Таблица 2.2 – Соотношение характеристик каналов связи

Характеристики КС	Ширина полосы частот $\Delta F$ (Гц)	Пропускная способность канала $q$ (Мбит/с)	Коэффициент затухания $\beta$ (дБ/м)	Надёжность канала связи
ССНЭКД	от 0,05 до 800	6,4		
UTA – 6	от 0,02 до $10^8$	1000	2,1/100м	$10^{-8}$
BLE 5.0	от 0,02 до $10^9$	48	Выходная мощность +20	$10^{-9}$

Из анализа таблицы 2.2 следует, что проводной UTA-6 и беспроводной каналы связи BLE 5.0 удовлетворяют требованиям, предъявляемым к проводному и беспроводному каналам связи ССНЭКД соответственно.

При разработке электронных устройств зачастую необходимо реализовывать возможность связи устройства с персональным компьютером для отображения какой-либо информации, диагностики, конфигурирования и других опций [24].

Наиболее популярными интерфейсами для связи электронного устройства с ПК являются Ethernet, Wi-Fi, Bluetooth, USB, COM. Несмотря на многообразие интерфейсов связи, взаимодействие с ними со стороны персонального компьютера имеет много общего.

На рисунке 2.13 [24] представлена структурная схема системы, использующей набор универсальных методов для работы с интерфейсами связи.

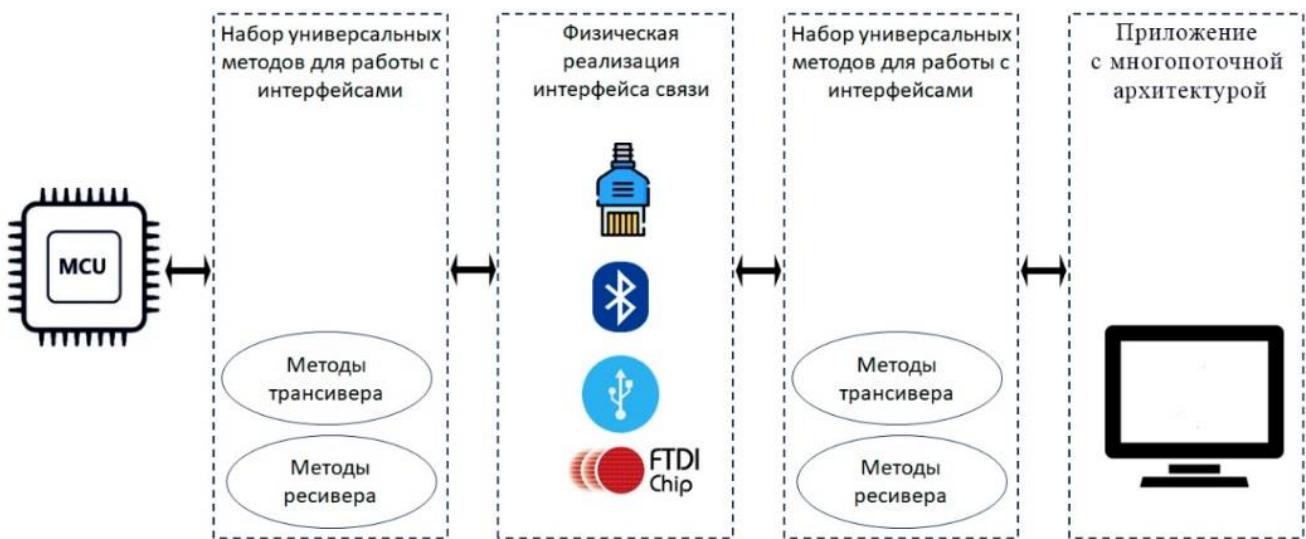


Рисунок 2.13 – Структура системы с использованием универсальных интерфейсов и многопоточной обработки

Структура системы на рисунке 2.13 позволяет реализовать универсальное приложение, работающее с большинством последовательных интерфейсов, а многопоточная архитектура позволяет экономить временные затраты.

При работе с потоковыми интерфейсами (с последовательностью байтов) со стороны ПК в языках программирования существует абстрактный класс Stream, при реализации производного от него класса, необходимо реализовать методы со следующими сигнатурами, приведенными на рисунке 2.14 [24].

```
public void Write (byte[] buffer int offset, ref int count);
public int Read (byte[] buffer, int offset, ref int count);
```

Рисунок 2.14 – Сигнатура методов абстрактного класса для взаимодействия с потоковым интерфейсом

Основная задача заключается в организации программы таким образом, чтобы данные непрерывно считывались, непрерывно отправлялись, непрерывно расшифровывались и при этом приложение должно реагировать на пользовательский интерфейс.

## 2.4. Многопоточная обработка данных

Использование многопоточной архитектуры при обработке данных позволяет более эффективно использовать системные ресурсы, обеспечивая параллельное

выполнение нескольких задач. Данный подход крайне эффективен в системах, имеющих клиент-серверную архитектуру, где один поток обработки данных может ожидать завершения операции запроса/ответа, не блокируя выполнение других потоков обработки данных (например, запросов других клиентов).

Для решения этой задачи разработан шаблон к построению многопоточных приложений, представленный на рисунке 2.15.

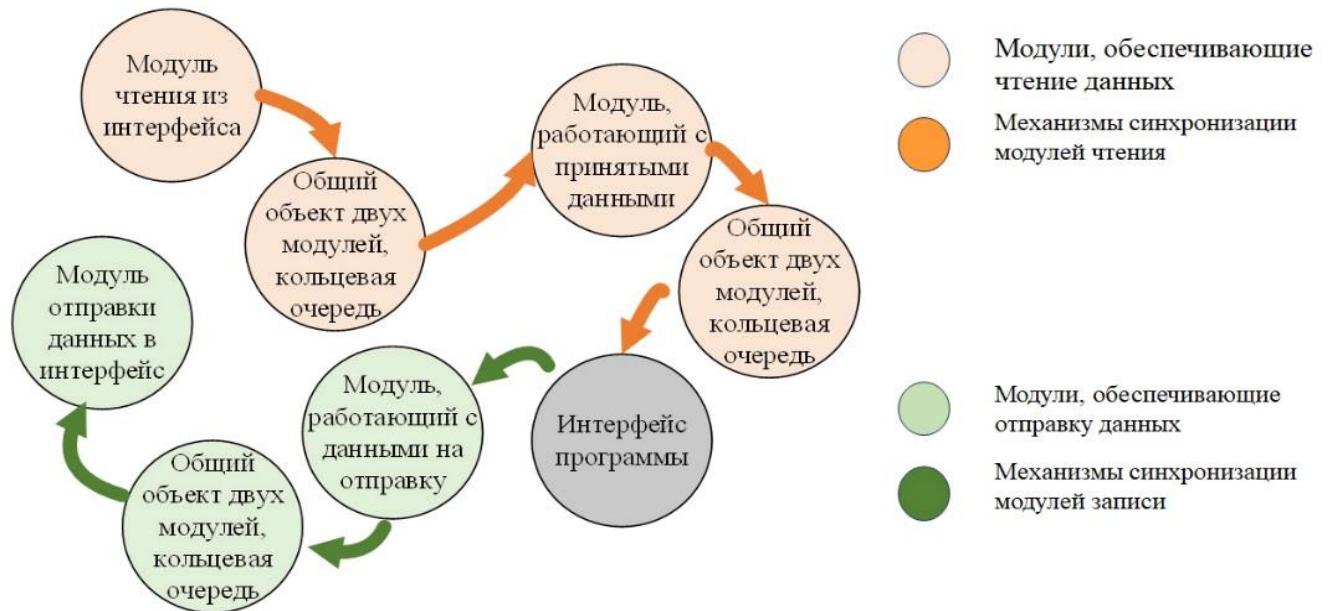


Рисунок 2.15 – Шаблон для построения многопоточных приложений, работающих с последовательными интерфейсами

Построение многопоточных приложений, работающих с последовательными данными, осуществляется следующим образом: приложение разбивается на модули (термин «модуль» подразумевает отдельный поток, отвечающий за конкретную задачу): модуль чтения данных из интерфейса, модуль, работающий с принятыми данными, модуль работающий с вводом и выводом приложения, модуль, работающий с данными на отправку и модуль отправки данных. Каждый из модулей имеет общий объект синхронизации с другими модулями, а также структуру данных для обмена сообщениями [24], что позволяет разрабатывать универсальные приложения, не зависящие от конкретной реализации потокового интерфейса (см. рисунок 2.13). Использование многопоточного взаимодействия приложения с интерфейсом связи дает экономию временных затрат в сравнении с однопоточным подходом.

Покажем это на примере приложения для обработки ЭКС. Для того, чтобы произвести компьютерную обработку ЭКС [24], необходимо выполнить следующие действия (см. рисунок 2.16 а)):

1. Сбор данных со всех электродов;
2. Помехоустойчивую обработку;
3. Обработку пользовательского интерфейса;
4. Построение цифрового двойника сердца;
5. Определение электрофизиологических характеристик сердца;
6. Вывод результатов.

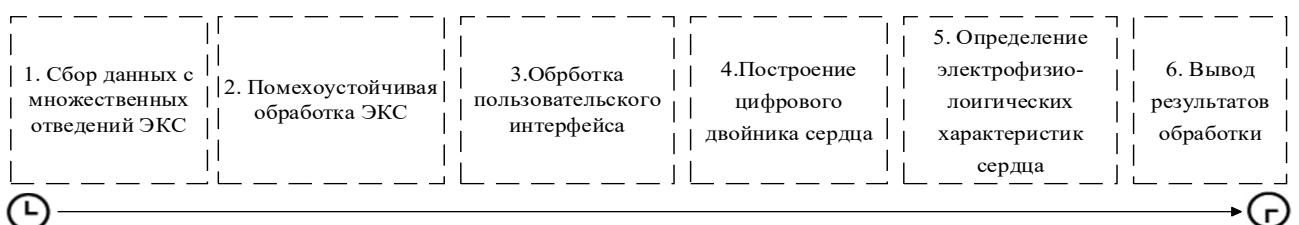


Рисунок 2.16 а) – Обработка ЭКС в однопоточном режиме

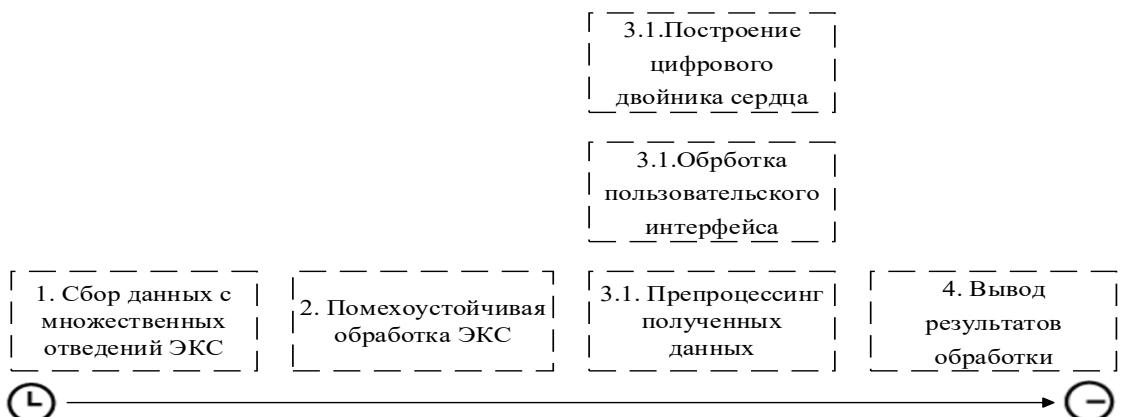


Рисунок 2.16 б) – Обработка ЭКС в многопоточном режиме

При многопоточной обработке ЭКС (см. рисунок 2.16 б)) после сбора и помехоустойчивой обработки информации действия построение цифрового двойника сердца, обработка пользовательского интерфейса и определение электрофизиологических характеристик сердца выполняются параллельно.

Автором разработана тестовая программа, позволяющая оценить время обработки ЭКС в однопоточном и многопоточном режимах. Результаты расчётов приведены на рисунках 2.17 а) и 2.17 б), где цветом обозначены прогоны разработанной программы [24].

На рисунке 2.17 а) приведён пример работы с последовательным выполнением всех операций, общее время обработки 10 секундной записи 64 каналов составило в среднем около 403 мс (см рисунок 2.17 а). Многопоточная обработка той же записи ЭКС в среднем заняла 179 мс (см. рисунок 2.17 б)) благодаря параллельному выполнению указанных выше действий.

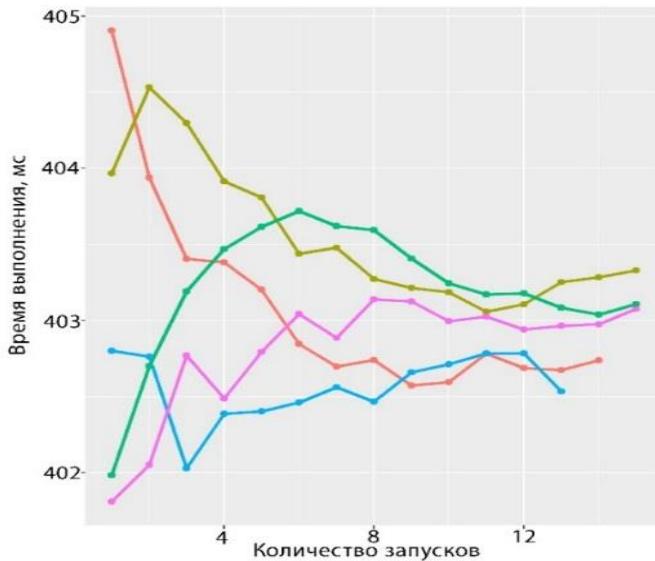


Рисунок 2.17 а) – Время выполнения цикла обработки ЭКС при однопоточном подходе

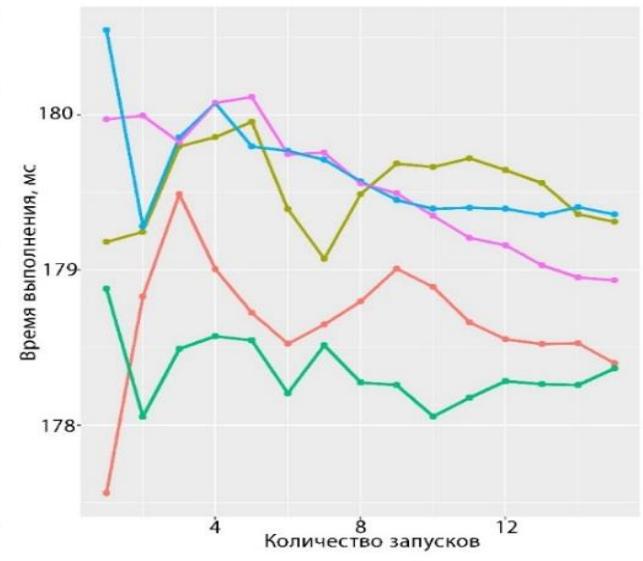


Рисунок 2.17 б) – Время выполнения цикла обработки ЭКС при многопоточном подходе

Таким образом, многопоточная архитектура позволяет эффективно разделять большие задачи на более мелкие, которые могут быть выполнены параллельно, что крайне полезно для вычислений или обработки больших объемов данных.

## 2.5. Создание цифрового двойника сердца пациента

### 2.5.1. Способ реконструкции эквивалентного электрического генератора сердца

Эквивалентный электрический генератор сердца (ЭЭГС) поверхностного типа в работе [90] рассматривается как распределение электрических потенциалов на поверхности эпикарда.

Для помощи в решении задач кардиологии необходимо обеспечивать визуализацию электрической активности сердца. Удобным способом визуализации

является 2D картирование электрического потенциала на плоской развертке поверхности сферического квазиэпикарда, описанного вокруг поверхности сердца [96]. Соответствие отделов сердца и областей на плоской развертке поверхности квазиэпикарда показано на рисунке 2.18 [94].

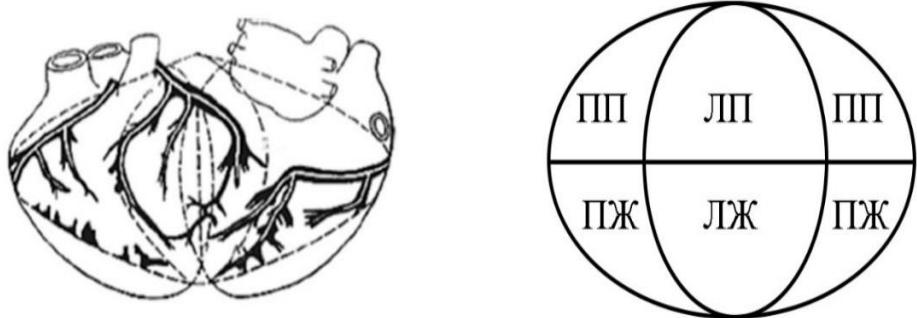


Рисунок 2.18 – Соответствие отделов сердца и областей на плоской развертке поверхности сердца

На рисунке 2.18 изображено соответствие отделов сердца и областей на плоской развертке поверхности сердца, где приняты следующие сокращения: ПП – правое предсердие, ЛП – левое предсердие, ПЖ – правый желудочек, ЛЖ – левый желудочек.

Процесс создания ЭЭГС (математической модели изменения электрической активности сердца) приведен в [35] и заключается в следующем. Прежде всего, определяют антропометрические параметры торса и на торс пациента надевают жилет с предустановленными электродами (см. рисунок 2.4). Затем регистрируют ЭКС и определяют координаты электродов в трехмерной системе координат.

Далее проводят интерполяцию потенциалов на поверхности торса. В результате интерполяции потенциалов осуществляется поиск значений потенциалов на мелкой сетке поверхности торса, значение которых изначально было не известно при регистрации сигналов множественных отведений. Процесс интерполяции позволяет получить точные значения потенциалов, для которых нет прямых измерений

$$\phi(\bar{r}) = \frac{\sum_{i=1}^N W(\bar{r}, \bar{r}_i) \phi(\bar{r}_i)}{\sum_{i=1}^N W(\bar{r}, \bar{r}_i)}, \quad (2.20)$$

где  $W(\bar{r}, \bar{r}_i) = \left( \frac{R - \|\bar{r} - \bar{r}_i\|}{R \|\bar{r} - \bar{r}_i\|} \right)^2$  весовая функция по Шепарду,  $\bar{r}$  – радиус-вектор пространственного положения текущей точки интерполяции,  $\phi(\bar{r})$  – искомое значение потенциала в этой точке,  $\{\bar{r}_i\}$  – множество точек поверхности с известными значениями потенциалов  $\phi(\bar{r}_i)$ ,  $R$  – радиус сферы с центром в точке  $\bar{r}$ , ограничивающей число точек  $N$ , используемых для интерполяции

Рассчитывают распределение потенциала и его нормальной производной на поверхности реконструированной модели эпикарда пациента для временных отсчетов кардиоцикла от начала  $P$ -зубца до конца  $T$ -зубца итерационным методом Зейделя по формулам:

$$\begin{aligned} [G^{eb}]g^e - [H^{eb}]\varphi^e &= [H^{bb}]\varphi^b; P_j \in S_b; j = 1 \dots N_b; \\ [G^{ee}]g^e - [H^{ee}]\varphi^e &= [H^{be}]\varphi^b; P_i \in S_e; i = 1 \dots N_e, \end{aligned} \quad (2.21)$$

где  $P_j$  – точка на поверхности торса  $S_b$ ,  $P_i$  – точка на поверхности эпикарда  $S_e$ ;  $\varphi^e = (\varphi_1^e \dots \varphi_{N_e}^e)$ ,  $g^e = (d\varphi_1^e / dn \dots d\varphi_{N_e}^e / dn)$ , – векторы потенциалов на поверхности модели эпикарда и производных потенциалов по направлению нормали к поверхности модели эпикарда пациента, соответственно;  $\varphi^b = (\varphi_1^b \dots \varphi_{N_b}^b)$  – вектор потенциалов на поверхности торса;  $N_b$ ,  $N_e$  – число элементов разбиения поверхностей торса и эпикарда, соответственно.

Элементы матриц, входящих в систему уравнений (2.21), определяют по формулам:

$$\begin{aligned} G_{ji'}^{eb} &= (1 / R_{ji'}) \Delta S_{i'}; \\ H_{ji'}^{eb} &= [d(1 / R_{ji'}) / dn_e] \Delta S_{i'}; \\ G_{ii'}^{ee} &= (1 / R_{ii'}) \Delta S_{i'}; i \neq i'; \\ H_{ii'}^{ee} &= [d(1 / R_{ii'}) / dn_e] \Delta S_{i'}; i \neq i'; \\ H_{jj'}^{bb} &= [d(1 / R_{jj'}) / dn_b] \Delta S_{j'}; j \neq j'; \\ H_{jj'}^{be} &= [d(1 / R_{jj'}) / dn_b] \Delta S_j, \end{aligned} \quad (2.22)$$

где  $R_{ji}$  – расстояние между центрами граничных элементов поверхностей;  $\Delta S_j, \Delta S_i$

- площади граничных элементов поверхностей эпикарда и торса, производная вычисляется по направлению нормали к поверхности.

Проводят контроль сходимости итерационного процесса при расчете распределения потенциала на эпикарде и точности аппроксимации потенциалов на торсе для  $(m+1)$ -ой итерации по формулам:

$$\frac{\|\varphi^{e(m+1)} - \varphi^{e(m)}\|}{\|\varphi^{e(m+1)}\|} < \varepsilon;$$

$$\frac{\|g^{e(m+1)} - g^{e(m)}\|}{\|g^{e(m+1)}\|} < \delta,$$
(2.23)

где  $\varepsilon$  и  $\delta$  - малые положительные безразмерные величины.

Значения  $\varphi^{e(m)}$ ,  $g^{e(m)}$  определяют по формулам:

$$\varphi^{e(m)} = [H^{ee}]^{-1}([G^{ee}]g^{e(m-1)} - [H^{be}]\varphi^b);$$

$$g^{e(m)} = [G^{eb}]^{-1}([H^{eb}]\varphi^{e(m)} + [H^{bb}]\varphi^b).$$
(2.24)

Результаты реконструкции ЭЭГС поверхностного типа для данных моментов времени представлены на рисунке 2.19 в виде карт распределения электрического потенциала на поверхности эпикарда. Справа от карты потенциала приведена полутонаовая палитра (опционально цветовая палитра), в которой насыщенность тона соответствует уровню электрического потенциала.

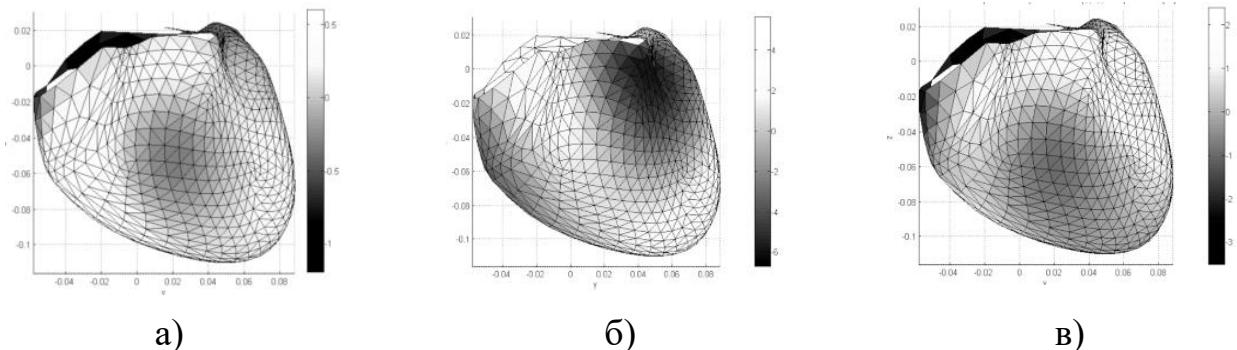


Рисунок 2.19 – Потенциал на поверхности эпикарда для вершины Р-зубца (а); Р-зубца (б); Т-зубца (в)

Для большей наглядности полутонаовая палитра на представленных рисунках выбрана с одинаковым контрастом, который соответствует различным диапазонам изменения электрического потенциала в мВ. Как и следовало ожидать, наибольшие

значения потенциала наблюдаются для вершины R-зубца, наименьшие – для вершины P-зубца. Наиболее заметна дипольная структура электрического источника для R-зубца. Располагая значениями потенциалов в различные моменты времени кардиоцикла, можно наблюдать ЭКС непосредственно на поверхности эпикарда.

### **2.5.2. Возможность определения ионных токов эпикарда на основе цифрового двойника сердца**

Определение электрофизиологических характеристик (ЭФХ) сердца на основе цифрового двойника сердца позволяет получить обширную информацию о текущем состоянии сердечно сосудистой системы (ССС). Получение актуальной информации о состоянии ССС является основой главной целью использования ССНЭКД. Как было показано в предыдущих разделах, использование в ССНЭКД поверхностного многоканального компьютерного ЭКГ картирования (ПК-ЭКГ) позволяет определить распределение электрического потенциала на эпикарде (см. рисунок 2.19).

Известно, что распределение электрического потенциала на эпикарде и детальные модели ионных токов миокарда позволяют определить составляющие ионных токов миокарда [220]. Поэтому в рамках настоящего исследования является очевидным рассмотрение возможности определения ионных токов эпикарда на основе цифрового двойника сердца.

В соответствии с систематизацией, предложенной Алиевым Р. Р. [195], модели электрической активности условно можно разделить на два типа: концептуальные и детальные модели.

Недостаток концептуальных моделей состоит в том, что формализация модели содержит только качественное описание отдельного свойства, что не позволяет восстановить форму трансмембранных потенциала и учесть причины изменения электрической активности сердца (ЭАС).

Современные детальные модели ЭАС (см. таблицу 1.3) созданы путём

совершенствования известной модели Ходжкина–Хаксли [210], в основу которой положены процессы управления проводимостью мембранных каналообразующих белков за счёт изменения состояния потенциал зависимых каналов. При этом формальное управление поведением отдельной белковой структуры задано в виде системы дифференциальных уравнений, моделирующих состояние потенциал зависимых каналов. Наиболее известны следующие детальные модели.

- модель Luo–Rudy (LRd) – одна из первых детальных моделей для трансмембранного потенциала действия (ТМПД), содержащая основные структурные элементы для описания проводимости через мембрану [220];
- модель Tusscher–Noble–Noble–Panfilov (TNNP) [221]. Эта модель, в которой применены результаты, полученные непосредственно при исследовании тканей миокарда (содержит 17 переменных состояния и 44 параметра).

Из-за большого объёма проводимых вычислений использование детальных моделей LRd и TNNP затруднено при исследовании ЭФХ в миокарде. Для изучения ЭФХ и ТМПД, рефрактерных свойств миокарда и других электрофизиологических процессов вследствие изменения восстановления миокарда, разработана упрощенная модель для ТМПД [221].

Значение построения **упрощённой модели** состоит в том, чтобы минимальным количеством составляющих модель ионных токов воспроизвести морфологическую форму ТМПД и кривых возвращения к потенциальному покоя. Сохранение формы кривых в упрощенной модели достигается за счёт обобщения результатов более сложных детальных моделей.

В упрощённой модели токи разделены по функциональному назначению. На рисунке 2.20 представлены модели трансмембранного потенциала действия LRd (рисунок 2.20 а) и TNNP (рисунок 2.20 в), а также соответствующие этим моделям временные диаграммы ионных токов, сгруппированных по своему функциональному назначению: на рисунке 2.20 б) – для модели LRd и на рисунке 2.20 г) – для модели TNNP [220, 221]. Из рассмотрения этих временных диаграмм следует, что в упрощенной модели все ионные токи разделены на четыре группы в соответствии с их функциональным назначением.

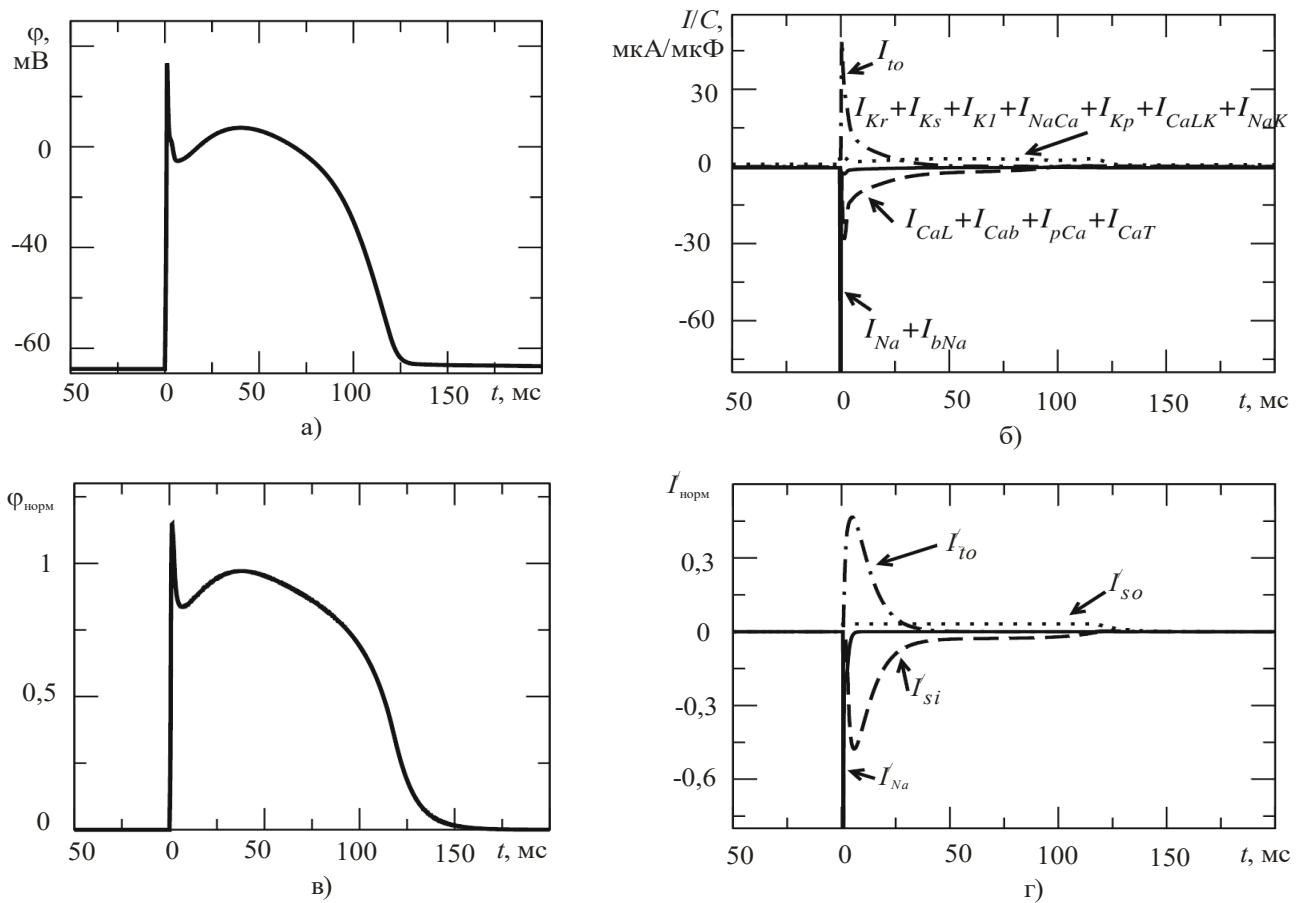


Рисунок 2.20 - Сравнение временных диаграмм ионных токов (б, г), формирующих ТМПД для детальной модели **LRd** (а) и для упрощённой модели **TNRP** (в).

Первая группа – токи натрия быстрой деполяризации ( $I_{Na}$ ), направленные внутрь кардиомиоцита с быстрым окончанием процесса (быстрой инактивацией каналов проводимости).

Вторая группа – транзитные токи фазы быстрой начальной реполяризации тканей миокарда ( $I_{to}$ ). К этой группе относятся токи, направленные наружу с быстрым окончанием процесса, из которых выделяют токи ионов калия и хлора. Функциональное назначение токов состоит в том, чтобы за малый промежуток времени перевести ТМПД в сбалансированное состояние. Эти токи хорошо аппроксимируют функции переходных процессов.

Третья группа – токи замедленной деполяризации ( $I_{st}$ ), направленные внутрь кардиомиоцита с медленным окончанием процесса. Функциональное назначение токов состоит в том, чтобы обеспечить приток кальция и поддержание его концентрации внутри цитоплазмы для развития процессов сжатия кардиомиоцита.

Эта группа токов включает в себя целый комплекс (составляющих) компонент деполяризующего тока: ток кальция L-типа, ток кальция T-типа.

Четвёртая группа – токи калия реполяризации ( $I_{so}$ ), направленные наружу, функциональное назначение которых состоит в контроле сбалансированного состояния ТМПД и изменение его длительности в зависимости от состояния кардиомиоцита: концентрации аденоzinтрифосфата (АТФ) и др. ионов.

Изменение поведения ионных токов во время развития фаз ТМПД является важным показателем при выявлении заболевания сердца. Получение новой диагностической информации открывает возможность анализа решения ОЗ ЭКГ на основе цифрового двойника сердца с учётом характерных особенностей ионных токов в процессе формирования ТМПД.

Таким образом, совместное использование в ССНЭКД поверхностного многоканального компьютерного ЭКГ картирования (ПК-ЭКГ) и детальной модели ионных токов позволяет проводить более подробное электрофизиологическое исследование (ЭФИ) сердца.

Такое ЭФИ сердца требует отдельного рассмотрения и выходит за рамки настоящего диссертационного исследования.

### **2.5.3. Способ диагностики критических состояний сердца**

Использование в ССНЭКД регистрации и обработки многоэлектродных ЭКС позволяет получить карты распределения потенциалов на поверхности эпикарда, являющиеся важным компонентом цифрового двойника сердца. Однако, располагая электрокардиосигналами, зарегистрированными и обработанными средствами предобработки, можно параллельно и оперативно определять характеристики критических состояний сердца, которые также предлагается включить в состав цифрового двойника сердца. Важность таких характеристик связана с выявлением возможных признаков заболеваний из категории внезапной сердечной смерти (ВСС), особенно среди людей, перенесших инфаркт миокарда. На рисунке 2.21 приведены факторы риска ВСС. Возможность диагностики заболеваний из

категории ВСС, может сыграть ключевую роль в спасении жизни пациента.

Признаки заболеваний из категории ВСС связаны с параметрами гемодинамики сердца [163]. Метод импедансной кардиографии недостаточно точен, особенно в патологических состояниях, к тому же определение только ударного и минутного объемов не дает полной информации о состоянии центральной гемодинамики. Методы ультразвуковой эхокардиографии обладают достаточной точностью и полнотой информации о состоянии центральной гемодинамики, однако они требуют значительных затрат времени, высококвалифицированных специалистов-диагностов, использования УЗИ-сканеров и не подходят для целей скрининговой электрокардиодиагностики.

Известны работы, основанные на представлении о том, что, зная временные интервалы распространения возбуждения по определенным отделам миокарда, можно определить расстояние, пройденное волнами деполяризации и реполяризации. На этом основании, путем моделирования сердца как правильной геометрической фигуры (упругий шар), можно определить по сигналам ЭКГ основные показатели гемодинамики важнейшего компонента сердечно-сосудистой системы – левого желудочка сердца [162, 163]. Проведенные в этих работах сравнения полученных данным методом показателей с показателями, полученными методом ультразвуковой эхокардиографии, показали высокую точность метода временных ЭКГ-интервалов.

На основе метода временных ЭКГ-интервалов кардиоцикла нами был предложен способ определения критических состояний сердца в рамках ССНЭКД.

На рисунке 2.22 приведена упрощенная схема алгоритма данный способ [26, 36]. Суть предлагаемого способа заключается в расширении функциональных возможностей ССНЭКД путем обеспечения возможности определения гемодинамически значимой аритмии (ГЗА).

Предвестником ГЗА служат, как врожденные, так и приобретенные формы удлинения интервала QT на ЭКС, являющиеся предикторами фатальных нарушений ритма, которые, в свою очередь, приводят к внезапной смерти больных. Длительность интервала QT зависит от частоты сердечных сокращений и пола

пациента. Поэтому используют не абсолютную, а корrigированную величину интервала QT, т.е. QT<sub>c</sub>, которую рассчитывают по формуле Базетта [198]:  $QT_c = k \cdot \sqrt{R_1 R_2}$ , где R<sub>1</sub>R<sub>2</sub> – интервал между соседними зубцами на ЭКС.



Рисунок 2.21 – Факторы риска ВСС

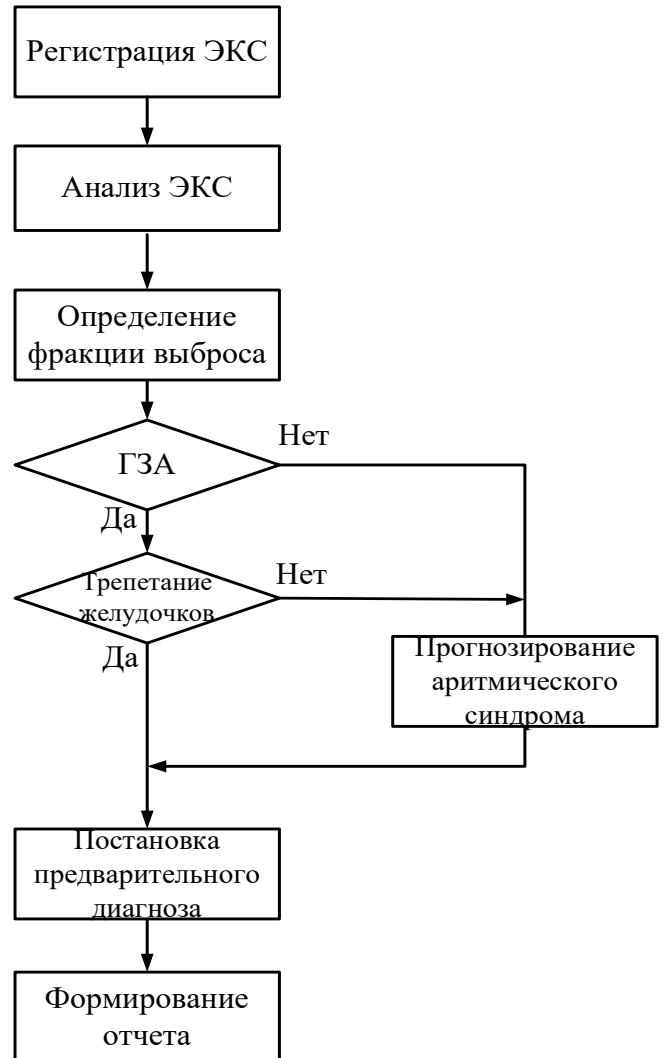


Рисунок 2.22 – Алгоритм определения критических состояний сердца

Для предварительной оценки ГЗА надо определить наличие удлинения интервала QT по факту выполнения неравенства:

$$k\sqrt{R_1 R_2} - QT > 0. \quad (2.25)$$

В случае выполнения данного неравенства предложено определить значение фактора выброса ФВ [163] по крайней мере для трех последовательных кардиоциклов, где

$$\Phi B = \frac{\text{КДО-КСО}}{\text{КДО}} \cdot 100. \quad (2.26)$$

Здесь КДО и КСО – конечный диастолический и систолический объем левого желудочка, соответственно, причем согласно геометрической модели сердца  $KDO = \frac{4}{3}\pi KDR^3$ ;  $KSO = \frac{4}{3}\pi KCP^3$ ;  $KDR$  и  $KCP$  – конечный диастолический и систолический размер левого желудочка, соответственно. Согласно подходу М.Ю. Сафонова [163] данные размеры определяются на основании временных ЭКГ-интервалов кардиоцикла:

$$KDR = (44,5 - 100 \cdot t_{RS}) \cdot (t_{QR} + t_{RS}) - 11 \cdot t_{RS}; \quad (2.27)$$

$$KCP = (44,5 - 100 \cdot t_{RS}) \cdot (t_{QR} + t_{RS}) \cdot \sqrt{\frac{1}{\sqrt[3]{\frac{t_{ST-T}}{t_{QRS}}}}} - 11 \cdot t_{RS} \cdot \sqrt[3]{\frac{t_{ST-T}}{t_{QRS}}}. \quad (2.28)$$

В соответствии со схемой алгоритма (рисунок 2.22), если имеется удлинение интервала QT (выполняется неравенство (2.27)) и, одновременно, для трех последовательных кардиоциклов имеется тахикардия и экстрасистолия и  $\Phi B < 50\%$ , то подтверждается ГЗА и необходима дефибрилляция. Если выполняется неравенство (2.27), и, в трех последовательных квадрициклах  $\Phi B \geq 50\%$ , то фиксируется отсутствие ГЗА и необходима реваскуляризация [152].

Существенно, что определение ГЗА предлагается осуществлять по результатам анализа ЭКС. Применение **только** электрокардиографического метода при определении ГЗА является отличительным признаком, позволяющим использовать предлагаемый способ в условиях скрининга.

Таким образом, включение в состав цифрового двойника сердца информации о предвестниках ГЗА позволяет в условиях скрининга определять критические состояния сердца, угрожающие жизни.

## Выводы по главе 2

1. Обоснован клиент-серверный подход к построению ССНЭКД, отличающийся использованием в клиентской части многоэлектродной регистрации

и помехоустойчивой передачи ЭКС, а в серверной части – использованием многопоточной обработки данных и цифрового двойника сердца, что позволяет в условиях скрининга определять электрофизиологические характеристики и распределения потенциалов на поверхности эпикарда и критические состояния сердца, угрожающие жизни [36].

2. Разработан способ многоэлектродной регистрации электрокардиосигналов [37] на основе жилета выбранного типоразмера с предустановленными электродами, надеваемого на торс пациента, и позволяющие быстрее и достовернее регистрировать множественные отведения электрокардиосигнала в условиях скрининга.

3. Представлена структура организации помехоустойчивой передачи данных в ССНЭКД, предложен способ формирования пакетов данных для передачи сигналов множественных кардиоотведений.

4. Проведена разработка требований к пропускной способности канала связи от клиентской к серверной части ССНЭКД. При использовании одноступенчатого кодека пропускная способность должна быть не менее 0,8 Мбайт/с. Предложена временная диаграмма для организации передачи структурированных данных на сервер.

5. Разработан цифровой двойник сердца [25, 35] включающий:  
а) эквивалентный электрический генератор сердца, позволяющий определить распределение электрического потенциала на поверхности эпикарда; б) характеристики для определения критического состояния сердца (гемодинамически значимая аритмия).

6. Предложен универсальный подход для работы с потоковыми интерфейсами и на основании тестирования проведена оценка выигрыша во времени при организации многопоточной обработки многоканальных ЭКС.

### 3. РАЗРАБОТКА СПОСОБОВ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ ОБРАБОТКИ И ПЕРЕДАЧИ МНОГОКАНАЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

#### 3.1. Алгоритм помехоустойчивой обработки ЭКС с использованием эмпирической модовой декомпозиции

##### 3.1.1. Постановка задачи

Принципиальной особенностью разработки систем неинвазивной электрокардиодиагностики является тот факт, что при регистрации и обработке ЭКС нет полного объема априорных сведений о свойствах сигналов и помех, т.е., имеет место априорная неопределенность сигнально-помеховой обстановки (СПО). Такая неопределенность обусловлена нестационарным поведением полезного сигнала и помех.

Результирующая помеха имеет априорно неизвестный спектр частот, перекрывающийся со спектром полезного сигнала (см. рисунок 1.13 [8]), поэтому ее устранение без искажения полезного сигнала представляет сложную задачу.

В настоящей работе помехоустойчивую обработку ЭКС предлагается проводить поэтапно. На первом этапе проводится предварительная фильтрация, подробно рассмотренная в п.2.2.2. По причинам, изложенным в п.1.4.3, предварительной фильтрации недостаточно для обеспечения достоверной диагностики и необходима цифровая фильтрация.

**Этап декомпозиции ЭКС** по ортогональным базисам является необходимым действием при цифровой фильтрации. При этом осуществляется оценка *текущей* помехи в пассивной фазе кардиоцикла (КЦ). Как и *все* процессы, КЦ состоит из активной фазы, включающей систолу и диастолу, и выраженной на ЭКС в виде комплекса PQRST и пассивной фазы, выраженной на ЭКС в виде ТР сегмента (см. рисунок 3.1).

Очевидно, что на ТР сегменте присутствует лишь помеха и её компенсация в течение последующего кардиоцикла поможет получить более «чистый» ЭКС. Существует ряд технических решений (Л.Ю. Кривоногов, Д.С. Логинов, О.В. Мельник, А.А. Михеев), обеспечивающих выделение информационных участков на ЭКС. В настоящей работе предлагается осуществлять разложение ЭКС

методом эмпирической модовой декомпозиции (ЭМД или EMD - empirical mode decomposition) [213].



Рисунок 3.1 – Выделение неинформативного участка ЭКС

На заключительном этапе помехоустойчивой обработки проводится подавление высокочастотных и низкочастотных составляющих помех, содержащихся в эмпирических модах (ЭМ) обрабатываемого ЭКС. При этом для контроля амплитудно-частотного состава ЭМ предлагается использовать преобразование Гильберта-Хуанга [213].

Предложенный метод помехоустойчивой обработки ЭКС путем разложений по параметрам исследуемого сигнала обеспечивает качественное подавление помех, на основе разделения в пространстве признаков информации о помехах и сигнале с последующим использованием только информации о сигнале. Подобный подход позволяет эффективно обнаруживать и классифицировать информативные участки сигнала (комплексы, зубцы, интервалы) и измерять их параметры с высокой точностью.

### 3.1.2. Общие свойства ЭМД, достоинства и особенности

В соответствии с [213], в результате ЭМД исходный ЭКС представляется в виде

$$x(t) = \sum_{i=1}^N I_{\text{mf}}^{(i)}(t) + res(t), \quad (3.1)$$

где  $I_{\text{mf}}^{(i)}(t)$  - ЭМ с номером  $i$ ;  $N$  – число ЭМ в разложении;  $\text{res}(t)$  – остаток разложения ЭМД. Параметром алгоритма ЭМД является погрешность разложения  $Tol$  (обычно  $Tol = 0,01\text{-}0,05$ ).

Базис, используемый при разложении ЭМД, конструируется непосредственно из регистрируемого ЭКС. Это позволяет учесть сложную внутреннюю структуру ЭКС и особенности, свойственные только этому регистрируемому ЭКС. Кроме адаптивности, базис в разложении ЭМД обладает и другими важными для практических приложений свойствами, он является:

- локальным, т.е. позволяет учитывать локальные особенности сигнала;
- законченным и сходящимся (сумма всех функций  $I_{\text{mf}}^{(i)}(t)$  и остатка равна исходному сигналу и не зависит от критериев останова итераций).

Эмпирические моды (ЭМ) при разложении методом ЭМД – это монокомпонентные составляющие сигнала, но вместо постоянной амплитуды и частоты, как в простой гармонике, они имеют меняющуюся во времени амплитуду и частоту. ЭМ не имеют строгого аналитического описания, но должны удовлетворять двум условиям [19]:

- общее число экстремумов и число пересечений нуля должны отличаться не более чем на единицу;
- среднее значение двух огибающих – верхней, интерполирующей локальные максимумы, и нижней – интерполирующей локальные минимумы должно быть приближенно равно нулю [213].

Усеченный метод ЭМД с ограниченным количеством ЭМ является компактным, экономным по затратам памяти. Он особенно перспективен, когда: а) в ССНЭКД регистрируются многоканальные ЭКС; б) требуется обработать выбранный кардиологом кардиоцикл или группу кардиоциклов.

Следует учитывать возможные трудности, связанные с использованием ЭМД:

- обработка реальных ЭКС показывает, что строгой ортогональности между ЭМ не получается: энергия ЭКС лишь приближенно равна сумме энергий эмпирических мод этого сигнала;

- восстановленный ЭКС можетискажаться от наложения спектров мод [8];
- при сравнительно небольших вариациях времени анализа, погрешности разложения  $Tol$ , уровня помехи может происходить «перетекание» энергии между соседними модами и может меняться число мод  $N$ .

На рисунке 3.2 приведена схема классического алгоритма ЭМД [19].

В схеме алгоритма используются следующие обозначения:  $x(t)$  – исходный ЭКС;  $[t_1, t_{\max}]$  – длительность интервала регистрации ( $t$  – дискретное время);  $r_i(t)$  – остаток на  $i$ -ом шаге декомпозиции ( $i$  – номер ЭМ,  $i \in [1, v]$ );  $g_{ij}(t)$  – промежуточный результат при выделении монокомпонентных составляющих на  $j$ -ом шаге декомпозиции ( $j$  – номер приближения к ЭМ);  $c_j(t)$  – выделенные ЭМ; верхняя  $u_{ij}(t)$  и нижняя  $d_{ij}(t)$  огибающие на  $j$ -ом шаге декомпозиции.

Схема алгоритма декомпозиции ЭКС на эмпирические моды содержит следующие действия (см. рисунок 3.2).

Действие 1 – начало.

Действие 2 – загрузка  $x(t)$  и присвоение переменным начальных значений (инициализация)  $i = 1$ ,  $r_i(t) = x(t)$ ,  $t \in [t_1, t_{\max}]$ .

Действие 3 – присвоение переменным начальных значений  $j = 1$ ,  $g_j(t) = r_i(t)$ .

Действие 4 – определение локальных экстремумов по заданным правилам.

Действие 5 – вычисление верхней  $u_{ij}(t)$  и нижней  $d_{ij}(t)$  огибающих с помощью кубической сплайн-интерполяции по найденным локальным экстремумам.

Действие 6 – вычисление среднего значения огибающих (локального тренда) в соответствии с выражением:

$$m_{ij}(t) = \frac{a_{ij}(t) + b_{ij}(t)}{2}. \quad (3.2)$$

Действие 7 – получение приближения к ЭМ, которое заключается в вычитании локального тренда из результата, полученного на предыдущем шаге декомпозиции:

$$g_{ij+1} = g_{ij}(t) - m_{ij}(t). \quad (3.3)$$

Действие 8 – проверка приближения к ЭМ  $g_{j+1}(t)$  на соответствие условию выхода  $\delta_{ij} < \delta_{\text{пор}}$ . По мере увеличения количества итераций функции  $m_j(n)$  и  $g_{ij+1}(n)$ , стремятся к неизменяемой форме. С учетом этого, естественным критерием останова итераций приближения к очередной ЭМ является установка определенного порога  $\delta_{\text{пор}}$  по среднеквадратической разности между двумя результатами последовательных операций приближения, определяемой как:

$$\delta_{ij} = \sum_{n=1}^{n_{\max}} \frac{(g_{ij-1}(t) - g_{ij}(t))^2}{g_{ij-1}^2(t)}. \quad (3.4)$$

Если  $\delta_{ij} > \delta_{\text{пор}}$ , то условие выхода не удовлетворено и тогда выполняется итерация  $j = j + 1$  (действие 9) и переход к действию 4 для вычисления следующего (более точного) приближения к ЭМ. Если  $\delta_{ij} < \delta_{\text{пор}}$  то условие выхода удовлетворено, при этом условии выделяется эмпирическая мода  $c_i(t) = g_{ij}(t)$  (действие 10).

Действие 11 – исключение полученной ЭМ из состава сигнала для оставления в нем более низкочастотных составляющих:

$$r_{i+1}(t) = r_i(t) - c_i(t). \quad (3.5)$$

Действие 12 – проверка выделенной компоненты  $r_{i+1}(t)$  на соответствие критерию останова 2, который заключается в следующем. Если количество осцилляций (пересечений нуля)  $K$  больше порогового значения  $K > C_{\text{пор}}$  ( $C_{\text{пор}}$  обычно равно 2), то осуществляется переход к блоку 3 с итерацией  $i = i + 1$  (действие 13). При этом компонента  $r_{i+1}(t)$  обрабатывается как новые данные с вычислением следующей ЭМ. Если  $K \leq C_{\text{пор}}$ , то процесс декомпозиции закончен, переход к действию 14.

Действие 14 – получение декомпозиции ЭКС на эмпирические моды

$$x(t) = \sum_{i=1}^{V-1} c_i(t) + r_V(t), \quad (3.6)$$

где  $c_i(t)$  – набор эмпирических мод;  $r_V(t)$  – глобальный тренд исходного ЭКС  $x(t)$ , который дальнейшему разложению не подлежит (поскольку у него отсутствует экстремумы, используемые при конструировании огибающих).

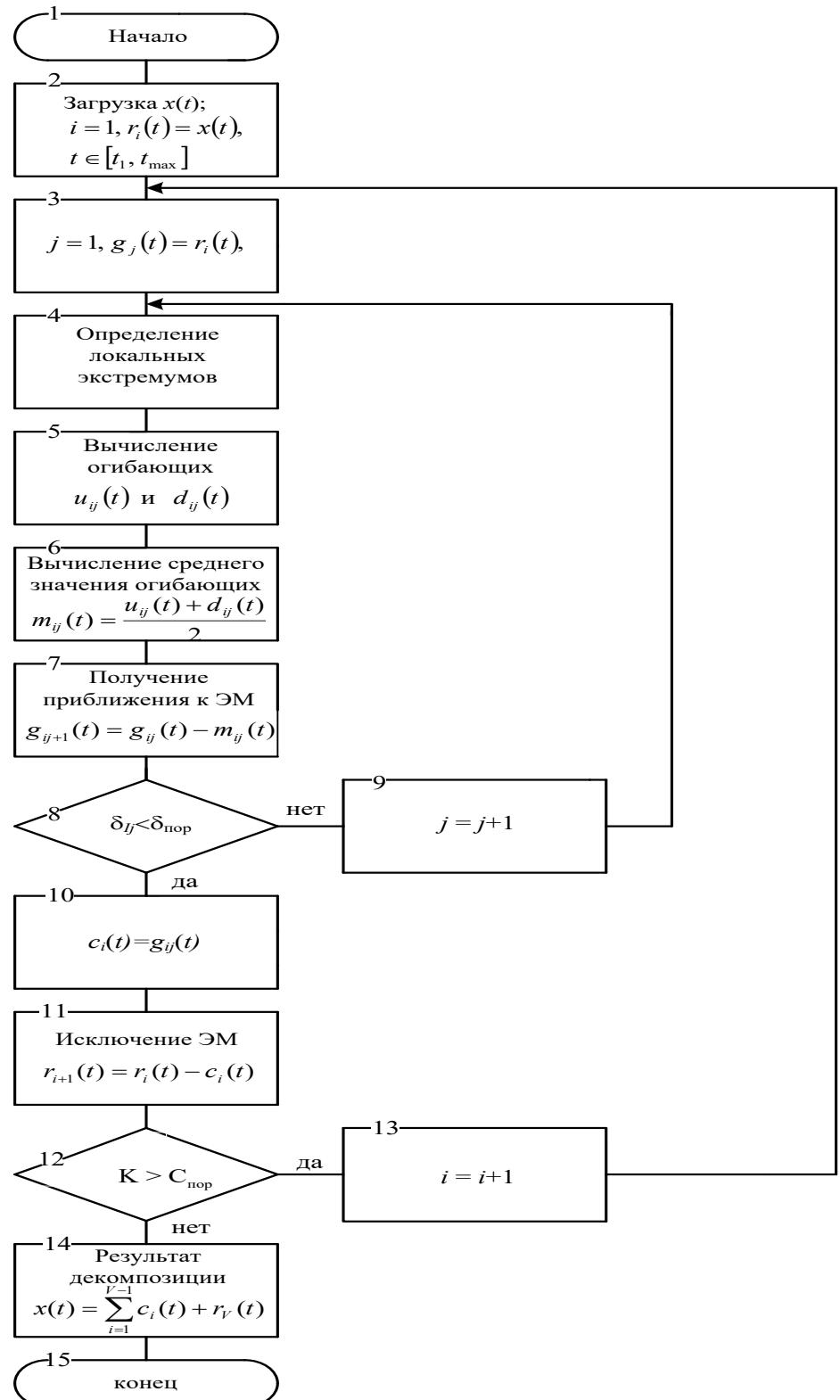


Рисунок 3.2 – Схема классического алгоритма ЭМД

Действие 15 – конец.

При этом каждая эмпирическая мода  $c_i(t)$  имеет характерный временной масштаб осцилляций, который убывает с ростом её номера  $i$ , а общее количество ЭМ, полученных в результате разложения сигнала, зависит от количества отсчетов входного сигнала, наличия различных помех и их интенсивности.

**Преобразование Гильберта-Хуанга**, кроме ЭМД включает алгоритм формирования спектра Гильберта [8] по полученным эмпирическим модам. Для каждой ЭМ  $c_i(t)$  в (3.6) рассчитываются огибающие  $A_i(t)$  и мгновенные частоты  $\omega_i(t)$ . Тогда анализируемый сигнал  $x(t)$  выражается следующим образом [101]:

$$x(t) = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^N A_i(t) \exp \left[ j \int \omega_i(t) dt \right] \right\}, \quad (3.7)$$

где  $A_i(t)$ ,  $\omega_i(t)$  – мгновенные гильбертовы амплитуды и частоты для  $i$ -ой ЭМ. При использовании квадратичной формы для амплитуды переходят ко мгновенной гильбертовой энергии для  $i$ -ой ЭМ:  $e_i(t) = A_i^2(t)$  [213]. Тогда для каждой ЭМ рассматривают частотно-временное распределение энергии – поверхность энергетической плотности [101].

### 3.1.3. Подавление ВЧ помех

К ВЧ помехам будем относить ВЧ шумы аппаратуры, а также, особенно в случае усиления биопотенциалов – сетевую помеху. ВЧ помехи содержатся в первых ЭМ (в основном в первой и второй). Для подавления ВЧ помех эффективной является нелинейная пороговая (thresholding) обработка выбранных ЭМ [98]. Наибольший интерес представляет обработка Nonnegative Garrote [206] – нелинейная неотрицательная пороговая фильтрация (ННПФ).

Фильтрованная мода при этом определяется по формуле:

$$\tilde{I}_{\text{mf}}(t) = \begin{cases} I_{\text{mf}}(t) \left( 1 - \left( \frac{p}{I_{\text{mf}}(t)} \right)^2 \right), & |I_{\text{mf}}(t)| > p; \\ 0, & |I_{\text{mf}}(t)| \leq p. \end{cases} \quad (3.8)$$

где  $I_{mf}(t)$  - исходная ЭМ,  $\tilde{I}_{mf}(t)$  - фильтрованная ЭМ,  $p$  – порог. В соответствии с данной формулой в области малых по модулю значений ЭМ  $|I_{mf}(t)| < p$  (типичная ситуация в области ТР интервала) должно происходить полное подавление ЭМ, а в области зубцов ЭКС – плавное (soft thresholding) нелинейное подавление ЭМ. Если применять жесткое подавление, например, когда в области  $|I_{mf}(t)| > p$  имеем  $\tilde{I}_{mf}(t) = I_{mf}(t) - p$ , то неизбежно появление скачков ЭКС при переходе от одной области к другой [89].

На рисунке 3.3 представлен фрагмент реального ЭКС с униполярного грудного отведения, на рисунке 3.4 – фильтрованный по 1-ой моде ЭКС, на рисунке 3.5 – фильтрованный по 1 и 2 модам ЭКС.

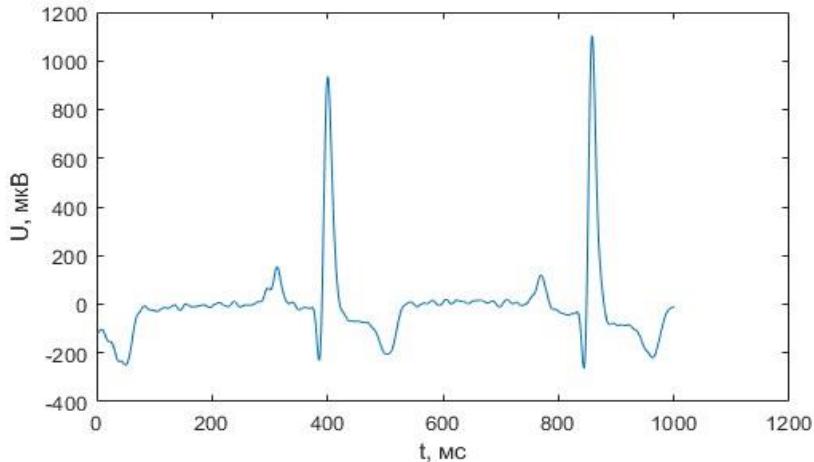


Рисунок 3.3 – Фрагмент ЭКС с униполярного грудного отведения

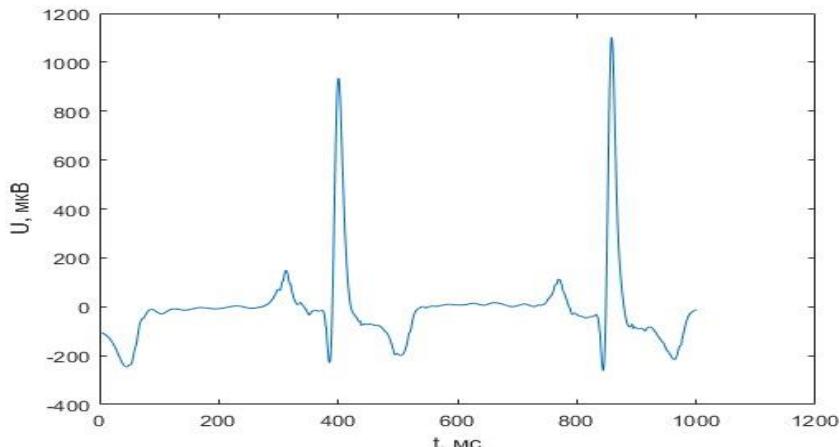


Рисунок 3.4 – Фрагмент ЭКС, фильтрованный по 1-ой моде

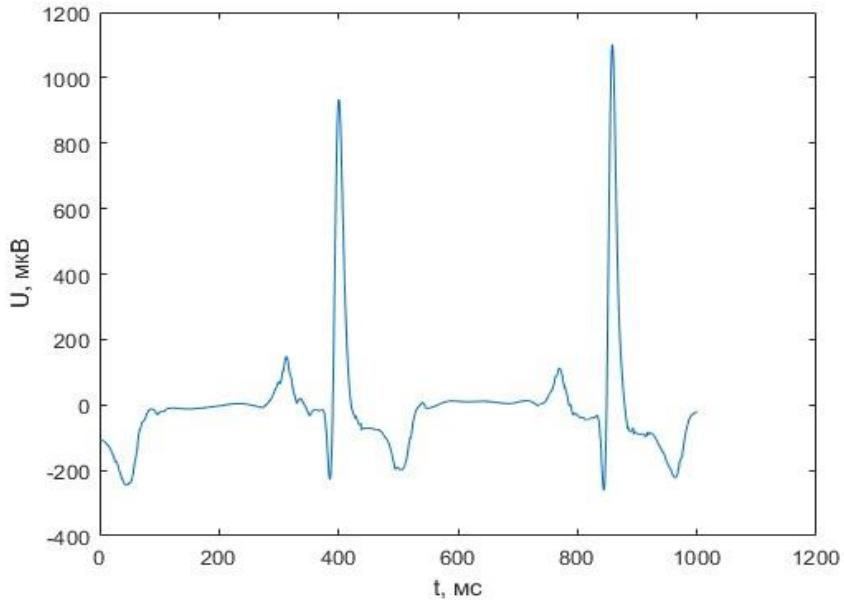


Рисунок 3.5– Фрагмент ЭКС, фильтрованный по 1 и 2 моде

Для оценки погрешности ВЧ фильтрации было проведено исследование [89] влияния выбора порога в процедуре ННПФ на среднеквадратическое значение ошибки фильтрации  $R_{\text{ms}} = \frac{1}{\sqrt{n}} \|x_0(t) - \tilde{x}(t)\|$ , где  $\tilde{x}(t)$  - отфильтрованный сигнал,  $x_0(t)$

– исходный реальный ЭКС, предварительно очищенный от помех. При этом фильтрации подвергался сигнал

$$x(t) = x_0(t) + A \sin(2\pi f_{\text{ном}} t), \quad (3.9)$$

с добавленной синусоидальной помехой с частотой  $f_{\text{ном}} = 50$  Гц. Отфильтрованный по 1-ой и 2-й моде сигнал определялся по формуле:

$$\tilde{x}_{1,2}(t) = x(t) + (\tilde{I}_{\text{mf}}^{(1)}(t) - I_{\text{mf}}^{(1)}(t)) + (\tilde{I}_{\text{mf}}^{(2)}(t) - I_{\text{mf}}^{(2)}(t)), \quad (3.10)$$

где  $I_{\text{mf}}^{(i)}(t)$  –  $i$ -я ЭМ (см. (3.6));  $\tilde{I}_{\text{mf}}^{(i)}(t)$  – отфильтрованная  $i$ -я ЭМ, фильтрация осуществлялась в соответствии с преобразованием (3.8).

На рисунке 3.6 представлена зависимость среднеквадратической ошибки фильтрации  $R_{\text{ms}}$  от уровня нормированного порога  $p/A$  при различных отношениях сигнал/помеха  $q = \frac{u_{\text{max}}}{A}$ , где  $u_{\text{max}}$  – максимальное значение ЭКС на R-зубце. При оптимальном уровне порога ( $p \approx A$ )  $R_{\text{ms}} = (0,15 - 0,8)A$ , причем эффективность

повышается при уменьшении отношения сигнала/помеха. Так, при  $u_{\max} = 1000$  мкВ и  $A = 100$  мкВ среднеквадратическая ошибка составляет менее 15 мкВ.

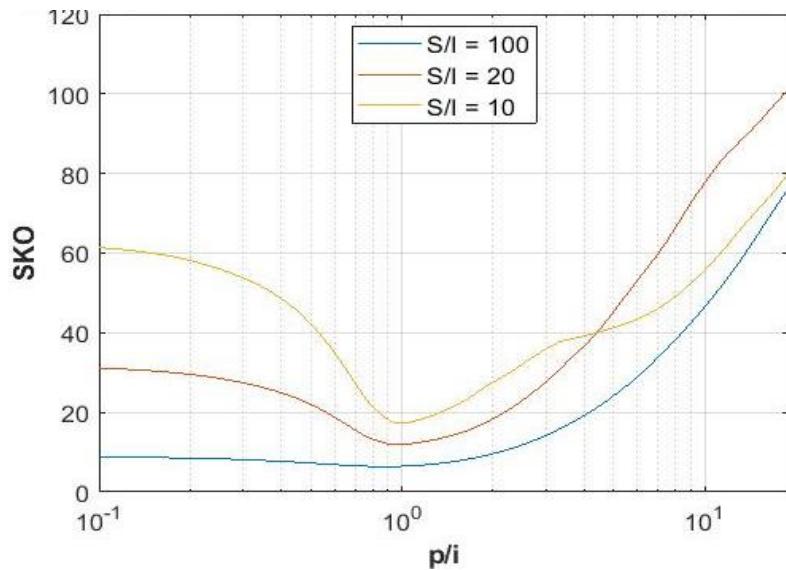


Рисунок 3.6 – Зависимость среднеквадратичного отклонения от нормированного порога

В качестве примера на рисунке 3.7 представлен ЭКС с сетевой помехой при отношении сигнал/помеха  $q = 20$ . На рисунке 3.8 представлен ЭКС с отфильтрованной 1-ой модой, а на рисунке 3.9 – с отфильтрованными 1-ой и 2-ой ЭМ. В обоих случаях выбирался порог  $p_1 = A = 50$  мкВ.

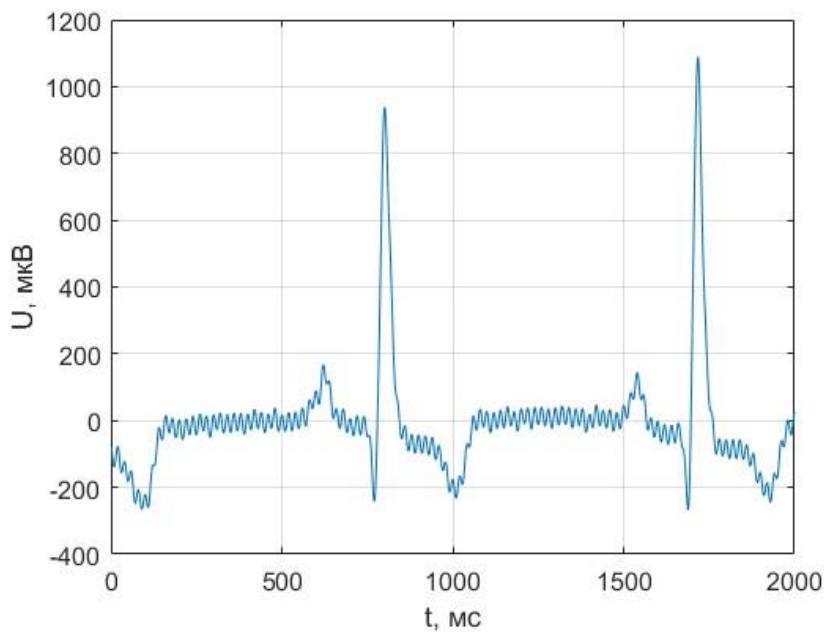


Рисунок 3.7 – ЭКС с сетевой помехой при отношении сигнал/помеха = 20

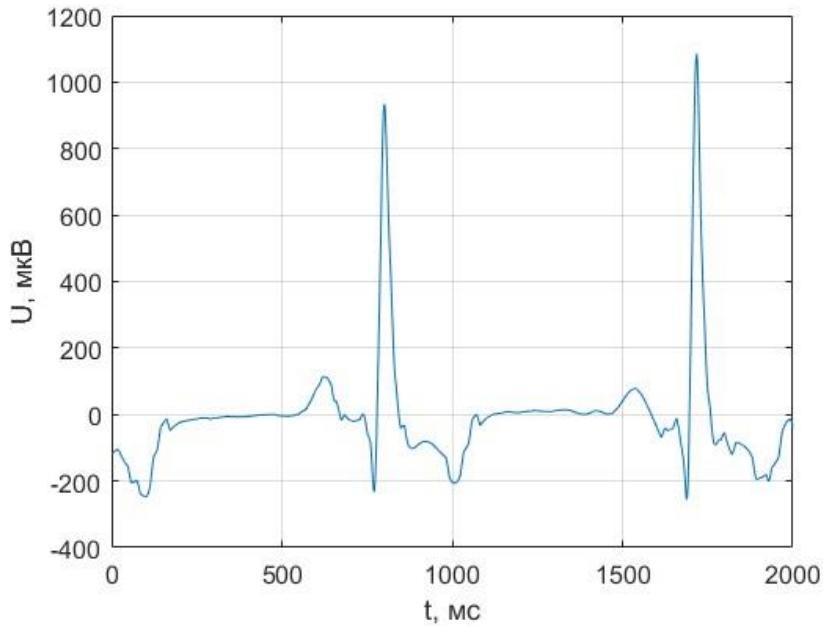


Рисунок 3.8 – ЭКС с отфильтрованной 1-ой модой

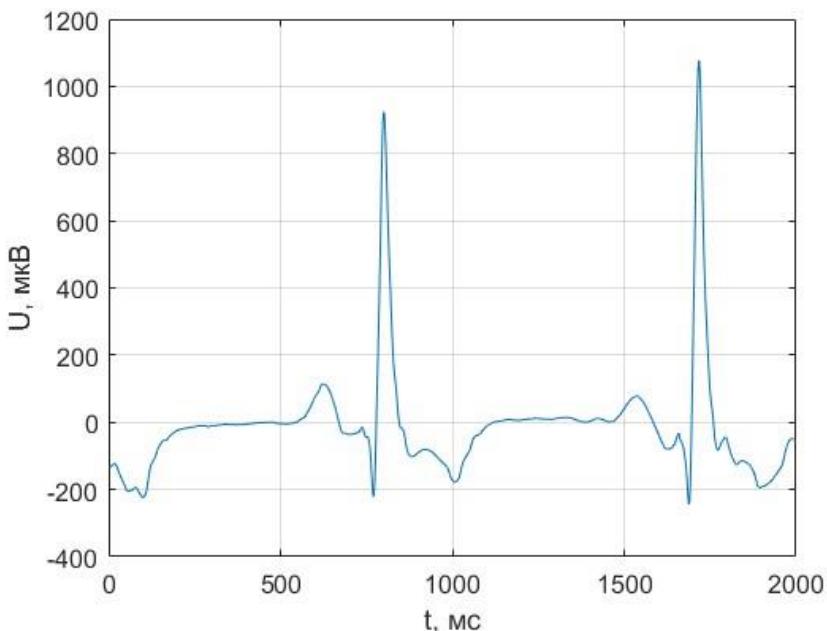


Рисунок 3.9 – ЭКС с отфильтрованными 1-ой и 2-ой модой

Видно, что на рисунке 3.9 сетевая помеха подавлена практически полностью, а на рисунке 3.8 по сравнению с рисунком 3. 9 выбраны оставшиеся мелкие неоднородности.

Для наглядности на рисунке 3.10 представлен спектр среднеквадратических значений ЭМ (среднеквадратическая гильбертова энергия ЭМ) с сетевой помехой до фильтрации, а на рисунке 3.11 – после фильтрации.

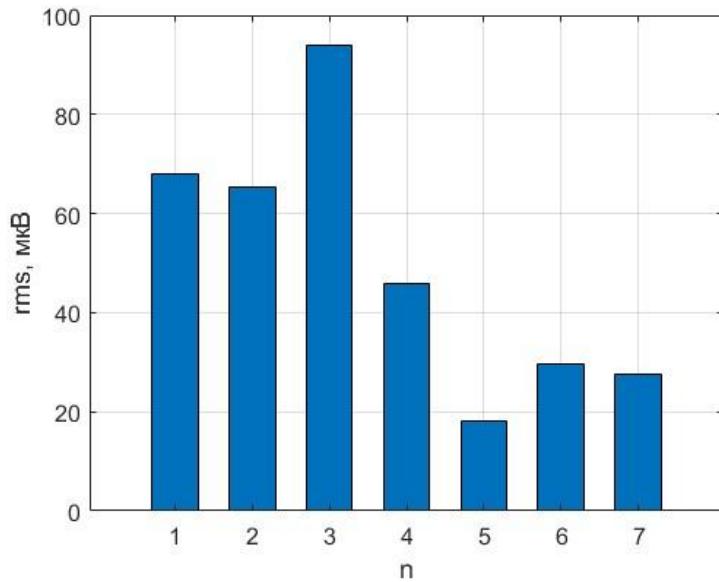


Рисунок 3.10 – Спектр среднеквадратических значений ЭМ с сетевой помехой до фильтрации

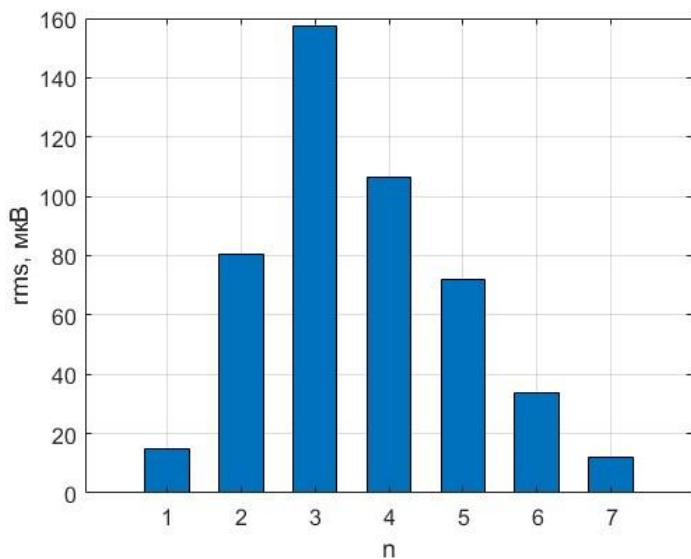


Рисунок 3.11 – Спектр среднеквадратических значений ЭМ с сетевой помехой после фильтрации

Можно отметить, что в результате подавления сетевой помехи при нелинейной пороговой фильтрации уровень 1-ой ЭМ существенно уменьшился. Уровень 2-ой ЭМ практически не изменился – наблюдается явление перетекания энергии между модами, так как возросла энергия 3-ей моды, по которой фильтрация не проводилась.

На рисунке 3.12, показан в качестве примера исходный ЭКС, очищенный от помех, а на рисунке 3.13 – ЭКС, характеризующийся добавленной синусоидальной

помехой с частотой 50 Гц и амплитудой  $A_1 = 44$  мкВ и синусоидальной помехой с частотой 100 Гц и амплитудой  $A_2 = 22$  мкВ. При этом получались отношения

$$\text{сигнал/помеха } q_1 = \frac{u_{\max}}{A_1} = 22,7; q_2 = \frac{u_{\max}}{A_2} = 45,4, \text{ где } u_{\max} = u_{R_{\max}} - \text{ высота R}$$

зубца. На рисунке 3.14 представлен для данного случая результат нелинейной пороговой фильтрации по 1-ой и 2-ой ЭМ, причем фильтрация осуществлялась в соответствии с преобразованием (3.8), задавались пороги  $p_i = A_i$ . На рисунках 3.15 – 3.17 показаны распределения медианных гильбертовых частот по эмпирическим модам – до добавления помех, с помехами и после фильтрации, соответственно.

Видно, что в сигнале с высокочастотными помехами (рисунок 3.16) 1-ая и 2-я ЭМ характеризуются медианными гильбертовыми частотами  $f_{\text{мед}}^{(i)} > 20$  Гц. Это нетипично для ЭКС, очищенного от помех (рис. 3.15). Также можно отметить, что средние гильбертовы частоты, а также вид ЭКС до добавления помех и после фильтрации соответствуют друг другу. СКО между исходным ЭКС без помех и восстановленным ЭКС составило 13 мкВ.

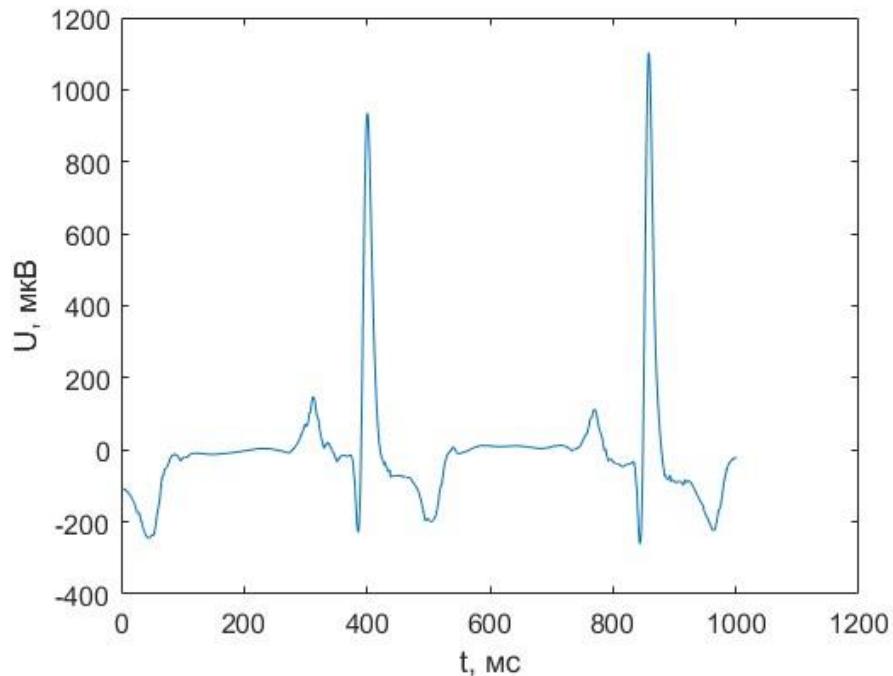


Рисунок 3.12 – Исходный ЭКС до добавления помех

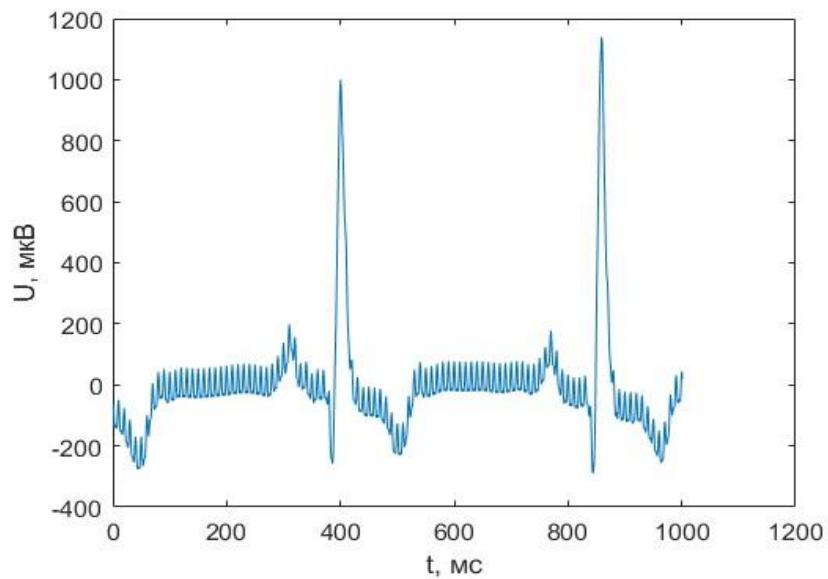


Рисунок 3.13 – Исходный ЭКС после добавления помехи

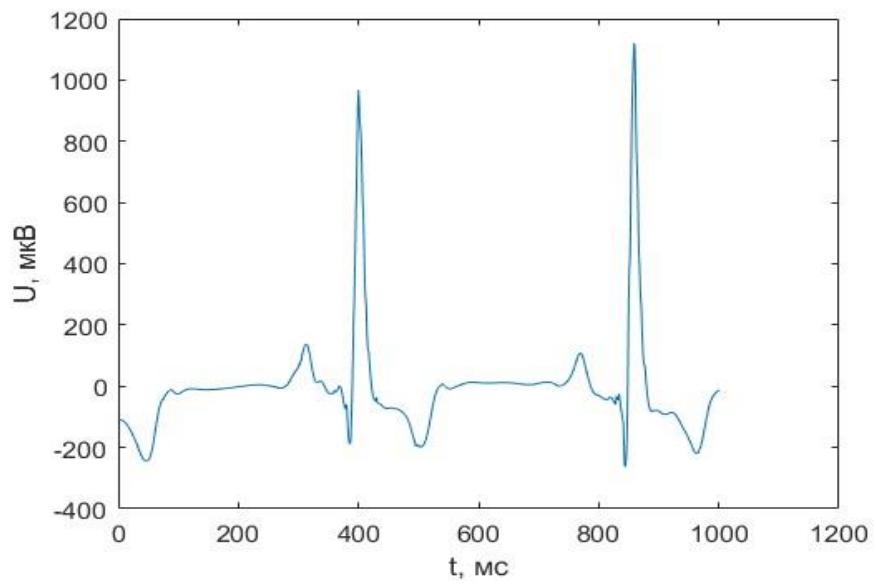


Рисунок 3.14 – Восстановленный ЭКС

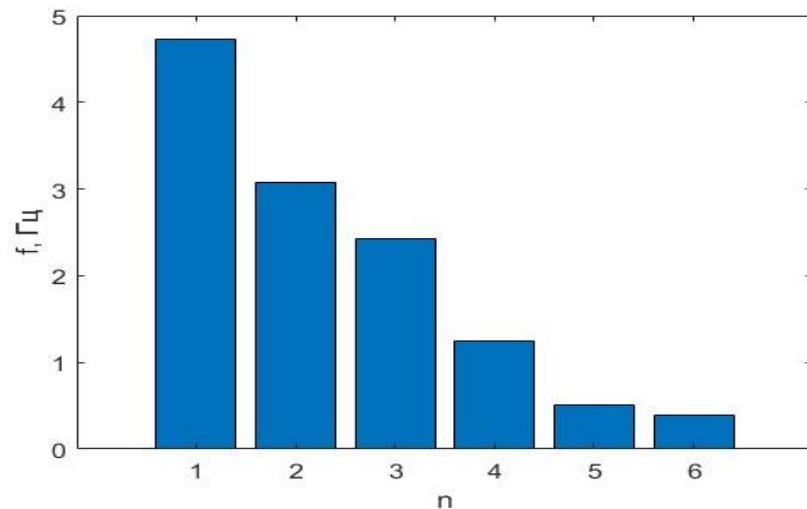


Рисунок 3.15 – Распределения медианных Гильбертовых частот по эмпирическим модам до добавления помех

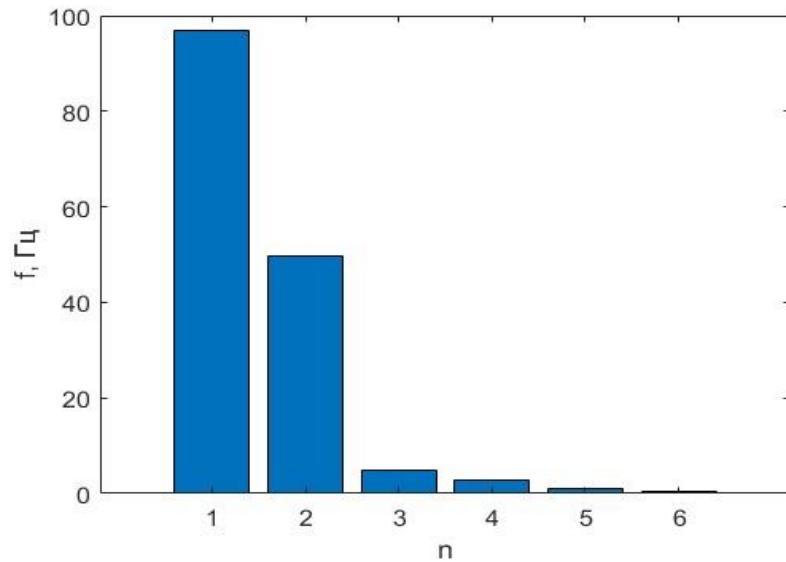


Рисунок 3.16 – Распределения медианных Гильбертовых частот по эмпирическим модам после добавления помех

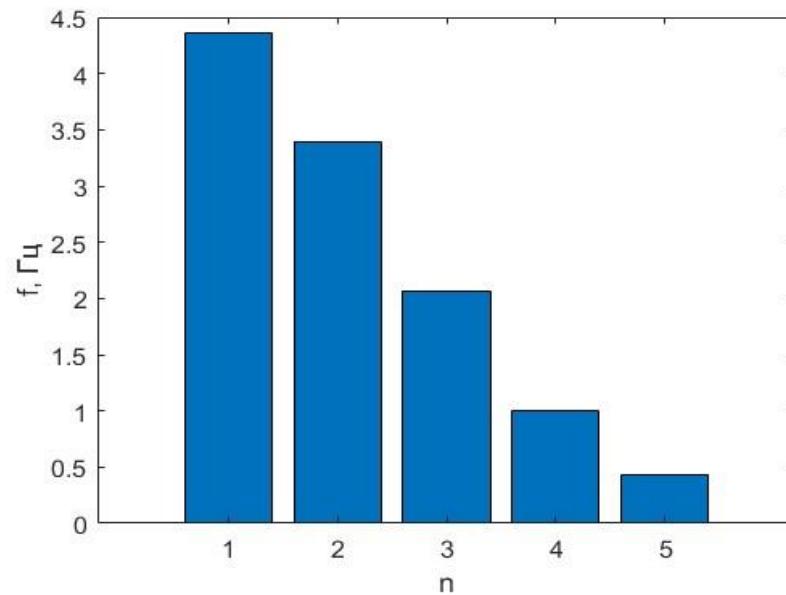


Рисунок 3.17 – Распределения медианных Гильбертовых частот по эмпирическим модам после фильтрации

Представленные примеры позволяют сделать следующие выводы (рекомендации).

1. Эффективность ННПФ  $i$ -ой ЭМ  $I_{mf}^{(i)}(t)$  зависит от порога  $p_i$  и от соотношения, характеризующего вклад помехи в данную ЭМ:  $s_i = \frac{E_{\text{TP}}^{(i)}}{E_i}$ , где  $E_{\text{TP}}^{(i)}$  – энергия ВЧ помехи в  $i$ -ой ЭМ с энергией  $E_i = \|I_{mf}^{(i)}\|^2$ , определенная на интервале ТР

– интервале сердечной диастолы между завершением текущего Т зубца и началом Р зубца следующего кардиоцикла:  $E_{TP}^{(i)} = \left( \left\| I_{mf}^{(i)} \right\|^2 \right) \Big|_{t \in TP}$ . Для эффективной ВЧ фильтрации требуется, чтобы  $s_i \ll 1$  или  $s_i < 1$ . Так как помеха высокочастотная, то ее интервал корреляции существенно меньше интервала анализа сигнала:  $\tau_{\text{кор П}} \ll T_{\text{ан}}$ . В соответствии с выводом по рис. 3.6 оптимальный порог определяется уровнем среднеквадратического значения ВЧ помехи на ТР интервале:

$$p_i = \sqrt{\frac{E_{TP}^{(i)}}{n_{TP}}}, \quad (3.11)$$

где  $n_{TP}$  – число отсчетов ЭКС на ТР-интервале.

2. Признаком, характеризующим наличие заметной сетевой помехи, является величина медианной Гильбертовой частоты:  $f_{\text{med}}^{(i)} > 20$  Гц, где

$$f_{\text{med}}^{(i)} = \text{median}(f^{(i)}), \quad (3.12)$$

где  $f^{(i)} = [f_1^{(i)}, f_2^{(i)} \dots f_N^{(i)}]$  – массив частот по  $i$ -ой ЭМ после преобразования Гильberta-Хуанга. Данное условие коррелировано с признаком малого относительного разброса гильбертовых частот по  $i$ -ой ЭМ:  $f_{\text{med}}^{(i)} > 2\sigma_{f^{(i)}}$ , где  $\sigma_{f^{(i)}}$  – СКО массива частот  $f^{(i)}$ .

3. Эмпирические моды «привязаны» по фазе к анализируемому отрезку ЭКС, что исключает фазовые искажения при восстановлении ЭКС.

4. При ограничении числа мод и погрешности разложения  $\text{Tol}$  затраты на обработку и восстановление ЭКС в усеченном алгоритме ЭМД существенно уменьшаются, что позволяет значительно уменьшить вычислительные затраты при реализации разложения и реализовать фильтрацию ЭКС в реальном времени.

5. В усеченном алгоритме ЭМД эмпирические моды нестрого ортогональны. Это приводит к явлению «перетекания» энергии между модами и должно учитываться при восстановлении ЭКС по результатам фильтрации ЭМ.

### 3.1.4. Подавление НЧ помех

Подавление НЧ помехи эффективно, если интервал корреляции помехи  $\tau_{\text{кор П}}$  существенно превышает величину интервала корреляции полезного выделяемого сигнала:

$$\tau_{\text{кор П}} \gg \tau_{\text{кор полезн.}} \quad (3.13)$$

Причина условия (3.13) заключается в том, что полезный сигнал является квазислучайным процессом и при выполнении условия  $\tau_{\text{кор П}} \leq \tau_{\text{кор полезн.}}$  его низкочастотные компоненты в эмпирических модах присутствуют наравне с компонентами помехи. В случае электрокардиосигнала его низкочастотные компоненты присутствуют и на интервале диастолы сердца ТР, поэтому для НЧ фильтрации необходимо выполнение условия [89]

$$T_{\text{AH}} > T_{\text{RR}} , \quad (3.14)$$

где  $T_{\text{RR}}$  – интервал между соседними R зубцами. При этом сильное неравенство  $T_{\text{AH}} \gg (T_{\text{RR}}, f_{\text{П}}^{-1})$  нежелательно, так как в результате: а) заметно увеличивается время выполнения ЭМД; б) компоненты низкочастотных помех начинают распределяться по многим ЭМ, что усложняет фильтрацию.

Представляет интерес подавление низкочастотного дрейфа потенциала, когда частота дрейфовой компоненты  $f_{\text{др}} < 0,2 \text{ Гц}$  и удовлетворяет условию

$$\frac{1}{f_{\text{др}}} > T_{\text{RR}} . \quad (3.15)$$

На рисунке 3.18 показан фрагмент ЭКС с низкочастотной помехой, а на рисунке 3.19 – результат фильтрации данного ЭКС путем вычитания последней ЭМ ( $N = 6$ ) и остатка.

Из рисунка 3.18 и рисунка 3.19 следует, что НЧ дрейф в целом удален. В рассматриваемом случае помеха сосредоточена в основном в 6-ой моде (см. распределение энергий по модам на рисунке 3.20). При этом средняя гильбертова частота для данной моды составляет около 0,11 Гц (согласно расчетам, а также см.

рисунок 3.21), это подтверждается рисунком 3.18, на котором половина периода помехи составляет около 2500 отсчетов, т.е. 5 с (частота дискретизации 500 Гц).

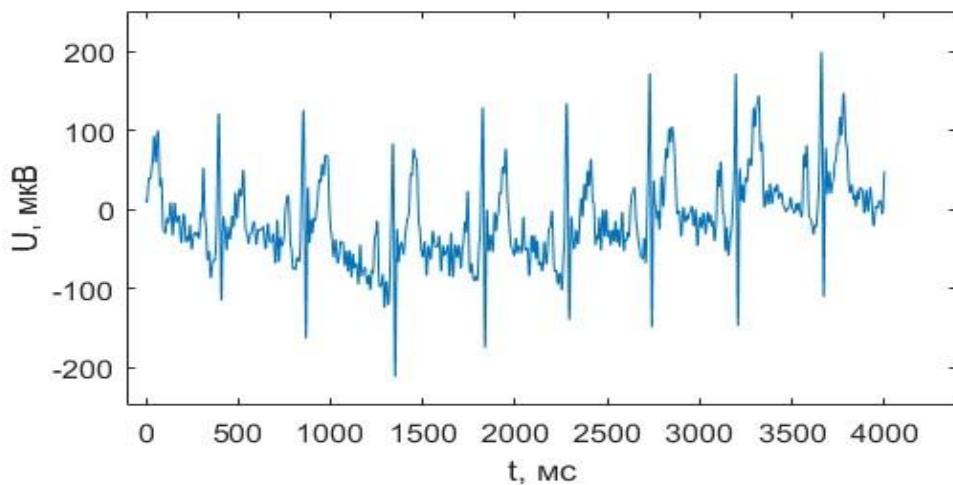


Рисунок 3.18 – Фрагмент ЭКС с низкочастотной помехой

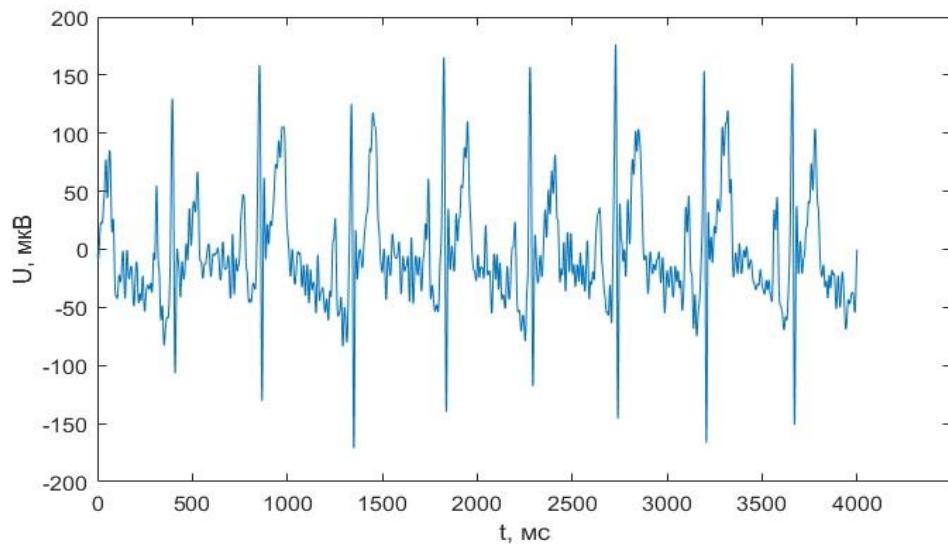


Рисунок 3.19 – Результат фильтрации ЭКС путем вычитания последней моды

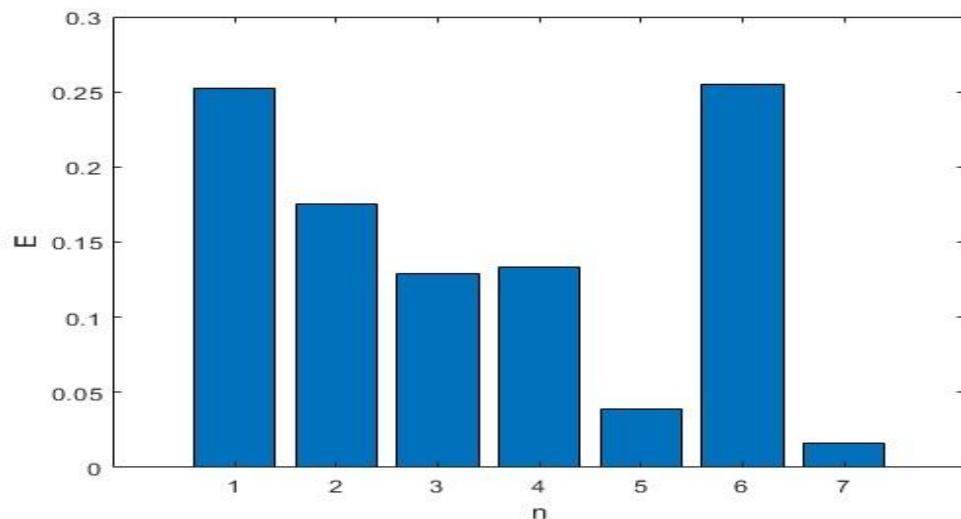


Рисунок 3.20 – Распределение энергии по модам до фильтрации

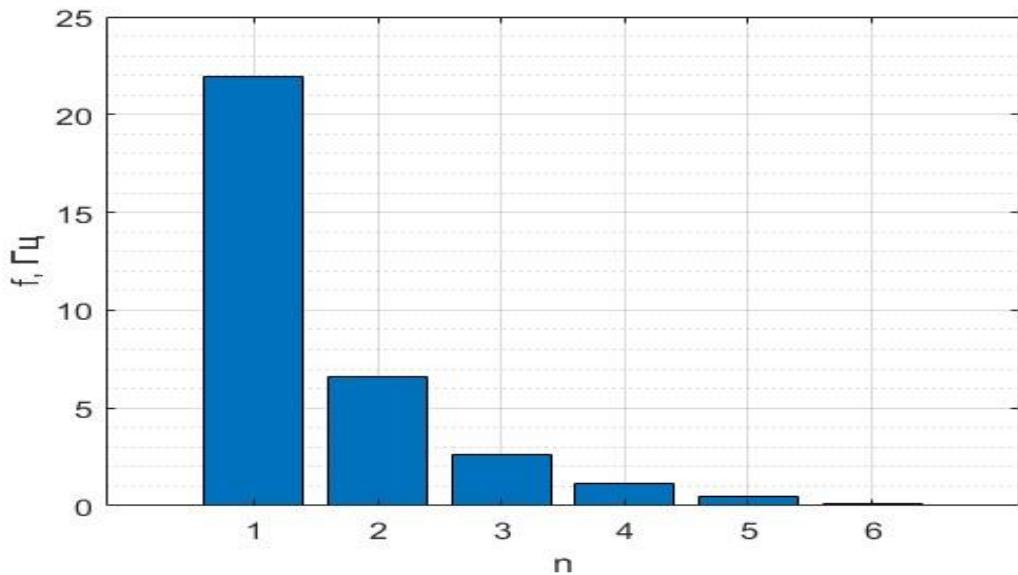


Рисунок 3.21 – Средняя гильбертова частота

В представленной на рисунке 3.19 ситуации  $T_{AH} \approx 8T_{RR}$ , дрейф в целом подавлен. Однако на отдельных кардиоциклах (3-й, 5-й и др.) дрейф остался, что может затруднять анализ электрической активности сердца на этих временных отрезках. Причина в том, что оставшийся дрейф содержится в ЭМ со средними номерами, в которых также присутствует информация об ЭКС.

В данной ситуации в рамках условий формулы (3.14) и формулы (3.15) предлагается выбирать временной интервал анализа:

$$T_{AH} = t_{bP}^{(j+1)} - t_{eT}^{(j-1)}, \quad (3.16)$$

где  $t_{bP}^{(j+1)}$  – момент начала Р зубца на  $(j+1)$ -ом кардиоцикле;  $t_{eT}^{(j-1)}$  – момент конца Т зубца на  $(j-1)$ -ом кардиоцикле. При этом интервал анализа

$$T_{AH} = T_{RR} + T_{TP}. \quad (3.17)$$

Поскольку интервал ТР составляет 0,1-0,2 с, то  $T_{AH} \approx (1,15 - 1,3)T_{RR}$ . С учетом условия (3.16) интервал анализа включает ТР интервалы, расположенные до и после анализируемого кардиоцикла. В данном случае, как показывают исследования, ЭМД-разложение содержит практически только компоненту дрейфа в остатке residual и иногда – в последней ( $N-1$ )-ой ЭМ.

Для оценки эффективности НЧ фильтрации в рамках условия (3.16) предлагается использовать  $Rms$  – среднеквадратическое значение ошибки фильтрации и  $K_{dr}$  – изменение коэффициента дрейфа ЭКС на интервале анализа:

$$K_{\text{ДР}} = \frac{|\bar{u}_{eT}^{(j-1)} - \bar{u}_{bP}^{(j+1)}|}{u_{R \text{ max}}} = \frac{\Delta \bar{u}}{u_{R \text{ max}}}, \quad (3.18)$$

где

$$\bar{u}_{eT}^{(j-1)} = \frac{1}{n} \sum_{t=t_{eT}}^{t_{eT} + \Delta t} u^{(j-1)}(t); \quad \bar{u}_{bP}^{(j+1)} = \frac{1}{n} \sum_{t=t_{bP} - \Delta t}^{t_{bP}} u^{(j+1)}(t) \quad (3.19)$$

— усредненные (для уменьшения вклада ВЧ помех) на интервале  $\Delta t \approx 5$  мс значения ЭКС в начале и в конце области анализа ;  $n$  – количество отсчетов ЭКС на данном интервале;  $\Delta \bar{u}$  – изменение ЭКС на выбранном интервале;  $u_{R \text{ max}}$  – максимальное значение ЭКС на R зубце.

Среднеквадратическое значение ошибки фильтрации определяется аналогично предыдущему:

$$Rms = \frac{1}{\sqrt{n}} \|x_0(t) - \tilde{x}(t)\| = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (x_0(t_j) - \tilde{x}(t_j))^2}, \quad (3.20)$$

где  $x_0(t)$  – исходный ЭКС с заданным коэффициентом дрейфа  $K_{\text{ДР вх}}$ ;  $\tilde{x}(t)$  – отфильтрованный ЭКС с коэффициентом дрейфа  $K_{\text{ДР вых}}$ .

Особенностью НЧ фильтрации на кардиоцикле является то, что основная компонента дрейфа содержится в остатке  $\text{residual}(t)$ . Однако анализ показал, что, в связи с явлением перераспределения энергий, дрейф может неконтролируемо распределяться в основном между остатком разложения  $res(t)$  и последней ЭМ  $I_{mf}^{(N)}(t)$ , где  $N$  – количество ЭМ.

В соответствии с проведенными исследованиями контроль за распределением уровня дрейфа предлагается реализовать согласно выражениям:

$$\vec{x}(t) = \begin{cases} x_0(t) - I_{mf}^{(N)}(t) - res(t), & |t_{\max} - t_{\min}| \geq 0,7 \cdot T_{\text{AH}}; \\ x_0(t) - res(t), & |t_{\max} - t_{\min}| < 0,7 \cdot T_{\text{AH}}; \end{cases} \quad (3.21)$$

$$\tilde{x}(t) = \begin{cases} x_0(t) - I_{mf}^{(N)}(t) - res(t), & (k > 0,3) \text{ and } (|t_{\max} - t_{\min}| < 0,7 \cdot T_{\text{AH}}); \\ \vec{x}(t), & \text{other.} \end{cases} \quad (3.22)$$

В формулах (3.21) и (3.22) приняты обозначения:  $t_{\max}$ ,  $t_{\min}$  – моменты времени достижения максимального и минимального экстремума в последней ЭМ  $I_{mf}^{(N)}(t)$ ;

$k = \frac{K_{\text{ДР out}}}{K_{\text{ДР in}}}$  – коэффициент, характеризующий уменьшение дрейфа на первом этапе

после определения  $\vec{x}(t)$  по выражению (3.21).

Смысл используемых проверок в том, что при выполнении условия  $|t_{\max} - t_{\min}| \geq 0,7 \cdot T_{\text{АН}}$  последняя ЭМ  $I_{mf}^{(N)}(t)$  ведет себя во времени практически монотонно и основную часть интервала анализа убывает или возрастает, т.е. представляет значительную часть процесса дрейфа. Условие  $k > 0,3$  также отражает необходимость учета последней ЭМ.

На рисунке 3.22 представлена зависимость коэффициента дрейфа после НЧ фильтрации от коэффициента дрейфа исходного ЭКС, полученная по результатам обработки реального входного кардиосигнала, в котором моделировался различный уровень аддитивного линейного во времени дрейфа. На рисунке 3.23 показана зависимость среднеквадратической ошибки фильтрации дрейфа в зависимости от  $K_{\text{ДР in}}$ .

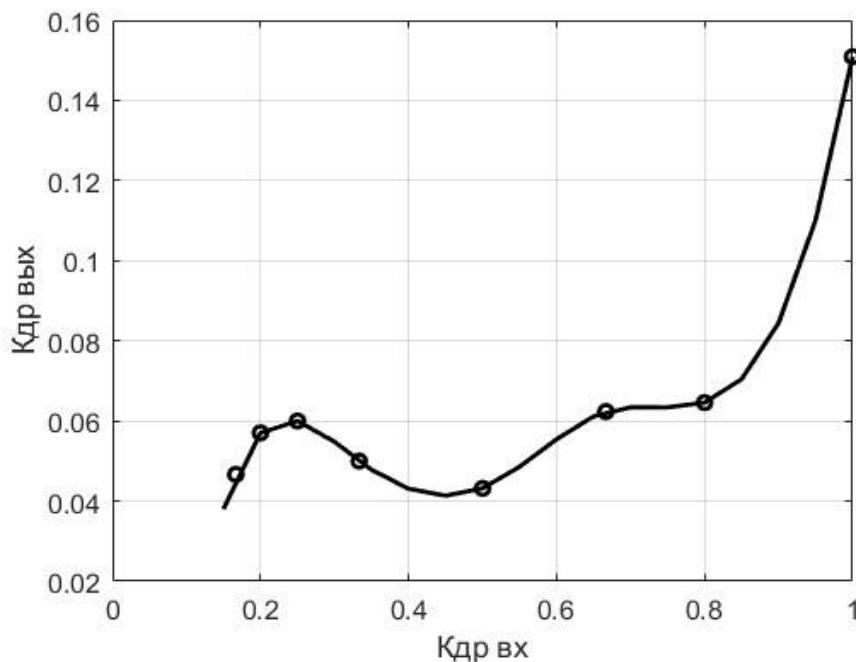


Рисунок 3.22 – Зависимость коэффициента дрейфа после НЧ фильтрации от коэффициента дрейфа исходного ЭКС ( $Tol = 0.01$ )

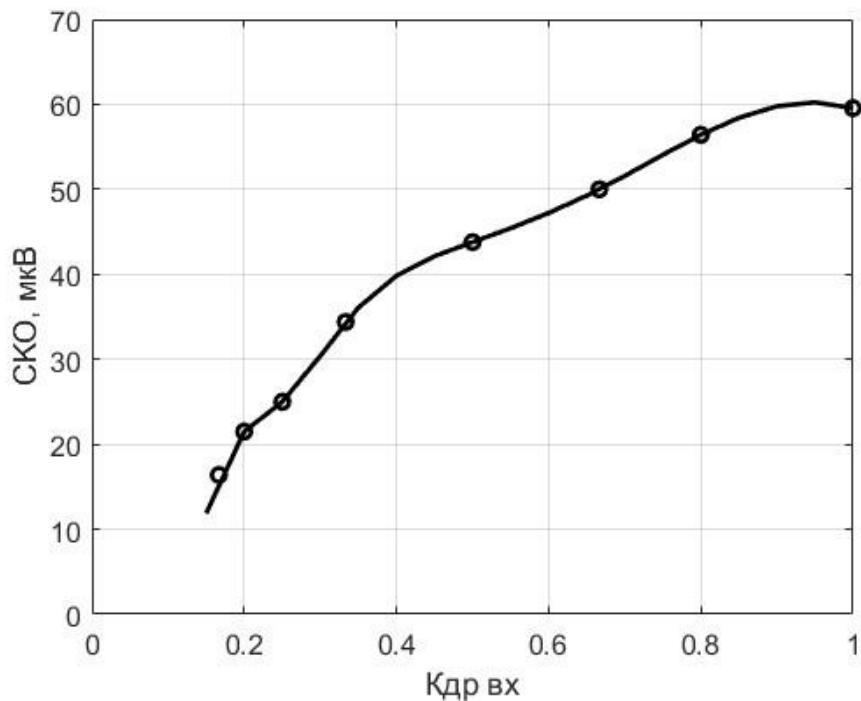


Рисунок 3.23 – Зависимости среднеквадратической ошибки фильтрации дрейфа в зависимости от  $K_{\text{др вх}}$

Представленные зависимости свидетельствуют, что при реальных уровнях дрейфа  $K_{\text{др вх}} < 0,5$  происходит существенное подавление дрейфа с  $K_{\text{др вх}} < 0,06$ , т.е. дрейф потенциала не превышает 5 – 8% от уровня вершины R зубца. При этих же условиях среднеквадратическая ошибка фильтрации не превышает 35-45 мкВ. Некоторая немонотонность в представленных графиках свидетельствует об эффекте перераспределения энергии между ЭМ, что отмечалось выше.

### 3.1.5. Обобщённый алгоритм помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов

На основе изложенного выше материала автором на рис. 3.24 представлена обобщенная структурная схема алгоритма помехоустойчивой обработки ЭКС, в которой отражены приемы ВЧ фильтрации и НЧ фильтрации на основе ЭМД и преобразования Гильберта-Хуанга, рассмотренные в разделах 3.1.3 и 3.1.4.

Алгоритм включает следующие действия:

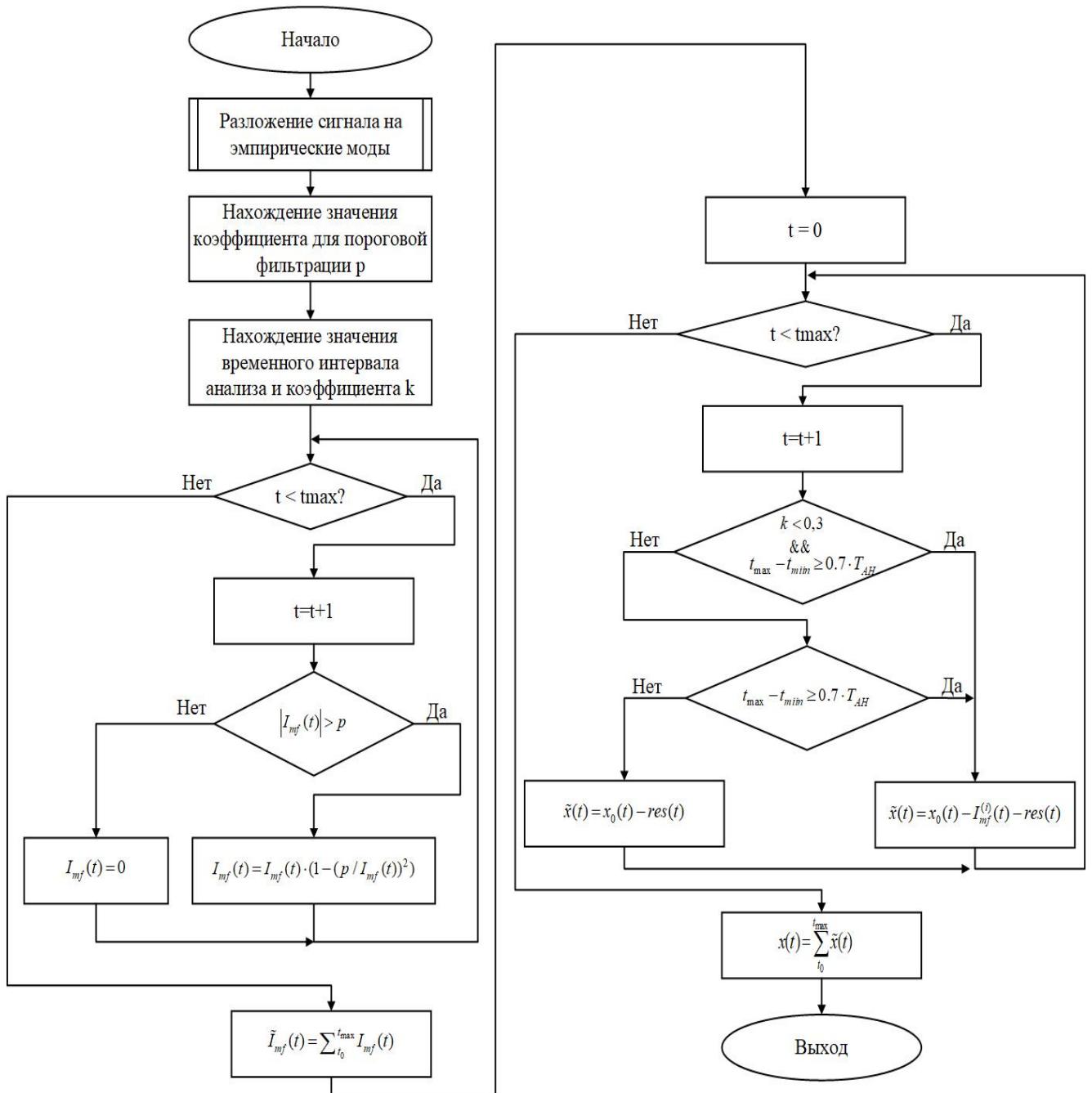


Рисунок 3.24 – Обобщенная структурная схема алгоритма помехоустойчивой обработки ЭКС

- разложение сигнала на эмпирические моды по алгоритму, приведённому на рисунке 3.2. Полученные эмпирические моды (ЭМ) имеют свои характерные черты, которые зависят от количества отсчетов входного сигнала, наличия помех различного вида и их интенсивности;
- нахождение значения коэффициента пороговой фильтрации. Оптимальный порог определяется уровнем среднеквадратического значения ВЧ помехи на ТР интервале (см. формулу 3.11). Зависимость ошибки фильтрации  $R_{ms}$  от уровня

нормированного порога  $p/A$  при различных отношениях сигнал/помеха показана на рисунке 3.6;

– нахождение значения коэффициента  $k$  и значения временного интервала анализа. Интервал анализа должен соответствовать условию формулы 3.14 ввиду того, что у ЭКС его низкочастотные компоненты присутствуют и на интервале диастолы сердца ТР. Коэффициент  $k$  характеризует уменьшение дрейфа (см. формулы 3.21 – 3.22);

– загрузка первой моды и поэтапное инкрементирование дискретных значений сигнала. На каждом этапе цикла производится пороговая фильтрация, приведенная в формуле 3.8. После окончания цикла производится восстановление сигнала с учётом пороговой ВЧ фильтрации;

– начало цикла подавления дрейфа. На рисунке 3.22 представлена зависимость коэффициента дрейфа после НЧ фильтрации от коэффициента дрейфа исходного ЭКС.

Использование обобщенного алгоритма помехоустойчивой обработки ЭКС, показанного на рисунке 3.24, позволяет эффективно минимизировать влияние помех. Оптимизация пороговых значений на основе анализа ВЧ помехи и коэффициента дрейфа сигнала способствует дальнейшему улучшению качества обработки ЭКС в условиях скрининга.

## 3.2. Помехоустойчивая передача многоканальных ЭКС с использованием сверточного кодирования

### 3.2.1. Постановка задачи

В соответствии с рисунком 2.8 при отсутствии мобильной связи проведение скрининговой электрокардиодиагностики предполагает использование цифровых спутниковых каналов связи (ЦСКС). Помехозащищенность таких каналов обеспечить сложнее. Поскольку вероятность битовой ошибки BER в ЦСКС должна составлять величину порядка  $10^{-4} – 10^{-6}$  [102], то на первое место выдвигаются

требования к отношению сигнал/шум  $E_b/N_0 = P_s/\sigma_{\text{ш}}^2$ , где  $E_b$  - энергия сигнала для

передачи 1 бита информации,  $N_0$  - спектральная плотность мощности шума [Вт/Гц],  $\sigma_{\text{ш}}^2$  – дисперсия шума. Для случая канала с аддитивным белым гауссовским шумом (AWGN) при использовании двоичной фазовой манипуляции BPSK (Binary Phase Shift Keying) требуемое отношение сигнал/шум определяется из соотношения 3.23:

$$BER = 1 - \text{erf} \left( \sqrt{2 \frac{E_S}{N_0}} \right), \quad (3.23)$$

где  $\text{erf}(x)$  – кумулятивное распределение вероятности для гауссовой случайной величины с нулевым средним значением и единичной дисперсией.

При этом для получения  $BER = 10^{-5} - 10^{-6}$  требуемое отношение сигнал/шум  $9,6 - 10,5$  дБ, что составляет существенную величину для обеспечения энергетики ЦСКС, особенно с учетом затухания в атмосфере и антенных потерь [8]. Таким образом, в данной ситуации с целью уменьшения отношения сигнал/шум, на первое место выдвигается использование способов помехоустойчивого кодирования, обеспечивающих передачу больших объемов цифровой информации с минимальным количеством ошибок [102]. Смысл помехоустойчивого кодирования заключается во введении избыточности, т.е. в том, что каждый блок информации сопровождается дополнительными (избыточными) контрольными кодами, позволяющими приемнику информации обнаружить ошибку, исправить ее или запросить повторную передачу.

Также из раздела 2.3.3 следует, что для соотношения сигнал/шум в  $3 - 5$  дБ предельная спектральная скорость должна быть меньше  $2,65 - 3,65$  [Бит/(сек·Гц)], на основании (2.19) нижняя предельная полоса частот радиоканала должна быть больше  $2,42 - 1,75$  МГц. Реальная полоса частот радиоканала должна быть по крайней мере на порядок больше полученных предельных значений.

### 3.2.2. Способы кодирования

В современных ЦСКС используются в основном следующие типы помехоустойчивого кодирования [17]:

- сверточное кодирование;
- кодирование Рида-Соломона;
- турбокодирование;
- LDPC-кодирование – кодирование с малой плотностью проверок на четность (LDPC – Low Density Parity Check Code).

При сравнении этих кодов можно отметить следующее. Использование сверточных кодов приводит к меньшему, чем у других кодов, расширению полосы пропускания. Коды Рида – Соломона и высокоскоростные LDPC коды помимо небольшого расширения полосы частот могут также указывать на наличие неисправимых ошибок. Турбокоды используются для получения максимальной эффективности кодирования при отсутствии жестких требований к расширению полосы частот.

**Сверточные коды.** Сверточные коды широко применяются в различных системах помехоустойчивой передачи информации, включая кодирование речевого сигнала в системах сотовой связи GSM и в ЦСКС. Рассмотрим сверточный код, порождаемый последовательностью входных информационных кадров размером  $k_0$  информационных символов каждый и дающий на выходе кодера последовательность кадров по  $n_0 > k_0$  символов каждый (в двоичном варианте  $k_0 = 1$  бит). Данный код формируется на базе сдвигового регистра длиной  $l = mk_0$ , которая называется длиной кодового ограничения [13]. При этом говорят о сверточном  $(n, k)$  коде со скоростью  $R = k_0/n_0$ , здесь  $k = (m+1)k_0$  – информационная длина слова сверточного кода;  $n = (m+1)n_0$  – кодовая длина блока кодера.

К достоинствам сверточных кодов следует отнести [168]: а) возможность учета вероятностной оценки неопределенности и шума при «мягком» декодировании; б) возможность применения к различным системам кодирования и свойствам каналов передачи данных (гибкость); в) достаточно высокая корректирующая способность за счет возможности нахождения наиболее вероятной последовательности символов. Относительным недостатком сверточных кодов является вычислительная сложность, возрастающая по показательному закону при увеличении длины кодового ограничения  $l$ . Этот недостаток становится

несущественным при применении параллельных вычислений и при использовании программируемых логических интегральных схем (ПЛИС).

Работа кодера и декодера сверточного кода наглядно отображается с помощью решетчатой диаграммы. На рис. 3.25 представлен пример решетчатой диаграммы сверточного  $(6, 3)$ -кода с длиной кодового ограничения  $l = 2$ .

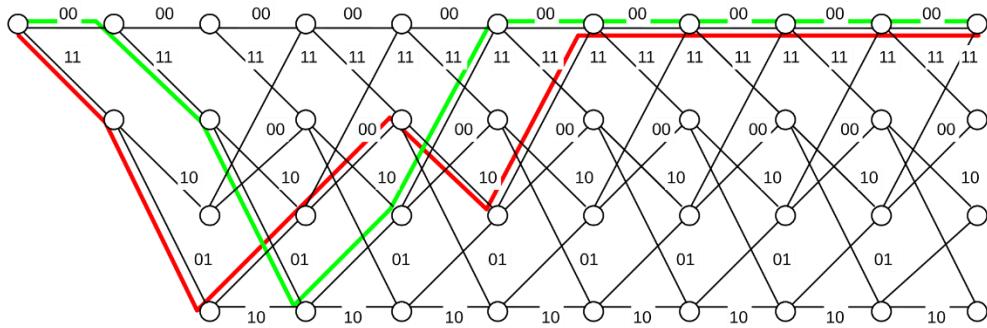


Рисунок 3.25 – Решетчатая диаграмма сверточного  $(6, 3)$ -кода [13]

Здесь узлы диаграммы соответствуют состоянию регистра сдвига (сверху вниз –  $(0,0)$ ,  $(1,0)$ ,  $(0,1)$ ,  $(1,1)$ ), а на ребрах отмечается последовательность двоичных символов, поступающих в канал с выхода кодера. Все пути по ветвям диаграммы в направлении слева направо соответствуют возможным комбинациям информационных символов на входе кодера.

**Декодирование Витерби.** Декодирование сверточного кода по алгоритму Витерби [168] происходит по принципу минимального расстояния, что соответствует декодированию по максимуму правдоподобия для случая аддитивного белого шума. Для каждого ребра решетчатой диаграммы (РД), соединяющего текущий  $j$ -й узел РД в момент времени  $t$  с узлом  $j'$  РД в предшествующий тактовый момент времени  $t-1$  вычисляется  $\Delta D_t(j, j')$  – мера расходимости между кодовыми символами этого ребра (см. рис 3.25) и принятыми символами с выхода демодулятора. Пусть  $D_{t-1}(j', j_0)$  – мера расходимости оптимального пути (пути с минимальной мерой расходимости), соединяющего узел РД  $j'$  в момент времени  $t-1$  со стартовым узлом РД, причем оптимальным считается путь с наименьшей мерой расходимости относительно принятых символов с выхода демодулятора. Тогда, в соответствии с алгоритмом декодирования Витерби оптимальный путь для  $j$ -го узла в момент времени  $t$  находится по формуле:

$$D_t(j, j_0) = \min_{j'} (D_{t-1}(j', j_0) + \Delta D_t(j, j')), \quad (3.24)$$

причем минимальная мера расходимости определяется по всем оптимальным путям для момента  $t-1$  и по всем переходам в новый  $j$ -й узел для момента  $t$ . Оптимальные пути просматриваются в пределах окна декодирования шириной  $b$ , которое в несколько раз превосходит длину кодового ограничения. При этом практически всегда все оптимальные пути  $(j, j_0)_b$  для момента  $t = b$  имеют одинаковое первое ребро. Это ребро определяет первый декодированный информационный символ, который подается на выход декодера. Затем первое ребро отбрасывается декодером и окно декодирования в решетчатой диаграмме сдвигается вправо на один тактовый интервал. После этого процесс поиска оптимальных путей повторяется.

### 3.2.3. Моделирование потока ошибок при использовании алгоритма декодирования Витерби

Было проведено моделирование потока ошибок при различном отношении сигнал/шум в канале с аддитивным белым гауссовским шумом (AWGN) на входе демодулятора в случае использования двоичной фазовой манипуляции BPSK. В качестве примера рассматривался (8,4)-сврточный код с длиной кодового ограничения  $l = 3$  и с порождающими многочленами

$$g_1(x) = x^3 + x^2 + x; \quad g_2(x) = x^3 + x. \quad (3.25)$$

Ширина окна декодирования в алгоритме Витерби должна быть существенно больше длины кодового ограничения и выбиралась равной  $b = 34$ . Рассматривались два варианта декодирования: «жесткое» и «мягкое» декодирование по алгоритму Витерби. При «жестком» декодировании в качестве меры расходимости принимается метрика по Хэммингу – число позиций, в которых различается принятая последовательность символов и последовательность символов для пути по РД декодера. При «мягком» декодировании в качестве меры расходимости принимается метрика по Эвклиду – квадрат расстояния между принятой

сигнальной последовательностью на входе декодера (выход демодулятора) и последовательностью двоичных символов для пути по РД декодера [168].

На рис. 3.25 представлены зависимости битовой ошибки от отношения сигнал/шум при использовании двоичной фазовой манипуляции (BPSK) в канале с аддитивным белым гауссовским шумом (AWGN). Здесь символами (x) показаны результаты статистического моделирования потока битовых ошибок для описанного выше кодека; сплошной линией показана зависимость, аппроксимированная по результатам моделирования; зелёной линией с символами (o) показана зависимость для случая этого же канала, когда помехоустойчивое кодирование не применяется (избыточность для контроля ошибок не используется) и для вероятности битовой ошибки используется формула (3.23). При этом рис. 3.26 а) соответствует случаю «жесткого» декодирования по алгоритму Витерби, а рис. 3.26 б) соответствует случаю «мягкого» декодирования по алгоритму Витерби.

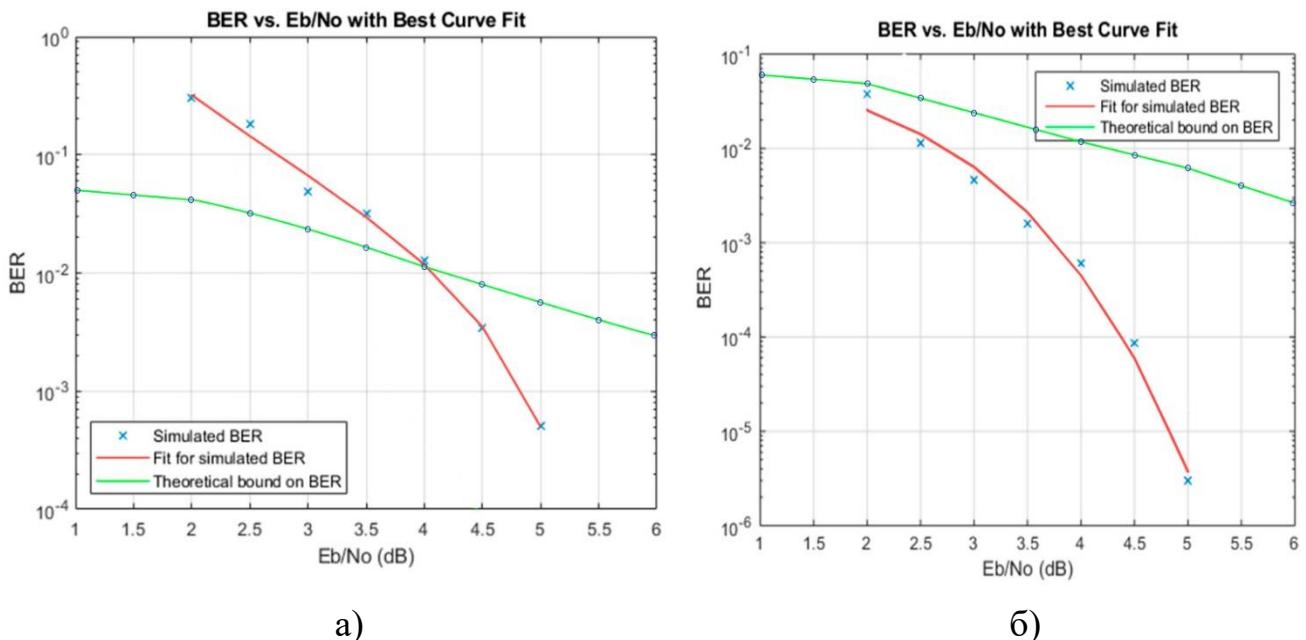


Рисунок 3.26 – Характеристики отношения сигнал/шум от вероятности битовой ошибки для «жёсткого» декодирования по алгоритму Витерби (слева) и «мягкого» декодирования по алгоритму Витерби(справа)

Из анализа представленных результатов можно отметить следующее.

1. Применение «мягкого» декодирования по алгоритму Витерби дает выигрыш около 2 дБ по отношению сигнал/шум по сравнению с «жестким декодированием».

2. При малых отношениях сигнал/шум ( $E_b / N_0 \leq 4$  дБ) применение «жесткого» декодирования не дает выигрыша, когда не все оптимальные пути проходят через одинаковое ребро в начале окна декодирования и возрастает число ошибок.

3. «Мягкое» декодирование дает по алгоритму Витерби дает существенный выигрыш в помехоустойчивости по сравнению с каналом без кодирования: для получения вероятности битовой ошибки на уровне  $10^{-3}$  требования к отношению сигнал/шум снижаются на 3 дБ. Для получения  $BER = 10^{-6}$  достаточно обеспечить  $E_b / N_0 \approx 4$  дБ в то время как для канала без избыточного кодирования требуется отношение сигнал/шум  $E_b / N_0 \approx 10$  дБ (выигрыш 5,5 дБ).

4. Выигрыш, отмеченный выше в п.3 достигается при скорости кода  $R = 1/2$  и малой задержке в поступлении информации, связанной с малой длиной кодового ограничения (в нашем случае  $l = 3$  и проверяются метрики по  $221 = 64$  переходам на каждом такте) и небольшой ширине окна декодирования  $b = 34$ .

### Выводы по главе 3

1. Разработан способ помехоустойчивой обработки зарегистрированных многоканальных электрокардиосигналов, основанный на разложении ЭКС методом эмпирической модовой декомпозиции и позволяющий проводить ВЧ- и НЧ-фильтрацию с экономией вычислительных затрат за счет «привязки» эмпирических мод по фазе к анализируемому отрезку ЭКС, что исключает процедуру восстановления фильтрованного ЭКС в гильбертовом пространстве частота-время.

2. Предложено использовать адаптивную ВЧ-фильтрацию методом нелинейной неотрицательной пороговой фильтрации с оценкой порога по среднеквадратическому значению ВЧ-помехи на интервале ТР – интервале сердечной диастолы между завершением текущего Т зубца и началом Р зубца следующего кардиоцикла. Получены оценки среднеквадратической погрешности ВЧ-фильтрации при различном отношении сигнал/помеха.

3. Для оценки эффективности НЧ-фильтрации, когда частота дрейфовой компоненты  $f_{\text{др}} < 0,2$  Гц, предложено использовать изменение коэффициента дрейфа на интервале анализа, включающем ТР интервалы, расположенные до и после анализируемого кардиоцикла.

4. Предложен способ помехоустойчивой передачи многоканальных электрокардиосигналов на основе сверточного кодирования с декодированием Витерби. Показано, что «мягкое» декодирование по алгоритму Витерби дает выигрыш около 2 дБ по отношению сигнал/шум по сравнению с «жестким» декодированием, причем для получения вероятности битовой ошибки в диапазоне  $10^{-3}–10^{-6}$  выигрыш по отношению сигнал/шум по сравнению с каналом без избыточного кодирования составляет от 3 дБ до 5,5 дБ.

## 4. РАЗРАБОТКА СКРИНИНГОВОЙ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ

### 4.1. Основные требования к ССНКЭД

Разрабатываемая ССНКЭД с использованием блока регистрации множественных отведений ЭКС должна соответствовать ряду требований по обеспечению высокой оперативности, портативности и производительности. Отличительной особенностью разрабатываемой системы на основе клиент-серверной архитектуры является обеспечение регистрации и предварительной обработки множественных отведений ЭКС в клиентской части системы и определения электрической активности сердца на поверхности эпикарда на основе цифрового двойника сердца в серверной части системы.

В соответствии с предложенным во второй главе подходом к построению ССНКЭД, разработана детальная структурная схема, на основе которой строится практическая реализация.



Рисунок 4.1 – Детальная структурная схема ССНКЭД

Основные требования к ССНКЭД определяются на основе проведённого в первой главе анализа существующих решений и результатов исследований, проведённых во второй и третьей главах, **доказавших** возможность использования

неинвазивных систем электрокардиодиагностики с многоэлектродной регистрацией электрокардиосигналов в условиях скрининга.

По мнению автора, функциональные возможности ССНКЭД во многом определяются функциональными возможностями блока регистрации ССНКЭД. Основные требования к блоку регистрации ССНКЭД приведены в таблице 4.1.

Таблица 4.1 – Основные требования к блоку регистрации ССНКЭД

№	Функциональное требование	Примечание
1	Метод ЭКГ – картирования	Метод ЭКГ – картирования наиболее эффективен для сбора диагностической информации об электрической активности сердца (ЭАС).
2	Количество электродов – 64	Увеличение количества электродов приводит к пространственной интерференции потенциалов эпикарда.
3	Разрешающая способность площади ЭАС – 2-4 см <sup>2</sup>	Это необходимо для достоверного выделения локальных изменений электрической активности и построения карт распределения потенциалов (см. раздел 2.2).
4	Частота дискретизации ЭКС – 1000 Гц	Согласно рекомендациям (см. раздел 2.2.3).
5	Время обследования – 10 минут	За это время специалист успевает зафиксировать необходимые показатели ЭАС.
6	Устройство регистрации – жилет	Оригинальная конструкция жилета разных типоразмеров обеспечивает регистрацию ЭАС в условиях скрининга.
7	Вес жилета – 1 кг	Это условие необходимо для удобства пользования.
8	Интерфейс жилета – Wi-Fi, Bluetooth, USB	Передача данных от блока регистрации должна поддерживать как проводные, так и беспроводные интерфейсы.
9	Вероятность невыявленной ошибки 10 <sup>-7</sup>	Это требование необходимо для обеспечения достоверности получаемой диагностической информации (см. раздел 2.3.1).

## Продолжение таблицы 4.1

10	Напряжение питания – 5 В (от встроенного аккумулятора или USB)	В качестве источника питания используется встроенный аккумулятор либо USB-порт ПК, что обеспечивает как автономность устройства, так и возможность его стационарного применения.
11	Потребляемая мощность блока регистрации – не более 0,2 Вт	Данное ограничение снижает требование к ёмкости аккумулятора, уменьшает нагрев, что повышает комфорт для пациента.
12	Чувствительность канала регистрации ЭКС – от 1 мкВ	Это позволяет фиксировать даже слабые потенциалы на торсе.

В состав ССНЭКД также входит серверная часть ССНЭКД – автоматизированное рабочее место (АРМ) врача-кардиолога, которое выполняет функции приёма данных с блока регистрации, их обработку, визуализацию электрической активности сердца и хранение результатов обследования. Следует отметить, что сервер ССНЭКД с помощью модуля интеграции связан с Единой государственной информационной системой здравоохранения (ЕГИСЗ).

Основные требования к серверной части ССНЭКД приведены в таблице 4.2

Таблица 4.2 – Основные требования к серверной части ССНЭКД

№	Функциональное требование	Примечание
1	Процессор – не ниже 4 ядер (Intel Core i5 / AMD Ryzen 5)	Рекомендуется 6 – 8 ядер (Core i7 / Ryzen 7) для обработки и визуализации в реальном времени.
2	Оперативная память – не менее 16 ГБ	Рекомендуется 32 ГБ и более для работы с большими массивами данных.
3	Графическая подсистема – интегрированная или внешняя графическая подсистема	Внешняя с 2–4 ГБ видеопамяти рекомендуется для визуализации.
4	Дисплей – 24 дюйма	Full HD для комфорtnого отображения многоканальных данных.
5	Интерфейсы связи – Ethernet, Wi-Fi, Bluetooth, USB	Совместимость с интерфейсами блока регистрации.

Совокупность требований из таблицы 4.1 и таблицы 4.2 формирует основу для создания эффективной системы неинвазивной электрокардиодиагностики для применения в условиях скрининга.

## 4.2. Разработка жилета

Одним из ключевых элементов ССНЭКД является жилет [37, 64, 208] с предустановленными электродами. В главе 2 были определены требования к количеству электродов (см. формулу 2.2) – 64 электрода. Конструкция жилета должна быть максимально удобной в использовании как для пациента, так и для оператора. При этом жилет предназначен для выполнения следующих основных задач:

- закрепление электродов;
- обеспечение возможности быстрой установки жилета и его снятия с тела пациента;
- обеспечение требуемого расположения электродов в соответствии с параметрами торса человека.

При изготовлении жилета используется широкий перечень различных элементов и материалов – ткани жилета, электроды, части крепежа и другие вспомогательные элементы (см. рисунок 4.2).



Рисунок 4.2 – Фотография жилета с предустановленными электродами

Основными требованиями к материалу жилета с предустановленными электродами, представленного на рисунке 4.2 являются:

- растяжимость;
- отсутствие «памяти» в смысле сохранности формы;
- износостойкость;
- большое электрическое сопротивление;

- материал не должен накапливать статический заряд.

Материалом, удовлетворяющим всем выдвинутым требованиям, является неопрен – прочное, легкое, эластичное и пористое полотно, устойчивое к износу и водонепроницаемое. Изделия из неопрена отлично держат форму и не мнутся. Для его изготовления используется полихлоропреновый каучук – одна из разновидностей синтетической резины [55]. В работе используется неопрен толщиной 3 мм с тканевым покрытием.

Из раздела 2.2.1 следует, что предусмотрено несколько типоразмеров жилета, для различных параметров торса. Для дополнительной компенсации вариативности параметров торса в жилете предусмотрены специальные крепёжные элементы: пластиковые пряжки и синтетические стропы (см. рисунок 4.3–4.4).



Рисунок 4.3 – Пластиковая пряжка



Рисунок 4.4 – Синтетические стропы

Помимо материала, важным элементом конструкции жилета являются электроды. Основное требование к электродам – малая площадь токосъемной поверхности: порядка единиц квадратных миллиметров, поэтому использование обычных электрокардиографических электродов, допускающих площадь поверхности электрода около  $452 \text{ mm}^2$  (24 мм в диаметре) не удовлетворяет требованиям [56]. Наиболее подходящими являются точечные энцефалографические электроды, например от бренда MCScap диаметром 2мм. (см. рисунок 4.5) [59, 70]. Характеристики электродов, представленных на рисунке 4.5, приведены в таблице 4.3, контакты производителя представлены в приложении 3.

Электроды устанавливаются в специальные гнезда, представленные на рисунке 4.6.



Рисунок 4.5 – Накладной точечный электрод



Рисунок 4.6 – Кольцо для крепления электродов

Конструкция гнезда обеспечивает жёсткую фиксацию электрода в материале жилета и исключает возможность случайного отсоединения. При этом предусмотрен технологический зазор, позволяющий при необходимости добавлять проводящий гель под электрод без снятия жилета.

Таблица 4.3 – Основные характеристики электродов MCScap [70]

Характеристика	Значение
Тип разъема	TouchProof 1,5 мм
Тип электродного сенсора	Ag/AgCl цельно прессованный
Сопротивление изоляции электродов	1000 МОм
Электрическая прочность изоляции электродов	1500 В
Диаметр токосъемной поверхности черепного электрода	2 (+0,1/-0,1) мм
Полное сопротивление	не более 5 кОм

Пошив жилета начинается с разметки неопрена, которая выполняется с помощью специально изготовленных выкроек. Раскроенные детали жилета сшиваются, при этом края жилета необходимо обстичить, чтобы избежать отслаивания ткани от неопрена. Далее необходимо пробить отверстия для установки электродов в соответствии с их расположением, показанным на рисунке 2.4 б). Стропы прошиваются по периметру, а также по диагонали, так как на них ложиться значительная нагрузка. Пряжки пришиваются на стропу с одной стороны

жилета. На заключительном этапе устанавливаются кольца для электродов, после чего жилет готов к эксплуатации.

Для оценки эксплуатационных характеристик жилета с предустановленными электродами было проведено исследование, направленное на определение временных затрат на подготовку и использование устройства. Результаты эксперимента приведены в таблице 4.4.

Таблица 4.4 – Результаты определения временных затрат на подготовку и использование устройства

№ этапа	Название этапа	Время затраты
1	Визуальный осмотр, проверка целостности жилета	30-60 с
2	Коммутация жилета с блоком регистрации	30 с
3	Запуск программы	5 с
4	Нанесение проводящего геля	60 с
5	Размещение жилета, общего и нейтрального электродов на испытуемом	60-90 с
6	Позиционирование жилета с помощью плечевых лямок	30 с
7	Затягивание спинных ремней	50 с
8	Проверка контакта электрод к кожа	20 с
9	В случае плохого или нестабильного контакта электрод-кожа необходимо добавить гель под электрод через технологический зазор или воспользоваться системой липучек, нашитых на жилет	0-90 с
10	Запись	15 с
Итоговое время		5 мин. 0 с -7 мин. 30с
Среднее время		6 мин. 15 с

Анализ технических характеристик жилета показал, что конструкция жилета удовлетворяет требованиям 1, 2, 3, 5, 6, 7 таблицы 4.1. Среднее время подготовки системы к регистрации составляет около 6 минут. Это значительно меньше по сравнению с традиционной процедурой ручного размещения одноразовых электродов, которая требует порядка одного часа и сопровождается риском неточного позиционирования. Таким образом использование жилета позволяет

ускорить время наложения электродов на тело человека и позволяет минимизировать риск неправильной установки электродов, таким образом сложность процедуры регистрации для медицинского персонала снижена примерно на 30% за счёт сокращения времени подключения электродов

### 4.3. Разработка электронного блока регистрации множественных отведений ЭКС

#### 4.3.1. Функциональная схема

Автором разработана функциональная схема блока регистрации [21] множественных отведений, представленная на рисунке 4.7.

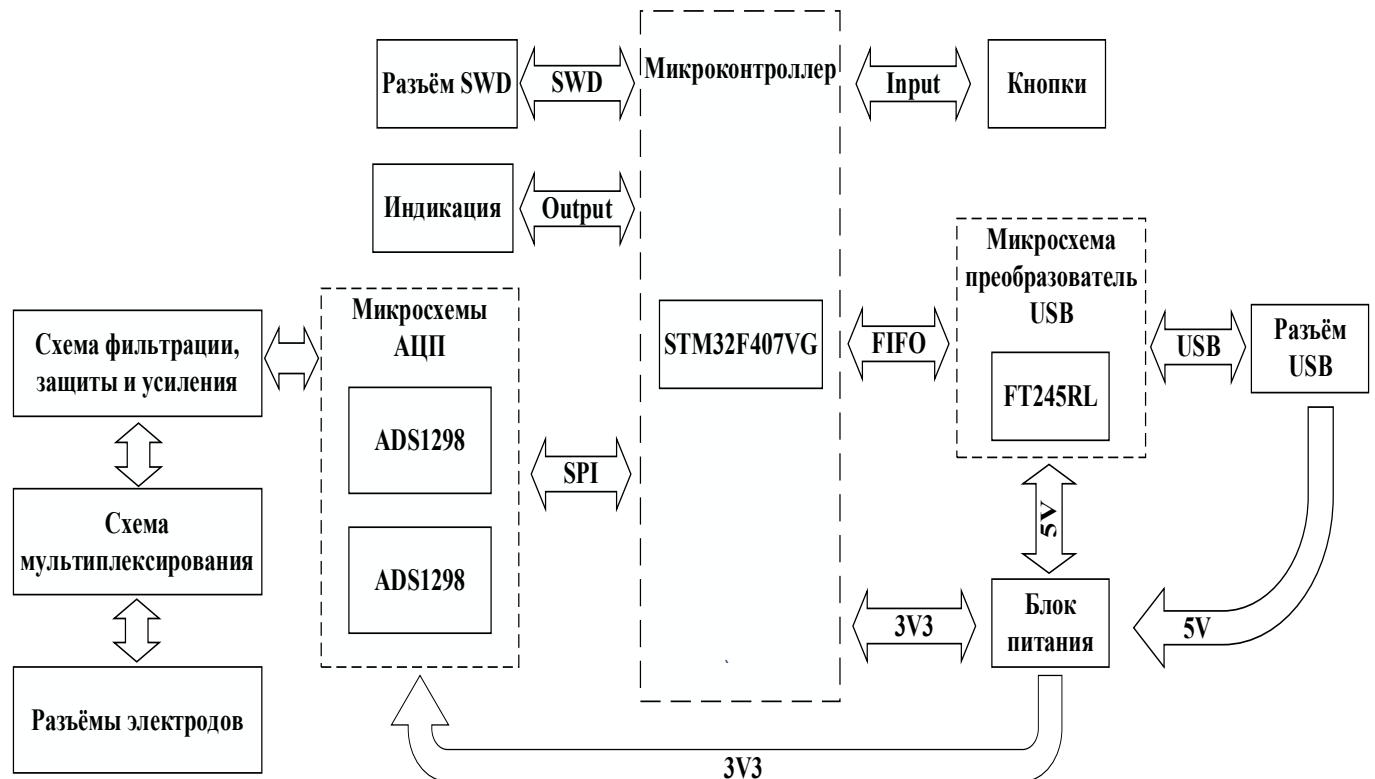


Рисунок 4.7 – Функциональная схема электронного блока регистрации множественных отведений ЭКС

Управляющим элементом электронного блока регистрации множественных отведений, представленного на рисунке 4.7, является микроконтроллер STM32F407VG [133]. По проводному интерфейсу SPI микроконтроллер осуществляет опрос 2-х микросхем аналого-цифровых преобразователей (АЦП). Каждый канал АЦП подключен к схеме мультиплексирования, благодаря которой

возможно увеличение количества каналов регистрации без увеличения количества АЦП. Перед схемой мультиплексирования каждый канал подключен к схеме фильтрации, защиты и усиления, для удаления паразитных частот, защиты от статического напряжения и усиления сигнала. Выходы мультиплексоров подключаются к разъёмам для соединения со шлейфом жилета, электроды которого размещаются на поверхности тела пациента. Таким образом, осуществляется съём биосигналов с заданных точек поверхности торса и его передача в электронный блок регистрации для последующей цифровой обработки.

В системе предусмотрен комплекс визуального контроля работы прибора, выполненный на 4 светодиодах, сигнализирующих о наличии различных уровней питания (5V И 3V3) и визуализирующих статус работы программы «Исправность» или «Неисправность».

Для тестовых экземпляров предусмотрен интерфейс программирования SWD (Serial Wire Debug), позволяющий обновлять программное обеспечение с помощью программаторов, например J-Link [136].

Также в блоке регистрации множественных отведений предусмотрена кнопка для перезагрузки программного обеспечения. Она выполняет функцию принудительного сброса микроконтроллера в случаях некорректного выполнения программы или зависания устройства

Для проводного подключения к серверу в приборе предусмотрен разъём USB и микросхема преобразователь FTDI245RL, обеспечивающая обмен данными с высокой скоростью и минимальной задержкой. Такой подход позволяет организовать устойчивую передачу больших массивов данных в режиме реального времени без значительной загрузки микроконтроллера.

Блок питания выполняет функцию формирования нескольких значений опорных напряжений для элементов блока регистрации и обеспечивает защиту от скачков напряжений и пульсаций.

Разработанная функциональная схема содержит все необходимые интерфейсы, входные каскады и органы управления, необходимые для решения

задачи регистрации множественных отведений и передачу их по каналу связи с требуемым быстродействием.

#### 4.3.2. Мультиплексирование аналоговых каналов

Мультиплексирование аналоговых каналов (объединение данных с нескольких каналов (электродов) в общий поток для обработки одним АЦП) в предлагаемом подходе к анализу состояния сердца позволяет значительно уменьшить аппаратные затраты и более эффективно использовать специализированные АЦП.

Важной характеристикой мультиплексирования является скорость переключения между каналами. Эта скорость должна быть достаточно высокой, чтобы данные с каждого канала обновлялись с требуемой частотой дискретизации. Например, если для каждого из 12 каналов требуется частота дискретизации 1000 Гц, мультиплексор должен обеспечивать переключение с частотой не менее 12 000 переключений в секунду. Для достижения синхронности всех каналов после мультиплексирования используется программное или аппаратное введение временных меток, что позволяет разделить данные для последующего анализа.

Для решения задачи многоканальной регистрации сигнала [20], необходимо выбрать наиболее оптимальный подход для достижения необходимого количества каналов с помощью формулы:

$$K_{\text{MUL}} = \frac{N_{\text{electrodes}}}{N_{\text{adc}} \cdot N_{\text{adc\_channel}}}, \quad (4.1)$$

где  $K_{\text{MUL}}$  – коэффициент мультиплексирования,  $N_{\text{electrodes}}$  – количество множественных отведений,  $N_{\text{adc}}$  – количество АЦП,  $N_{\text{adc\_channel}}$  – количество каналов АЦП.

В таблице 4.5 представлены варианты построения многоканальной системы отведений для регистрации электрокардиосигналов (ЭКС) при использовании специализированного для работы с биопотенциалами АЦП [138].

Таблица 4.5 – Влияние количества АЦП на коэффициент мультиплексирования

Количество каналов множественных отводений ЭКС	Количество каналов АЦП	Количество АЦП	Коэффициент мультиплексирования
64	8	1	8
64	8	8	1
64	8	2	4

Структурные схемы вариантов построения модуля регистрации множественных отводений для 64 каналов с различными коэффициентами мультиплексирования приведены на рисунках 4.8 – 4.9.

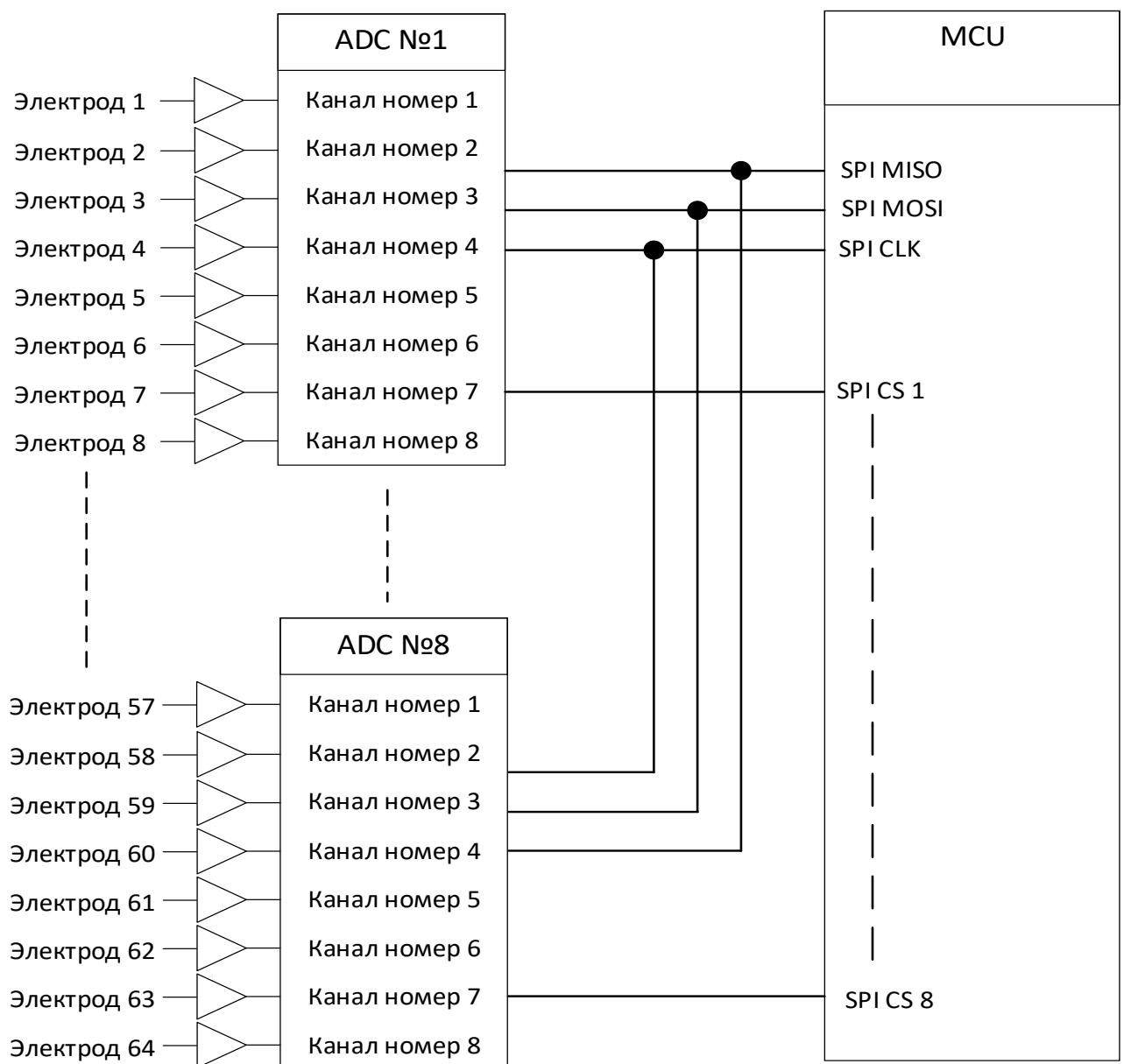


Рисунок 4.8 – Структурная схема электронного блока регистрации множественных отводений ЭКС с коэффициентом мультиплексирования равным 1

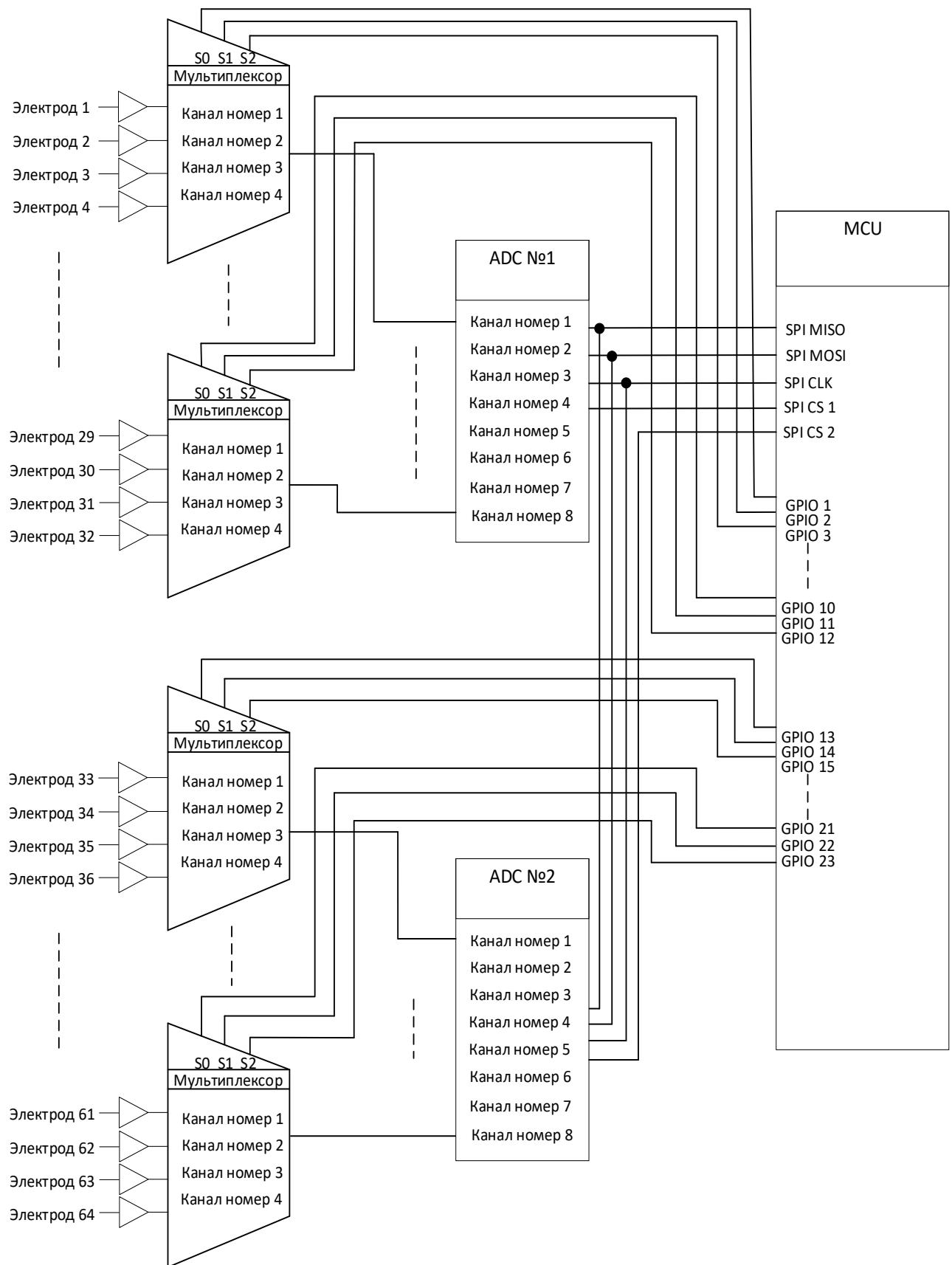


Рисунок 4.9 – Структурная схема электронного блока регистрации множественных отведений ЭКС с коэффициентом мультиплексирования равным 4

Системы регистрации множественных отведений ЭКС с коэффициентом мультиплексирования выше 1 (см. рисунок 4.9) требует меньшее количество АЦП. Уменьшение количества АЦП значительно снижает конечную стоимость изделия, так как, специализированные АЦП наиболее дорогая часть системы ССНЭКД.

Выбор коэффициента мультиплексирования зависит от следующих факторов: требуемая частота дискретизации системы, фактическое время получения данных о группе каналов и скорость переключения мультиплексора.

Для расчёта фактической скорости получения данных о группе каналов был собран прототип, представленный на рисунке 4.10, состоящий из 2 специализированных 8 канальных АЦП [138] размещённых на отдельных печатных платах, отладочная плата с микроконтроллером [135].

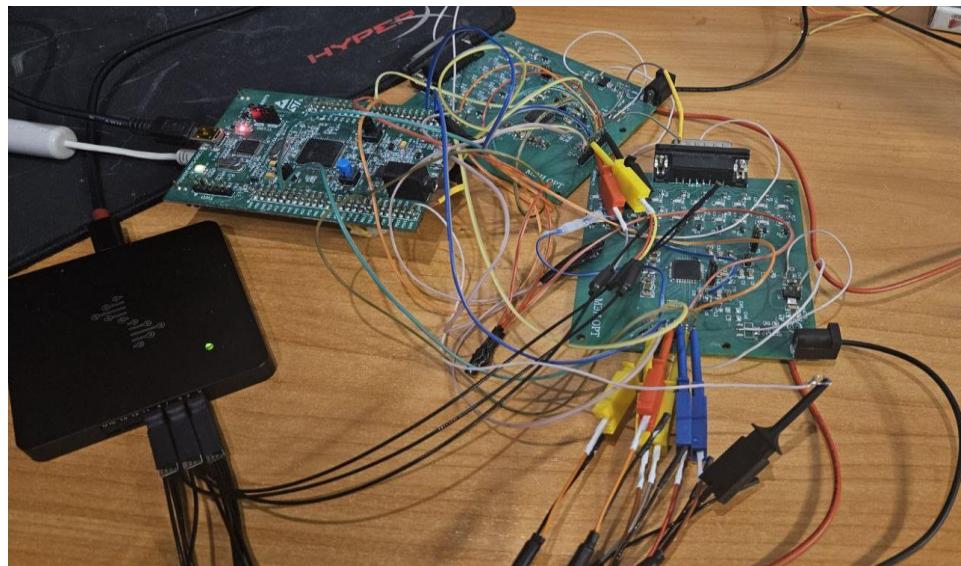


Рисунок 4.10 – Макет для расчёта скорости передачи и коэффициента мультиплексирования

Для анализа времени получения данных о группе каналов множественных отведений ЭКС к макету на рисунке 4.10 был подключен логический анализатор [125].

На рисунке 4.11 нулевой канал логического анализатора подключен к линии SPI MISO, 1 канал – к SPI MOSI, 2 канал – к SPI CLK, 3 канал – к SPI CS первого АЦП, 4 канал – к SPI CS второго АЦП, 5 канал – к DRDY (сигнал оповещения о готовности данных) первого АЦП, 6 канал – к DRDY второго АЦП, 7 и 8 каналы – подключены к сигналу START – начало преобразований.

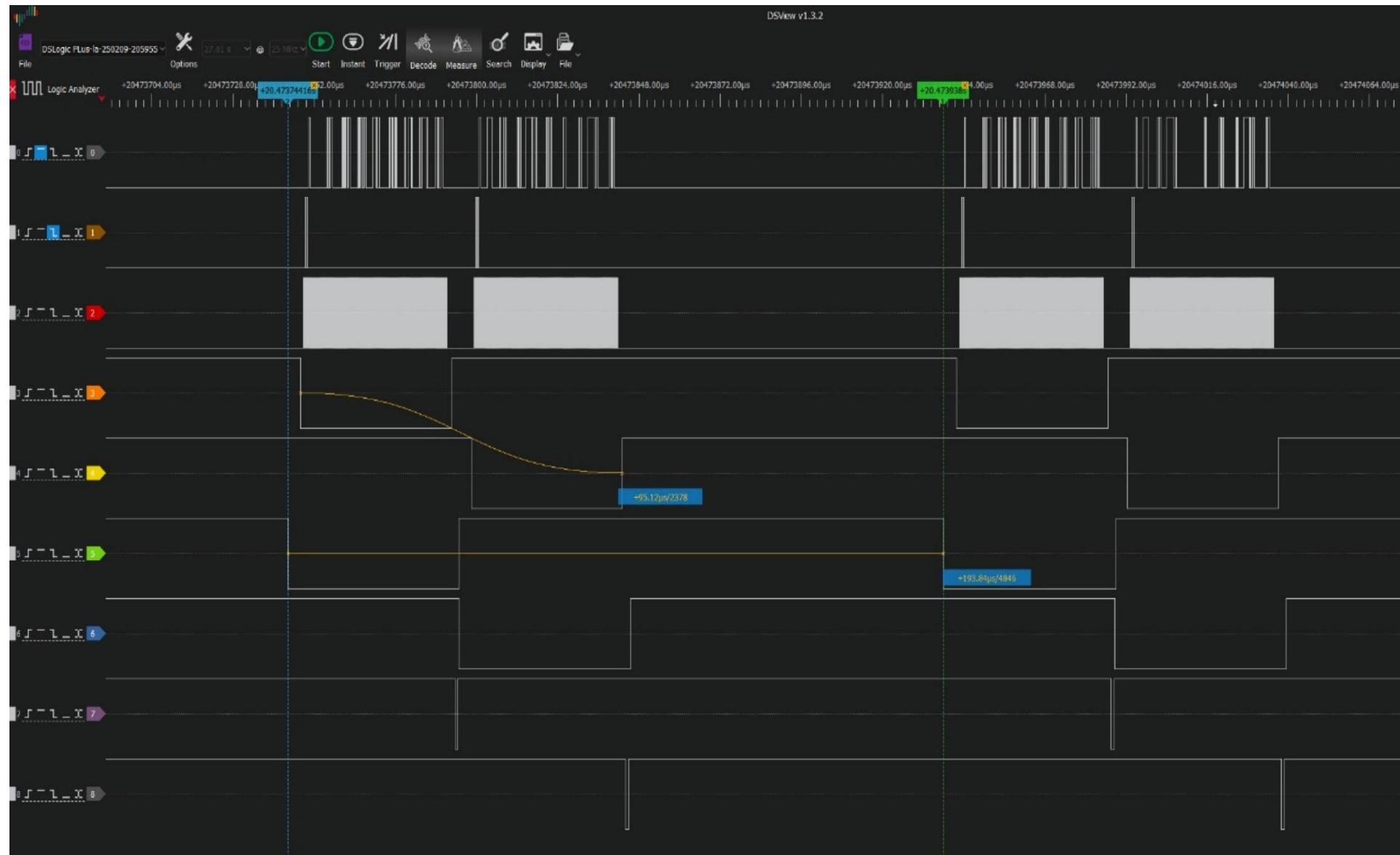


Рисунок 4.11 – Временные диаграммы процесса регистрации группы отведений

В соответствии с рисунком 4.11 интервал времени между спадающим фронтом сигнала на канале 5 и следующим спадающим фронтом, после изменения потенциала на канале 7, соответствует интервалу опроса двух 8 канальных АЦП и равно 193 мкс.

Таким образом, получение данных о 16 каналах занимает 193 мкс. При этом

$$\begin{aligned}
 K_{\text{MUL\_MAX}} &= \frac{1}{\frac{F_{\text{ECG\_sample}}}{t_{\text{obtain\_data}} + t_{\text{mul\_switch}}}} = \\
 &= \frac{1 \cdot 10^{-3}}{(193 \cdot 10^{-6}) + (1 \cdot 10^{-6})} = 5,155,
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

где  $F_{\text{ECG\_sample}}$  – требуемая частота дискретизации системы равная 1000 Гц,  $t_{\text{obtain\_data}}$  – фактическое время получения данных о группе каналов равное 193 мкс,  $t_{\text{mul\_switch}}$  – время переключения мультиплексора (с учетом формирования сигнала с микроконтроллера).

Из (4.2) следует, что максимальный коэффициент мультиплексирования, удовлетворяющий требованиям системы, может быть не выше 5. Для реализации задачи множественной регистрации ЭКС согласно таблице 4.5 и формулам 4.1, 4.2, коэффициент мультиплексирования ССНЭКД был выбран 4. Это позволило реализовать систему регистрации, используя только 2 специализированных 8 канальных АЦП, при этом снизив стоимость изделия.

#### 4.3.3. Выбор элементной базы для ССНЭКД

Правильный выбор компонентов элементной базы обеспечивает их корректную работу в составе всей системы. Каждый компонент должен соответствовать требованиям системы.

Компоненты элементной базы для многоканального блока регистрации множественных отведений ЭКС выбирались в соответствии с требованиями таблицы 4.6.

Из списка идентичных компонентов, выбирался компонент с наилучшими показателями в соответствии с приоритетами (см. таблицу 4.6).

Таблица 4.6 – Условия выбора элементной базы с приоритетами

Приоритет	Требования
Очень высокий	Соответствие номинальным значениям электрической схемы (напряжение, ток, импеданс).
Высокий	Корпус элемента должен быть пригодным для SMD (Surface Mount Device) монтажа.
	Корпус элемента должен быть стандартного формата (SMD 0603, SOIC 8-16 и другие).
	Элементы должны быть доступны для покупки и иметь серийное производство.
Средний	Стоимость компонентов, включая их покупку и транспортировку должна быть наименьшей.

При выборе микросхемы для использования в качестве АЦП были рассмотрены следующие микросхемы:

- ADS1298 [138] от Texas Instruments – 8-канальный АЦП, специально разработанный для медицинских приложений, включая ЭКГ. Обеспечивает низкое энергопотребление и высокую точность;
- MAX30003 [124] от Maxim Integrated – интегрированный чип, который включает в себя АЦП и аналоговые блоки для ЭКГ. Он предназначен для носимых устройств и обеспечивает надежные характеристики;
- AD7768 [123] от Analog Devices – микросхема выпускается с 4 или 8 каналами, является высокоточным устройством, разработанным для приложений ЭЭГ(Электроэнцефалографии), электромиографии (ЭМГ), ЭКГ;
- MCP3911 [129] от Microchip – 4-канальный АЦП, который может быть использован в системах, где важна многоканальная обработка сигналов. Хорошо подходит для различных приложений, включая медицинские.

Наиболее подходящими параметрами для задачи многоэлектродной регистрации электрокардиосигнала обладает специализированная микросхема ADC1298 [138]. В выбранной микросхеме АЦП на каждом канале стоит собственный аналого-цифровой преобразователь, таким образом вычисления текущих значений по всем каналам происходят одновременно.

ADS1298 оснащен встроенным аналоговым интегрированным интерфейсом (AFE) для упрощения дизайна и экономии места на печатной плате, благодаря использованию меньшего числа компонентов, интеграции основных функций, которые требуются для аналоговых интерфейсов ECG и EEG, включая следующие: восемь усилителей с программируемым коэффициентом усиления и низким уровнем шумов (PGAs); восемь аналого-цифровых преобразователей с высоким разрешением и одновременной выборкой; непрерывное слежение за присоединением электрода; встроенный генератор и источник опорного сигнала для уменьшения занимаемого места на плате и снижения потребления энергии. В приложении 4 представлена функциональная схема ADS1298 [138].

При выборе микросхем в качестве управляющего модуля были рассмотрены следующие микроконтроллеры (МК):

– STM32F407VG [134] – ядро Cortex-M4, частота 168 МГц, 512 КБ Flash, 192 КБ SRAM. Широко используется в медицинских устройствах, автомобильной электронике и робототехнике;

– GD32F407[128] – ядро cortex-M4, частота 168 МГц, 512 КБ Flash, 192 КБ SRAM. Используется в тех же областях, что и STM32, включая Internet of things (IoT), системы автоматизации, промышленность, сенсорные устройства и многое другое;

– LPC4078[131] ядро cortex-M4, частота 120 МГц, 512 КБ Flash, 96 KB SRAM. LPC4078 от NXP имеет схожие характеристики с STM32F407VG и GD32F407, но с немного более низкой тактовой частотой. Также LPC4078 включает в себя расширенные возможности для работы с аудио и видео сигналами, благодаря встроенным усилителям.

В результате сравнения характеристик установлено, что МК STM32F407 – лучший выбор для высокопроизводительных приложений, требующих широкой поддержки и проверенных решений от известного производителя.

Выбранный управляющий модуль [133] выполнен в корпусе Low-profile Quad Flat Pack (LQFP) и имеет 100 выводов. Микроконтроллер оснащен широким набором периферии: 2 CAN, SDIO, 3 SPI, 4 USART, 3 I2C, 17 таймеров. Функциональная схема управляющего модуля приведена в приложении 5.

Для обеспечения связи блока регистрации ССНЭКД по проводному интерфейсу USB с ПК были рассмотрены следующие микросхемы:

- FTDI245R [126] – тип преобразования USB – parallel FIFO interface, скорость передачи до 1 Мбайта/с, количество ножек у микросхемы – 28. Хорошо известен своей стабильной работой и широким распространением;
- CH340 [137] – тип преобразования USB – UART, скорость передачи до 0.25 Мбайт/с, количество ножек у микросхемы – 20. Один из самых популярных и бюджетных преобразователей USB в последовательные интерфейсы;
- PL2303 [132] – тип преобразования USB – UART, скорость передачи до 0.25 Мбайт/с, количество ножек у микросхемы – 28. PL2303 также является популярным преобразователем USB в последовательные интерфейсы, отличается высокой стабильностью работы/

Микросхема FTDI245R – лучший выбор для обеспечения соединения электронного блока регистрации с сервером по проводному интерфейсу USB ввиду высокой надежности и производительности (скорость передачи до 1 Мбайт/с) [17]. Кроме того, для взаимодействия с преобразователем USB со стороны сервера производитель предоставляет специализированную DLL (Dynamic Link Library) D2XX.dll [127]. Использование специализированной библиотеки открывает больше возможностей для работы с преобразователем USB.

В соответствии с функциональной схемой из рисунка 4.7 был реализован электронный блок регистрации, в котором можно выделить следующие основные блоки [28, 29]:

- MCU – блок включает микроконтроллер STM32F407VGT6 и необходимую для его работы схему включения;
- 2 ADC – блок включает микросхемы АЦП ADC1298 с соответствующей обвязкой;
- 16 мультиплексоров;
- 64 фильтрующих элемента на каждый канал;
- блок питания;
- FTDI – блок включает в себя микросхему преобразователь USB – FTDI245R и необходимую схему включения;
- блок светодиодов;
- блок кнопок;
- 5 разъёмов (3 разъёма для подключения электродов, 1 разъём USB, 1 разъём для программирования по интерфейсу SWD).

В соответствии со схемой была спроектирована печатная плата, характеристики которой приведены в таблице 4.7

Таблица 4.7 – Характеристики печатной платы электронного блока регистрации

Характеристики	Значение
Размеры	180 x 145 мм
Толщина	1.8мм
Количество слоев	4 слоя
Материал ядра	FR4 Tg150
Материал препрета	FR4 2116
Толщина фольги	35мкм
Тип финишного покрытия	HASL (Hot Air Solder Leveling)

Разработанная печатная плата электронного блока регистрации даёт возможность для дальнейшей разработки и тестирования программного обеспечения управляющего модуля – микроконтроллера STM32F406VGT6.

Для сопоставления параметров разработанного блока регистрации и требований, сформулированных в таблице 4.1, проведено исследование, результаты которого приведены в таблице 4.8.

Таблица 4.8 – Исследование характеристик электронного блока регистрации

№	Функциональное требование	Примечание
1	Частота дискретизации – 1 кГц	В ходе эксперимента зарегистрированы тестовые сигналы с известными временными характеристиками, что позволило убедиться, что все каналы устройства обеспечивают дискретизацию с частотой 1 кГц
2	Интерфейс связи – USB	Подключение в серверной части ССНЭКД выполнено по интерфейсу USB
3	Пропускная способность канал связи – 1Мбайт / с	Результаты эквивалентны показаниям на рисунке 4.11, что подтверждает скорость передачи
4	Чувствительность канала регистрации ЭКС – от 1 мкВ	Исходя из технической документации на выбранную микросхему АЦП [138] и параметрами входных каскадов чувствительность канала регистрации ЭКС соответствует требованию
5	Напряжение питания – 5 В (от встроенного аккумулятора или USB)	Питание устройства осуществлялось от USB порта ПК, напряжение которого соответствует 5В
6	Потребляемая мощность блока регистрации – не более 0,2 Вт	Потребляемая мощность блока регистрации измерена экспериментально с использованием цифрового мультиметра, подключённого в разрыв цепи питания. Потребляемая мощность составила не более 0,2 Вт.

Анализ таблицы 4.8 показывает, что электронный блок регистрации удовлетворяет требованиям 4, 8, 9, 10, 11, 12 таблицы 4.1. Разработанный блок регистрации соответствует ключевым функциональным требованиям по частоте дискретизации, интерфейсу передачи данных, чувствительности каналов и электропитанию. Это подтверждает правильность выбранной архитектуры устройства и применённых технических решений.

#### 4.4. Разработка программного обеспечения ССНЭКД

##### 4.4.1. Разработка программного обеспечения блока регистрации множественных отведений

Управляющим устройством электронного блока регистрации множественных отведений ЭКС является микроконтроллер STM32F407VGT6 (см. приложение 5). В составе ССНЭКД микроконтроллер выполняет следующие функции:

- управление внешними, специализированными микросхемами АЦП; конфигурирование, синхронизация и опрос ADS1298 с нужными интервалами времени;
- синхронное с опросом АЦП переключение 16-ти мультиплексоров;
- взаимодействие с каналом связи с использованием микросхемы преобразователя FTDI245R, соблюдение требуемой скорости передачи, соответствие протоколу связи;
- обработка внешних воздействий и считывание состояния дискретных входов (кнопок), управление световой индикацией;
- диагностика внутренних неисправностей, ошибок канала связи, ошибок АЦП.

Программное обеспечение, выполняющее описанные выше задачи, было разработано в среде Integrated Development Environment (IDE) Visual Studio Code [147] на языке С. В проекте используется компилятор GCC [140], программа для подготовки файлов для сборки CMake [141], система сборки Ninja [148]. Для загрузки исходных файлов в Flash память МК используется программатор Jlink [136] совместно с программой Jlink Commander.

Алгоритм работы ПО электронного блока регистрации [18] представлен на рисунке 4.12 [23].

В соответствии с рисунком 4.12 а, при старте работы блока регистрации запускается инициализация внутренних модулей микроконтроллера, для многоканальной регистрации были задействованы такие внутренние модули, как таймеры, дискретные входы и выходы, внутренний ADC, DMA, блоки SPI и USART [23].

Затем происходит инициализация внешней периферии, это настройка мультиплексоров, конфигурирование внешних микросхем АЦП и настройка преобразователя USB для канала связи.

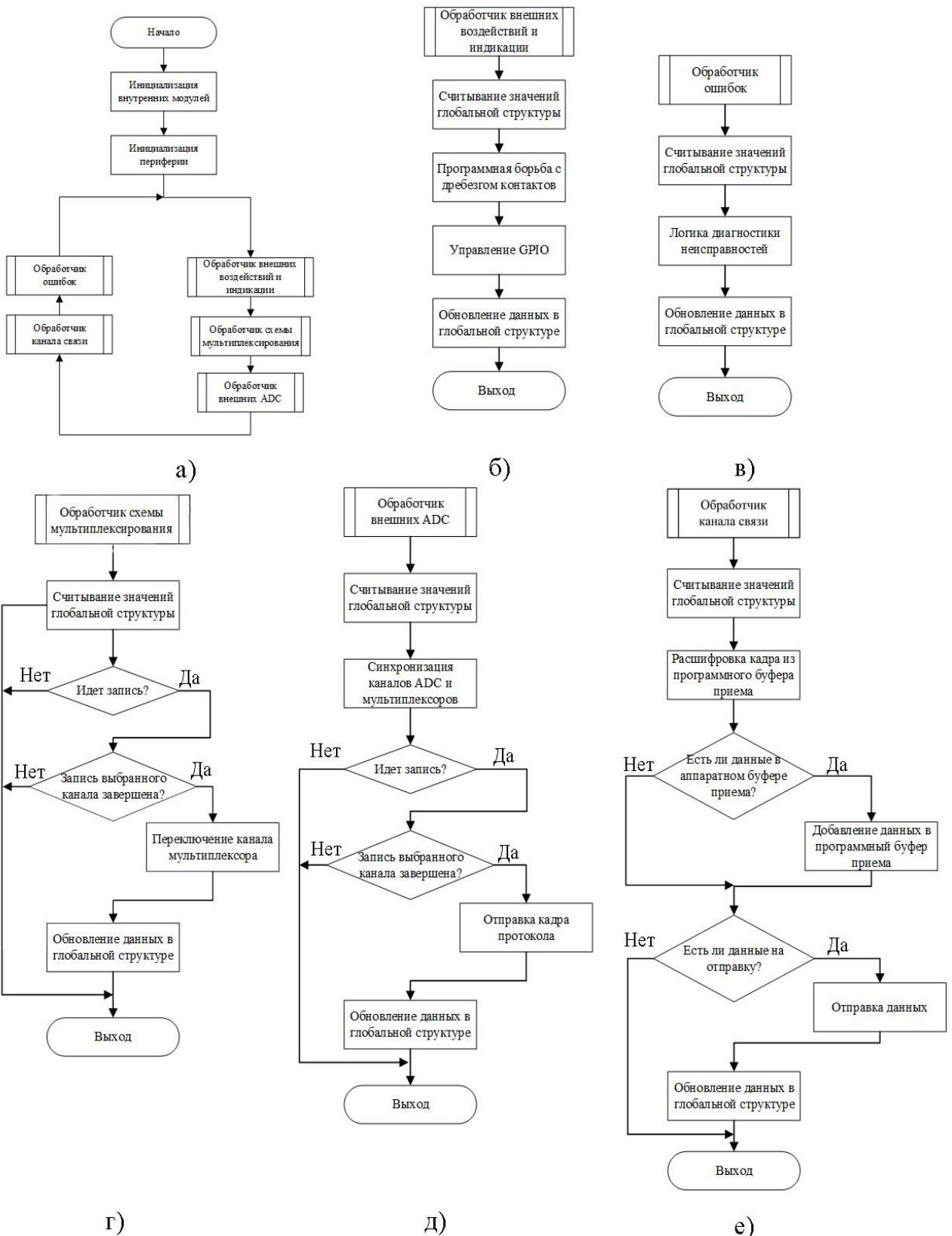


Рисунок 4.12 – Алгоритм работы вычислительно модуля блока регистрации

После прохождения инициализации запускается основной цикл, разделенный на несколько обработчиков с явно разграниченным функционалом. Однако каждый

обработчик имеет возможность уведомить другой обработчик, посредством общей, глобальной структуры данных.

Обработчик внешних воздействий и индикации (рисунок 4.12 б), позволяет считывать состояния кнопок, позволяет управлять индикацией. Обработчик считывает текущее состояние флагов в глобальной структуре и принимает решение о требуемом состоянии индикации. Далее по алгоритму идет блок программной защиты от дребезга контактов, после которого считывается состояние кнопок и заполняются поля структуры.

Обработчик ошибок (рисунок 4.12 в) производит регулярную диагностику всей системы, информирует оператора о текущем состоянии системы. При обнаружении неисправности, обработчик информирует модуль индикации, путем заполнения глобальной структуры, помимо этого информация об ошибках передается на сервер.

Обработчик схемы мультиплексирования, (рисунок 4.12 г) тесно связан с обработчиком внешних ADC ввиду необходимости синхронизации каналов. При получении команды о начале регистрации по каналу связи, обработчик переключает каналы мультиплексора, и ожидает флаг от обработчика внешних АЦП об окончании опроса выбранного канала, после чего переключает канал мультиплексора.

Обработчик внешних АЦП (рисунок 4.12 д), обеспечивает возможность конфигурирования и управления внешними АЦП. При получении команды о начале регистрации от обработчика канала связи, модуль начинает синхронную работу с обработчиком мультиплексоров; полученные от АЦП данные отправляются в буфер в канал связи на отправку.

Обработчик канала связи (рисунок 4.12 е), при проводном подключении отвечает за настройку и управлением преобразователем USB. А также реализует сам протокол обмена с сервером [17].

Временные диаграммы работы электронного блока регистрации представлены на рисунке 4.13 где каналы с 0, 1, 2 – цифровой интерфейс SPI,

каналы 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 – параллельная шина, подключенная к микросхеме FTDI [17], которая реализует физический уровень канала связи.

На временной диаграмме видно, что интервал дискретизации ЭКС в электронном блоке регистрации составляет 1мс (частота оцифровки 1000 Гц). За интервал дискретизации 4 раза происходит опрос 16 каналов АЦП и переключение мультиплексоров, суммарное время получения данных о мгновенном значении потенциалов составило 678 мкс.

Время передачи значений потенциалов ЭКС на сервер ССНЭКД составляет 603 мкс, что соответствует скорости передачи FTDI245R в 1 Мбайт/с и удовлетворяет требованиям к каналу связи (см. формулу 2.14).

Приведенный алгоритм работы электронного блока регистрации множественных отведений ЭКС обеспечивает достоверность передачи данных  $10^{-7}$  (см. раздел 2.3.1 формула (2.11)), что обеспечивает требование 9 таблицы 4.1. Описанные аппаратно-программные средства блока регистрации множественных отведений ЭКС позволяют осуществлять регистрацию 64 каналов ЭКС [20] и передавать их данные с заданной достоверностью, что экспериментально подтверждено временными диаграммами на рисунке 4.13.

#### 4.4.2. Разработка программного обеспечения серверной части ССНЭКД

Серверная часть ССНЭКД может быть запущена на персональном компьютере медицинского персонала, либо на серверном компьютере.

Программное обеспечение серверной части ССНЭКД должно выполнять следующие задачи:

- подключение по каналу связи к электронному блоку регистрации;
- реализация протокола связи с соблюдение временных ограничений;
- помехоустойчивая обработка данных;

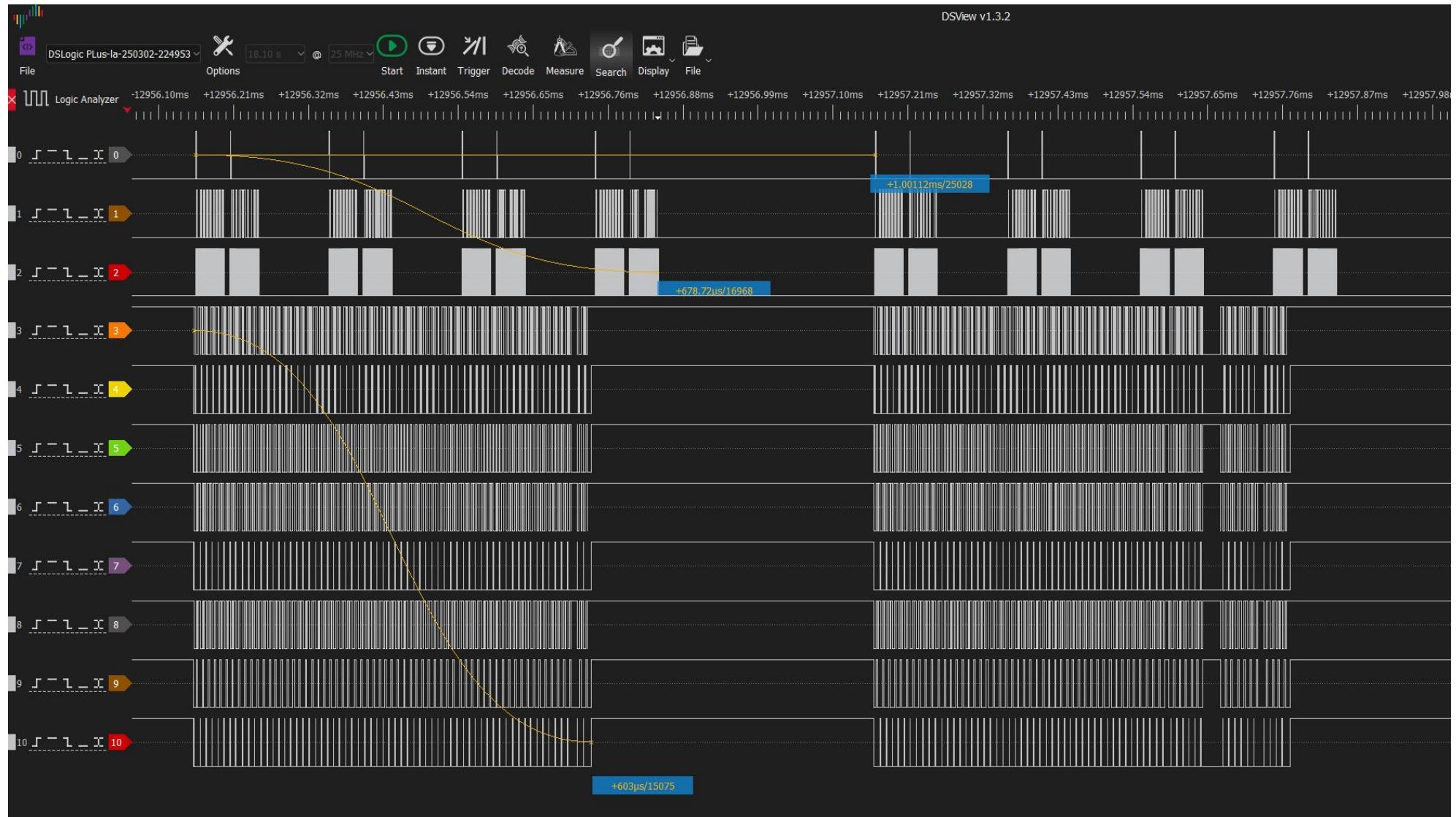


Рисунок 4.13 – Результаты тестирования ПО электронного блока регистрации

- построение и просмотр цифрового двойника сердца;
- регистрация и просмотр множественных отведений ЭКС;
- визуализация ЭАС сердца;

Организация ПО должна быть выстроена таким образом, чтобы данные непрерывно считывались, непрерывно отправлялись, непрерывно расшифровывались и при этом приложение должно реагировать на пользовательский интерфейс. Для этого необходимо использовать многопоточный подход к построению приложений [24].

Программное обеспечение для серверной части ССНЭКД было написано на языке C# на базе .NET Framework WPF (Windows Presentation Foundation). Разработка велась в IDE Visual Studio [116].

На рисунке 4.14 [24] показано разделение приложения на несколько базовых модулей при работе с каналом связи (термин «модуль» подразумевает отдельный поток, отвечающий за конкретную задачу):

Модуль 1 осуществляет считывание массива данных с объекта Stream (потока данных), с дальнейшей упаковкой и добавлением считанных данных в удобную для дальнейшего пользования структуру данных “кольцевая очередь”, которая содержит массив считанных данных и его размер. Кольцевая очередь с произвольным количеством элементов – наиболее эффективная структура данных, позволяющая эффективно работать с памятью, не допуская ошибки переполнения памяти.

Модуль 2 осуществляет считывание данных из “кольцевой очереди”, разбивает данные на пакеты, производит вычисление и сравнение контрольной суммы и при успешной проверке складывает данные, содержащие информацию о канальных группах (одна канальная группа содержит информацию об электрическом потенциале 64 каналов ЭКС). Далее модуль добавляет пакеты в структуру данных “стек”, структура данных “стек” более легковесная, по сравнению с кольцевой очередью, а ошибка, связанная с недостатком объема памяти, невозможна, т.к. задача, забирающая данные из “стека”, не производит

никаких вычислений, только забирает данные. Таким образом, отставания при считывании данных от заполнения данных не произойдет.

Модуль 3 осуществляет отображение считанной информации о канальных группах в пользовательском интерфейсе (на экране монитора): модуль работает со структурой данных “стек” и забирает из него готовые пакеты для дальнейшего отображения.

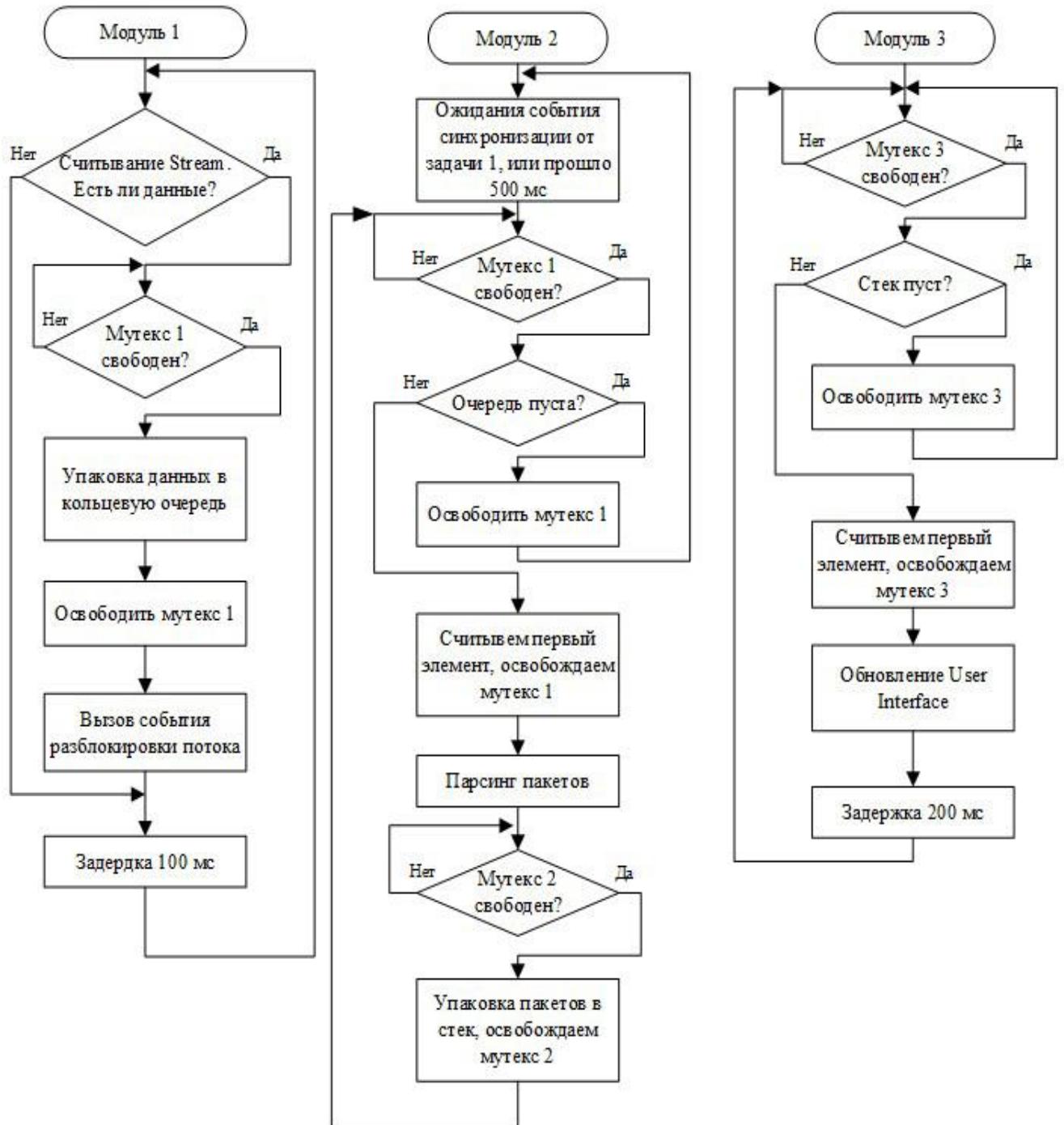


Рисунок 4.14 – Базовые модули взаимодействующие с каналом связи в серверной части ССНЭКД

Модули 4-5 не показаны на рисунке 4.14 ввиду того, что принцип их работы идентичен модулям 1-2, за исключением того, что они взаимодействуют с данными для отправки, а модули 1-2 – с данными приема.

Модуль 4 производит действия, обратные модулю 2. А именно, упаковывает данные, необходимые для отправки с ПК в блок регистрации, в общий формат обмена (упаковка данных в определенный протокол). Далее «обернутые» данные складываются в структуру данных “кольцевая очередь”, которая выбрана в связи с теоретической возможностью отставания скорости физической отправки данных от скорости записи в структуру данных.

Модуль 5 считывает данные из “кольцевой очереди” на отправку, и упаковывает их в массив на отправку в объект Stream.

На рисунке 4.14 [24], термин мутекс (с английского Mutex) – это примитив синхронизации, который может использоваться в межпроцессорной синхронизации [115]. Если двум или более потокам требуется доступ к общему ресурсу одновременно, системе требуется механизм синхронизации, гарантирующий, что ресурс использует только один поток за раз. Мутекс обеспечивает этот механизм: если какой-либо модуль на рисунке 4.14 в условии “Мутекс N свободен”, заходит в ветвь “Да”, то он “забирает” этот мутекс, и другой модуль не сможет зайти в ветвь “Да”, при опросе того же мутекса N, пока модуль, “владелец” мутекса, не освободит его.

Приведённый на рисунке 4.14 алгоритм работы с каналом связи обеспечивает стабильную многопоточную работу, без потери данных, при скорости передачи 1 Мбайт/с (см. раздел 2.4, рисунок 2.17 [24]).

#### 4.4.3. Организация интерфейса серверной части ССНЭКД

Разработанное программное обеспечение ССНЭКД обеспечивает удобный доступ к основным функциональным возможностям, включая создание нового цифрового двойника сердца, просмотр текущих данных цифрового двойника и обновление ранее созданных двойников.

Структура программного обеспечения серверной части ССНЭКД представлена на рисунке 4.15.



Рисунок 4.15 – Структура программного обеспечения серверной части ССНЭКД

Архитектура ПО на рисунке 4.15 реализована по модульному принципу, что обеспечивает гибкость и возможность расширения функционала.

В состав ПО входят следующие основные блоки:

-интерфейс программы, представляющий собой пользовательскую оболочку, через которую осуществляется доступ к ключевым функциям. В его состав входят: модуль визуализации множественных отведений ЭКС, обеспечивающий представление зарегистрированных сигналов в удобной для анализа форме, модуль визуализации электрической активности сердца, позволяющий наглядно отобразить пространственно-временные характеристики потенциалов, модуль анализа критических состояний сердца, реализующий алгоритмы автоматического

выявления патологических состояний и модуль взаимодействия с цифровым двойником, обеспечивающий доступ к сохранённым данным;

-модуль формирования и выдачи заключений, который автоматизирует процесс подготовки результатов обследования. На основе анализа загруженных данных формируются диагностические отчёты, что существенно сокращает время интерпретации информации;

-подсистема хранения и обмена данными, включающая базу данных для долговременного хранения цифровых двойников и результатов обследований, а также модуль экспорта/импорта данных, обеспечивающий обмен информацией между серверной частью и внешними источниками;

-модуль предобработки, выполняющий фильтрацию и подготовку зарегистрированных сигналов к дальнейшему анализу;

-модуль взаимодействия с интерфейсом связи, реализующий связь с различными интерфейсами: последовательным, для прямого обмена данными, и удалённым интерфейсом;

Основное меню программы представлено на рисунке 4.16, оно обеспечивает доступ к основным функциям: создание нового цифрового двойника, загрузка уже существующего из базы данных и взаимодействие с выбранным цифровым двойником.

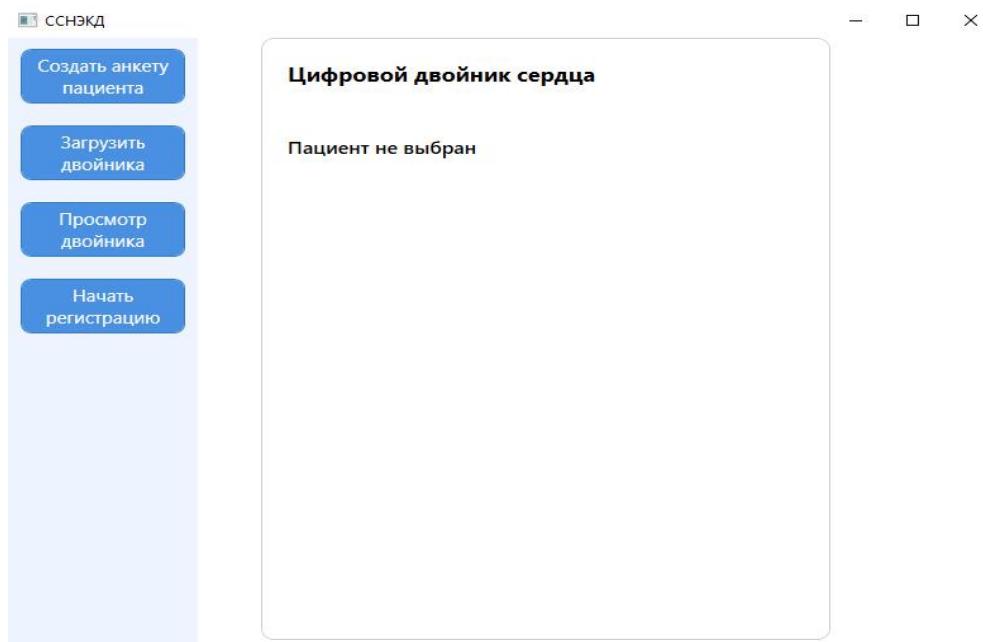


Рисунок 4.16 – Основанное меню программы

При нажатии на кнопку «Создать анкету пациента» открывается меню, показанное на рисунке 4.17. На данном этапе кардиологу предоставляется возможность ввести основные анкетные данные: имя, возраст, пол, а также указать дату создания. После нажатия на кнопку «Создать» анкета пациента с пустым ЦД сохраняется в базу данных и открывается основное меню, на котором выбран пациент.

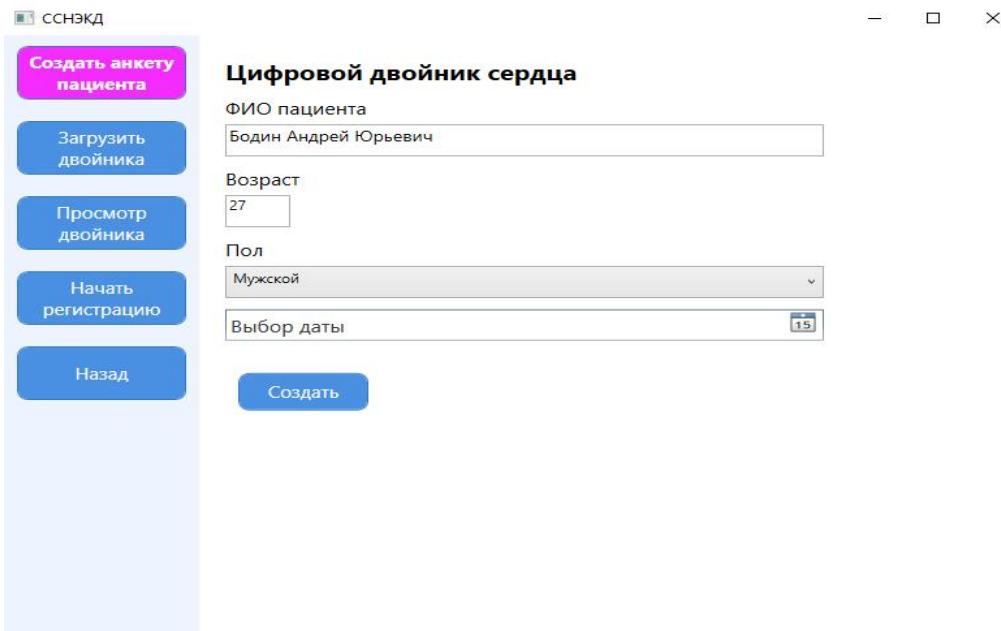


Рисунок 4.17 – Создание нового цифрового двойника

Кнопка «Загрузить двойника» позволяет загрузить из базы данных в программу ранее созданные цифровые двойники для анализа или обновления данных (см. рисунок 4.18). После выбора ЦД открывается основное меню, на котором выбран указанный ранее двойник.

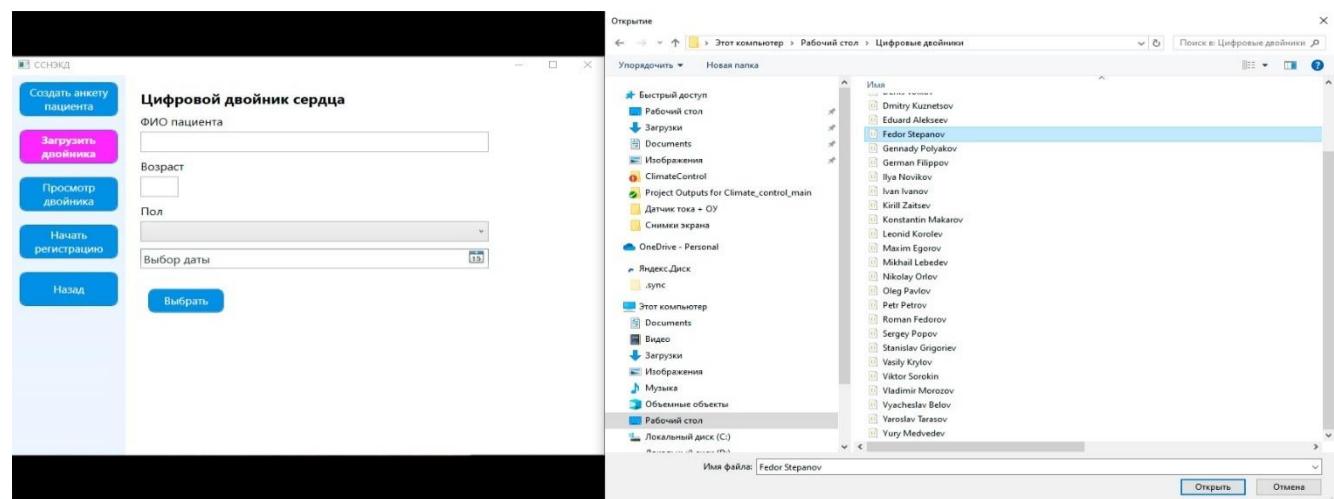


Рисунок 4.18 – Загрузка цифровых двойников

После выбора уже существующего ЦД или создания анкеты пациента с пустым двойником открывается возможность начать регистрацию, для этого необходимо нажать на кнопку «Начать регистрацию» в основном меню программы, после чего открывается окно «Начать регистрацию», укрупнённый фрагмент которого, показан на рисунке 4.19.

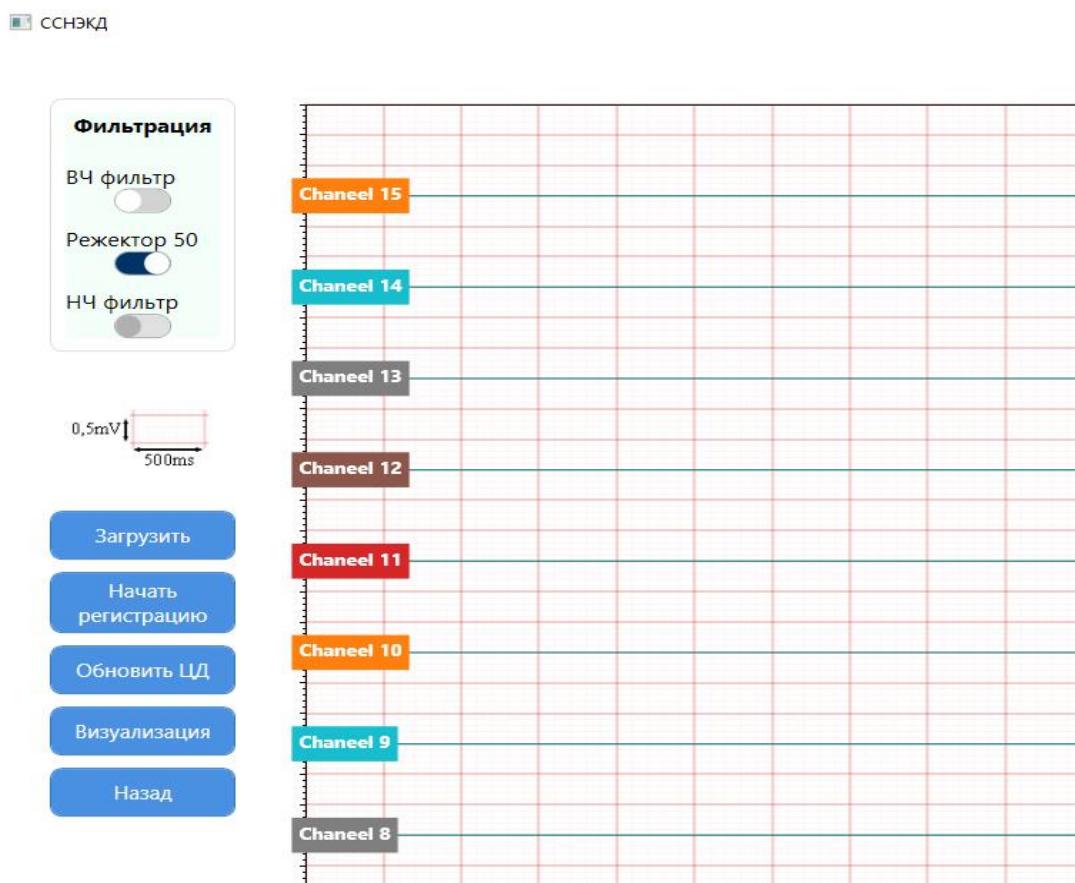


Рисунок 4.19 – Окно «Начать регистрацию», укрупнённый фрагмент

При нажатии кнопки «Начать регистрацию» запускается процесс записи и отображения данных с множественных отведений. На экране в режиме реального времени начинают выводиться значения регистрируемых потенциалов, что позволяет кардиологу контролировать правильность подключения электродов и качество сигнала (см. рисунок 4.20). Форма отображения реализована в виде 4-х столбцов с 16-ю каналами в каждом, в каждом столбце реализована собственная ручная подстройка масштаба по вертикали и горизонтали с помощью клавиш (Shift + колесо мыши и Ctrl + колесо мыши).

Для завершения процесса регистрации необходимо нажать кнопку «Остановить регистрацию», которая становится активной после запуска регистрации.

Если в ЦД уже присутствуют данные о значениях потенциалов множественных ЭКС, то новые данные после регистрации автоматически обновляют существующие записи, заменяя их более актуальной информацией. Для внесения изменений в базу данных предусмотрена кнопка «Обновить ЦД».

Для просмотра сведений из базы данных предусмотрена кнопка «Просмотр двойника» в основном меню программы (см. рисунок 4. 16). Экранная форма окна просмотра двойника идентична окну, показанному на рисунке 4.20.

Интерфейс регистрации предусматривает возможность загрузки данных извне. По выбору кардиолога в программу может быть загружен файл с результатами многоканальной регистрации, полученный в другом медицинском центре. Для этого используется кнопка «Загрузить», после чего выбранные данные сохраняются в составе цифрового двойника пациента. Встроенные инструменты предварительного просмотра позволяют до загрузки убедиться в корректности формата и содержимого файла.

После привязки данных о многоканальной регистрации ЭКС появляется возможность визуализации ЭАС с помощью кнопки «Визуализация». Возможности визуализации ЭАС показаны на рисунке 4.21.

Реконструкция карты распределения электрического потенциала на поверхности квазиэпикарда позволяет получить размеры неоднородностей порядка 2-3 см, что невыполнимо для карт потенциала на поверхности торса. Показанная синхронизация во времени 2D карт потенциала на поверхности сердца и известной кардиологу электрокардиограммы (см. рисунок 4.21) способствует наглядности при визуализации в динамике электрической активности сердца на кардиоцикле. Также достоинством 2D карты потенциала является возможность наблюдения временной динамики электрической активности во всех областях миокарда без дополнительной смены ракурса.

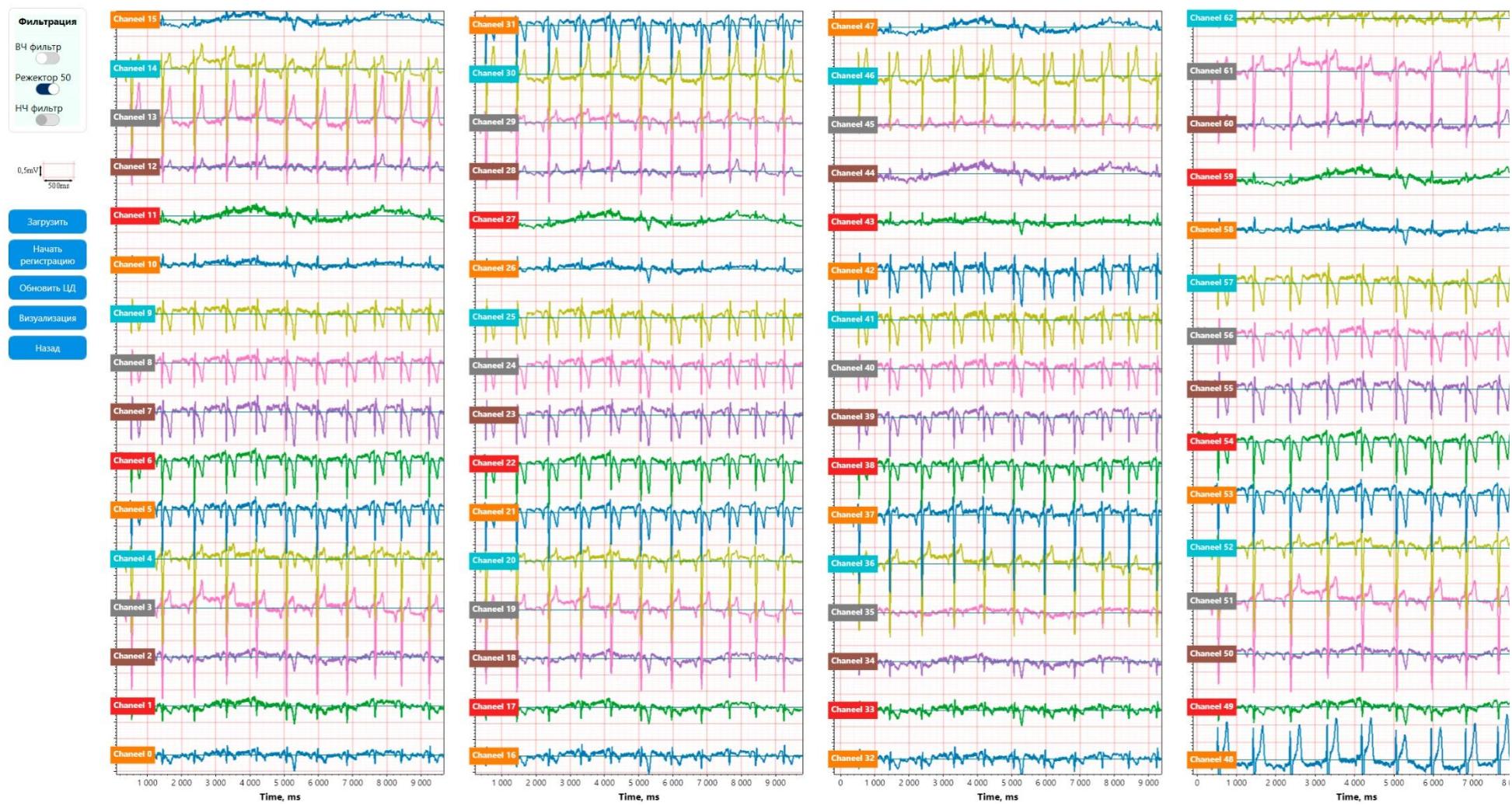


Рисунок 4.20 – Процесс регистрации

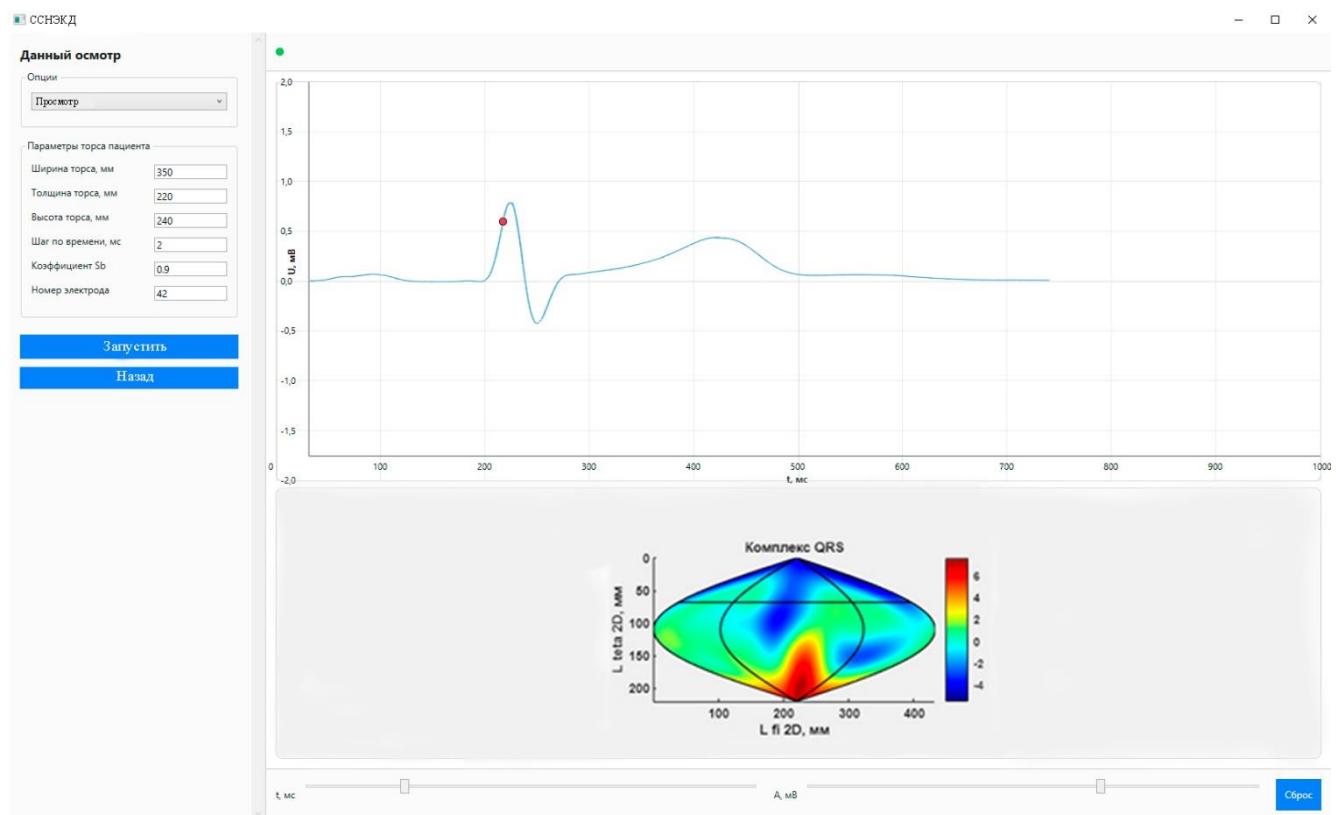


Рисунок 4.21 –Результат визуализации ЭАС

Разработанное программное обеспечение для серверной части ССНЭКД ориентировано на решение задач создания, хранения и анализа цифровых двойников, обеспечивая возможность комплексного анализа данных. Программное обеспечение позволяет без потери информации передавать и принимать данные по каналу связи от электронного блока регистрации.

## Выводы по главе 4

1. Разработана конструкция жилета с предустановленными электродами, выбранные материалы и элементы (см. приложение 3) обеспечивают необходимую растяжимость и износостойкость в соответствии с таблицей 4.1. Использование жилета позволяет ускорить время наложения электродов на тело человека и позволяет минимизировать риск неправильной установки электродов, таким образом сложность процедуры регистрации для медицинского персонала снижена примерно на 30% за счёт сокращения времени подключения электродов

2. Осуществлен подбор элементной базы для электронного блока регистрации на основании требований таблицы 4.6. Реализован прототип, характеристики которого приведены в таблице 4.1.

3. Разработано программное обеспечение электронного блока регистрации, обеспечивающее многоканальную регистрацию 64 отведений ЭКС с частотой дискретизации 1000 Гц и взаимодействие с серверной частью по каналу связи. Программное обеспечение реализует требования, изложенные в таблице 4.1. В ходе испытаний подтверждена работоспособность системы (см. рисунок 4.13), оформлено свидетельство о регистрации ПО [18].

4. Разработано программное обеспечение для серверной части, взаимодействующее с электронным блоком регистрации по каналу связи. Многопоточный подход к написанию серверного ПО обеспечил выигрыш в быстродействии в 2.2 раза (см. раздел 2.4 рисунок 2.17) [24].

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

В ходе проведенных исследований и решения поставленных задач были получены следующие результаты.

1. На основе анализа существующих методов неинвазивной электрокардиодиагностики определены направления путей развития и совершенствования ЭКГ-картирования сердца в условиях скрининга для повышения эффективности неинвазивной электрокардиодиагностики.

2. Разработана структура скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации, цифрового двойника сердца и помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов для улучшения характеристик точности, быстродействия и помехоустойчивости системы, причем применение многопоточной обработки на серверной стороне дает выигрыш во времени обработки не менее, чем в 2 раза.

3. Разработаны способы и алгоритмы многоканальной пространственно-временной обработки электрокардиосигналов, обеспечивающие оценку сердечной деятельности пациента в составе цифрового двойника сердца, включая реконструкцию и визуализацию распределения электрических потенциалов на поверхности эпикарда и выявление критического состояния сердца, что позволяет получить новую диагностическую информацию о состоянии сердца, причем размеры области локализации электрической активности миокарда составляют до 2,5 – 3 см.

4. Предложены новые способы и алгоритмы помехоустойчивой обработки и передачи многоканальных электрокардиосигналов при: а) подавлении электрокардиографических помех на основе эмпирической модовой декомпозиции с учетом характеристик помехи в пассивной фазе, что позволило уменьшить среднеквадратическую ошибку подавления ВЧ помехи до 15 мкВ и снизить коэффициент дрейфа потенциала до уровня 0,06; б) помехоустойчивой передаче многоканальных электрокардиосигналов на основе сверточного кодирования с «мягким» декодированием по Витерби, что дает выигрыш около 2 дБ по сравнению

с «жестким» декодированием, причем для получения вероятности битовой ошибки в диапазоне  $10^{-3}$ – $10^{-6}$  выигрыш по отношению сигнал/шум по сравнению с каналом без избыточного кодирования составляет от 3 дБ до 5,5 дБ.

5. Разработанное в рамках структуры скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики оригинальное устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала в виде жилета и блока регистрации обеспечивает в скрининге требуемую скорость передачи информации на сервер и снижение длительности процедуры регистрации для медицинского персонала до 5-7 минут за счёт сокращения времени подключения электродов и автоматизации процесса.

## ПЕРЕЧЕНЬ ПРИНЯТЫХ СОКРАЩЕНИЙ

АД	Артериальное давление
АРМ	Автоматизированное рабочее место
АЦП	Аналого-цифровой преобразователь / преобразование
БД	База данных
ВОЗ	Всемирная организация здравоохранения
ВРС	Вариабельность ритма сердца
ВСС	Внезапная сердечная смерть
ГК	Грудная клетка
ИМ	Инфаркт миокарда
ИБС	Ишемическая болезнь сердца
ИП	Информативный параметр
ИС	Информационная система
КА	Клеточный автомат
КППТ	Карта потенциалов на поверхности торса
КППЭ	Карта потенциалов на поверхности эпикарда
КС	Критическое состояние
КЦ	Кардиоцикл
КЭИПЭ	Карта электрических источников на поверхности эпикарда
МАТ	Мультиагентная технология
МИС	Медицинская информационная система
МО	Медицинская организация
МРТ	Магнитно резонансная томография
НКД	Неинвазивная электрокардиодиагностика
НПВМ	Нарушения проводимости возбуждения миокарда
ОСП	Отношение сигнал/помеха
ОЗ ЭКГ	Обратная задача электрокардиографии
ПГХ	Преобразование Гильберта-Хуанга
ПП	Поверхностные потенциалы
ПЭП	Поверхность энергетической плотности

РР	Радиоканал
СК	Свёрточные коды
СПО	Сигнально-помеховая обстановка
ССС	Сердечно-сосудистая система
СКО	Среднеквадратическое отклонение
СР	Сердечный ритм
СРМО	Система регистрации множественных отведений электрокардиосигнала
ССЗ	Сердечно сосудистые заболевания
ССС	Сердечно сосудистая система
ССНКЭД	Скрининговая система неинвазивной электрокардиодиагностики
ТМПД	Трансмембранный потенциал действия
ТШ	Травматический шок
ФВ	Фракция выброса
ЦД	Цифровой двойник
ЦОС	Цифровая обработка сигналов
ЧС	Чрезвычайная ситуация
ЧСС	Частота сердечных сокращений
ЭАС	Электрическая активность сердца
ЭИТ	Электроника и информационные технологии
ЭКГ	Электрокардиография
ЭКГВР	Электрокардиография высокого разрешения
ЭКП	Экстренная кардиологическая помощь
ЭКС	Электрокардиосигнал
ЭМ	Эмпирическая мода
ЭЭГС	Эквивалентный электрический генератор сердца

## СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Алгазин, Е.И. Повышение помехоустойчивости радиотехнических систем на основе инвариантных алгоритмов обработки сигналов. Диссертация д-ра техн. наук / Е.И. Алгазин. 2013. – 260 с.
2. Аракчеев, А.Г. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца / А.Г. Аракчеев, А.В. Сивачев. М.: ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2002. – 128 с.
3. Баевский, Р.М. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) / Р.М. Баевский. Вестник аритмологии. 2001. № 24. – С. 65–87.
4. База знаний по сбору данных. Типы преобразователей АЦП [Электронный ресурс]. URL: <https://dewesoft.com/ru/blog/types-of-adc-converters> (дата обращения: 09.01.2023).
5. Бакалов, В.П. Медицинская электроника: основы биотелеметрии / В.П. Бакалов. М.: Юрайт, 2021. – 326 с.
6. Балахонова, С.А. Системы неинвазивной кардиодиагностики: монография под ред. О.Н. Бодина / С.А. Балахонова, К.А. Ожикенов, В.Г. Полосин, Ф.К. Рахматуллов. — Алматы: ТОО «Издательство LEM», 2017. – 204 с.
7. Балашов, Ю. Новости микроэлектроники. Проектирование регистраторов электрокардиосигнала для системы дистанционного мониторинга электрокардиограмм [Электронный ресурс]. URL: [http://www.chipnews.ru/html.cgi/arhiv/03\\_08/9.htm](http://www.chipnews.ru/html.cgi/arhiv/03_08/9.htm) (дата обращения: 09.01.2023)
8. Баскаков, С.И. Радиотехнические цепи и сигналы / С.И. Баскаков. М.: Высшая школа, 1988. – 448 с.
9. Баум, О.В. QT-дисперсия: модели и измерения / О.В. Баум, Л.А. Попов, В.И. Волошин. Вестник аритмологии. 2000. № 20. – С. 6–17.
10. Безбородова, О.Е. Оценка функционального состояния организма и оказание экстренной кардиологической помощи при проведении поиско-

спасательных работ / О.Е. Безбородова, А.Ю. Бодин, Ф.Г. Рахматулов. Российский кардиологический журнал. 2022. Т. 27. № S6. – С. 68-69.

11. Бендат, Дж. Основы теории случайных шумов и ее применения / Дж. Бендат. М.: Наука, 1965.— 463 с.

12. Бендат, Дж. Прикладной анализ случайных данных: пер. с англ. / Дж. Бендат, А. Пирсол. — М.: Мир, 1989. — 540 с.

13. Блейхут, Р.Э. Теория и практика кодов, контролирующих ошибки. пер. с англ. / Р.Э. Блейхут. — М.: Мир, 1986. — 576 с.

14. Блинова, Е.В. Фонокардиография: новые возможности в свете цифровых технологий. / Е.В. Блинова, Т.А. Саханова. 2018. – С.12 – 15.

15. Бодин, А.Ю. Клиент-серверная структура и помехоустойчивая передача данных в скрининговой системе неинвазивной электрокардиодиагностики / А.Ю. Бодин. - XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. 2025. – Т. 14. № 2 (70). С. 17-26.

16. Бодин, А.Ю. Многопоточный интерфейс для считывания данных при многоканальной обработке электрокардиосигналов / А.Ю. Бодин. Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы. Биомедсистемы-2023: Сборник трудов XXXVI Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. — Рязань, 2023. – с. 199-202.

17. Бодин, А.Ю. Передача данных с электронного устройства на компьютер с использованием микросхемы FTDI при решении задачи многоканальной регистрации ЭКС / А.Ю. Бодин. Радиоэлектроника, электротехника и энергетика, Тезисы докладов Двадцать девятой Международной научно-технической конференции студентов и аспирантов. Москва, 2023. – 192 с.

18. Бодин, А.Ю. Программа для проведения многоканальной регистрации электрокардиосигналов / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ. — RU 2024617414, 01.04.2024. Заявка от 17.03.2024.

19. Бодин, А.Ю. Помехоустойчивая обработка в скрининговой системе неинвазивной электрокардиодиагностики с множественной регистрацией

отведений электрокардиосигналов / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, Л.Ю. Кривоногов Радиоинфоком-2024: Сборник научных статей VIII Международной научно-практической конференции. Москва, 2024. –478–484 с.

20. Бодин, А.Ю. Особенности регистрации множественных отведений электрокардиосигналов / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Чыонг Тхи Лан Нхи. ФРЭМЭ XV Международная научная конференция "Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии", 2022. – 461–465 с.

21. Бодин, А.Ю., Крамм М.Н., Бодин О.Н., Сержантова Н.А. Радиоэлектронная подсистема регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин. Радиоинфоком-2024: Сборник научных статей VIII Международной научно-практической конференции. Москва, 2024. – 68–72 с.

22. Бодин, А.Ю. Разработка интерфейса связи для считывания данных при многоканальной обработке электрокардиосигналов / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм. - В книге: Радиоэлектроника, электротехника и энергетика. Тезисы докладов Тридцатой международной научно-технической конференции студентов и аспирантов. Москва, 2024. С. 165. –68–72 с.

23. Бодин, А.Ю. Алгоритм работы блока регистрации в многоэлектродной электрокардиологической системе / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Чыонг Тхи Лан Нхи. Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы. Биомедсистемы-2024. Рязань, 2024. – 282–286 с.

24. Бодин, А.Ю. Способ построения многопоточных приложений, работающих с последовательным потоком данных на примере многоканальной электрокардиологической системы / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Чыонг Тхи Лан Нхи. Физика и Радиоэлектроника в Медицине и Экологии: Международная Научная Конференция, ФРЭМЭ 16, 2024. 16–19 с.

25. Бодин, А.Ю. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н.

Бодин, Г.В. Жихарева. Патент № 2615286 Российской Федерации. A61B 5/0402 (2006. 01), A61B 6/00 (2006. 01). Заявл. 25.05.2016, опубл. 04.04.2017

26. Бодин, А.Ю. Способ оказания экстренной кардиологической помощи / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Р.Ф. Рахматулов. Патент на изобретение RU 2644303 C1. — 08.02.2018. — Заявка № 2016145352 от 18.11.2016.

27. Бодин, А.Ю. Классификация электрокардиографических помех и разработка способа сегментации электрокардиосигнала / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, Чыонг Тхи Лан Нхи. 2023. — 64–71 с.

28. Бодин, А.Ю. Реализация прототипа многоканального блока регистрации / А.Ю. Бодин. XV Международная научно-техническая конференция микро– и нанотехнологии в электронике. Нальчик, 2025. — 299–304 с.

29. Бодин, А.Ю. Разработка ключевых узлов многоканального блока регистрации / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин. XV международная научно-техническая конференция микро– и нанотехнологии в электронике. Нальчик 2025. — 304–309 с.

30. Бодин, А.Ю. Обеспечение электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин. Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2023. № 2 (44). С. 89-96.

31. Бодин, А.Ю. Применение современных информационных технологий для совершенствования скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Ф.К. Рахматуллов – Биомедицинская радиоэлектроника. 2025. Т. 28. № 5. С. 50-57.

32. Бодин, О.Н. Методы и средства обработки кардиографической информации: монография / О.Н. Бодин. Пенза, 2008. – 350 с.

33. Бодин, О.Н. Методы и средства обработки кардиографической информации: монография / О.Н. Бодин Пенза: Изд-во ПГУ, 2008. 350 с.

34. Бодин, А.Ю. Повышение эффективности скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Н.А. Сержантова Информационные технологии и нанотехнологии (ИТНТ-2023).

сборник трудов по материалам IX Международной конференции и молодежной школы: в 6 т.. Самара, 2023. С. 32.

35. Бодин, А.Ю. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца: патент \ А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Г.В. Жихарева. РФ № 2651068. Опубл. 18.04.2018, бюл. № 11.
36. Бодин, А.Ю. Способ оказания экстренной кардиологической помощи и система для осуществления способа / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Ф.К. Рахматуллов. Патент на изобретение RU 2775688 С2, 06.07.2022. Заявка № 2020143871 от 30.12.2020.
37. Бодин, А.Ю. Способ и устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Ф.К. Рахматуллов. Патент на изобретение RU 2764498 С2, 17.01.2022. Заявка № 2020122154 от 03.07.2020.
38. Бодин, О.Н. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики / О.Н. Бодин, Л.Ю. Кривоногов, К.А. Ожикенов. Алматы: ТОО «Издательство LEM», 2016. 216 с.
39. Бодин, О.Н. Представление и визуализация объемных объектов / О.Н. Бодин, А.В. Кузьмин. Полет. 2007. № 6. С. 1–7.
40. Бодин, О.Н. Применение канального кодирования в распределенной системе сбора и обработки кардиографической информации / О.Н. Бодин, А.Г. Убиенных, А.Ю. Тычков Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2019. № 3. С. 77–86. doi: 10.21685/2307-5538-2019-3-9.
41. Бокерия, Л.А. Синдром удлиненного интервала QT — клиника, диагностика, лечение / Л.А. Бокерия, А.Ш. Ревишвили. Анналы аритмологии. 2005. Т. 2, № 4. С. 7–17.
42. Бокерия, Л.А. Программно-аппаратный комплекс для неинвазивного электрофизиологического исследования сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии / Л.А. Бокерия, Ф.В. Калинин, В.В. Калинин. Мед.техн. 2009. № 6. С. 1–7.

43. Бокерия, Л.А. Вариабельность сердечного ритма. Стандарты измерения, физиологической интерпретации и клинического использования / Л.А. Бокерия Вестник аритмологии. 1999. № 13. С. 53–78.
44. Букингем, М. Шумы в электронных приборах и системах / М. Букингем — М.: Мир, 1986. — 399 с.
45. Вагнер, Г.С. Практическая электрокардиография. Пер. с англ. / Г.С. Вагнер СПб.: Невский Диалект, 2002. — 480 с.
46. Валужис, А.К. Статистический алгоритм структурного анализа ЭКС / А.К. Валужис, А.П. Рашимас Кибернетика. — 1979. — № 3. — С. 91–95.
47. Вапник, В.Н. Теория распознавания образов / В.Н. Вапник, А.Я. Червоненкис. — М.: Наука, 1974. — 416 с.
48. Василец, Л.М. Желудочковые нарушения ритма при артериальной гипертензии: роль биомаркеров воспаления в развитии аритмий / Л.М. Василец, А.В. Туев, Е.В. Аршин Актуальные вопросы кардиологии. 2012. — 12–16 с.
49. Васильева, Р.М. Реография — неинвазивный метод исследования кровообращения у детей и взрослых: успехи и перспективы / Р.М. Васильева — 2017. — 125–136 с.
50. Винер, Н. Проведение импульсов в сердечной мышце / Н. Винер, А. Розенблют. Кибернетический сборник. 1961. № 3. — 7–56 с.
51. Винокуров, Д.С. Обработка сигналов электродных отведений с целью реконструкции дипольных токовых источников / Д.С. Винокуров. автореферат дис. канд. техн. наук. М., 2009. — 20 с.
52. Волобуев, А.Н. Курс медицинской и биологической физики / А.Н. Волобуев. Самар. Дом печати, 2002. — 432 с.
53. Всемирная организация здравоохранения. Информационный бюллетень ВОЗ. 10 ведущих причин смерти в мире [Электронный ресурс]. URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets> (дата обращения: 29.11.2024).
54. Всемирная организация здравоохранения. Информационный бюллетень ВОЗ. Сердечно-сосудистые заболевания [Электронный ресурс]. URL:

[\(дата обращения: 12.11.2022\).](https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))

55. Всё о тканях и текстиле. Неопрен [Электронный ресурс]. URL: [\(дата обращения: 17.02.2025\)](https://tkac.ru/tkani/neopren.html)

56. ГОСТ 25995-83 (СТ СЭВ 3932-82). Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Общие технические требования и методы испытаний [Электронный ресурс]. URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200022570/titles/64U0IK>. (дата обращения: 18.01.2025)

57. ГОСТ Р МЭК 870-6-1-98. Устройства и системы телемеханики. Протоколы телемеханики, совместимые со стандартами ИСО и рекомендациями ITU-T: Среда пользователя и организация стандартов.

58. Глазунов, А.Б. Диагностические и прогностические возможности многополюсного автоматического поверхностного ЭКГ-картирования при коронарогенных и некоронарогенных поражениях миокарда / А.Б. Глазунов — Дис. д-ра мед. наук: 14.01.05 М., 2012. —343 с.

59. Гомзин, Д.С. Разработка многоканального электрокардиографического жилета / Д.С. Гомзин Радиоэлектроника, электротехника и энергетика. Тезисы докладов Двадцать восьмой международной научно-технической конференции студентов и аспирантов. — Москва, 2022. — С. 120.

60. Горшков, Б.Л. Методы практического конструирования при нормировании сигналов с датчиков / Б.Л. Горшков, В.И. Силантьев. 2012

61. Грачева, С.В. Новые методы электрокардиографии / С.В. Грачева Техносфера, 2007. — 552 с.

62. Григорьев, М.Г. Воздействие элементов фильтрации на биоэлектрический сигнал / М.Г. Григорьев, Л.Н. Бабич. Молодой ученый. 2015. № 10 (90). С. 169–174. [Электронный ресурс]. URL: <https://moluch.ru/archive/90/18624/> (дата обращения: 03.12.2024).

63. Данилкина, Ю.С. Многоканальная регистрация ЭКС с поверхности женского торса и визуализация характеристик сердца / Ю.С. Данилкина, А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм. Научная визуализация. 2024. Т. 16. № 3. — С. 97-105.

64. Данилкина, Ю.С. Разработка электрокардиографического женского жилета / Ю.С. Данилкина, А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм - В книге: Современные проблемы физики и технологий. Сборник тезисов докладов X Международной молодежной научной школы-конференции. Москва, 2023. – С. 147-148.
65. Домбровски, А. Суточное мониторирование ЭКГ / А. Домбровски, Б. Домбровски, Р. Пиотрович — М.: Медпрактика, 2000. –208 с.
66. Жихарева, Г.В. Моделирование испытательных электрокардиографических сигналов при наличии ишемии миокарда / Г.В. Жихарева, Э. Афшар Вестник Московского энергетического института. 2015. № 4. – С. 86–91.
67. Жихарева, Г.В. Моделирование карт наружных потенциалов для исследования алгоритмов решения обратных задач электрокардиографии / Г.В. Жихарева, Я.А. Купрянова, Н.О. Стрелков. Вестник Московского энергетического института. 2018. № 3. – С. 132–140.
68. Жихарева, Г.В. Моделирование электрической активности сердца / Г.В. Жихарева, Н.О. Стрелков. –156 с.
69. Зайченко, К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов / К.В. Зайченко — Санкт-Петербург, 2001. — С. 5–25.
70. Иванов, А.А. Устройство современного электроэнцефалографа / А.А. Иванов. Эпилепсия и пароксизмальные состояния. 2022. – с. 362–378.
71. Исмиеv, A.Э. Лучевая диагностика и лучевая терапия / A.Э. Исмиеv 2016. – 280 с.
72. Истомина, Т.В. Возможности структурного подхода к вопросу классификации QRS-комплексов ЭКС / Т.В. Истомина, Л.Ю. Кривоногов. Пенза: Пенз. политехн. ин-т, 1987. Деп. в ЦБ НТИ Минмедпрома 15.05.87, № 39МП.
73. Калинин, А.В. Неинвазивное картирование направления активации миокарда на основе численной реконструкции биполярных электрокард / А.В. Калинин, В.В. Калинин. Вестник аритмологии. 2013. – 20–28 с.

74. Калинин, В.В. Программно-аппаратный комплекс для неинвазивного электрофизиологического исследования сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии / В.В. Калинин, Л.А. Бокерия. Медтехника. 2009.– С. 1–7.
75. Каменский, С.А. Автоматическое распознавание шоковых ритмов сердца методом межпорогового частотно-временного анализа ЭКГ / С.А. Каменский. дис. канд. техн. наук. М., 2005. – 122 с.
76. Квашенников, В.В. Методы адаптивной коррекции параметров помехоустойчивого кода и их применение в перспективных системах радиосвязи / В.В. Квашеников. Диссертация. 2010. – 290 с.
77. Кечкер, М.И. Руководство по клинической электрокардиографии / М.И. Кечкер М.: 2000. – 395 с.
78. Костюков, А.С. Помехоустойчивое кодирование в современных форматах связи / А.С. Костюков, А.В. Башкиров, Л.Н. Никитин. Вестник Воронежского государственного технического университета. 2019. Т. 15, № 2. – С. 132–138.
79. Косолапов, В.П. Анализ высокой сердечно-сосудистой заболеваемости и смертности взрослого населения как медико-социальной проблемы и поиск путей ее решения / В.П. Косолапов, М.В. Ярмонова. Уральский медицинский журнал. 2021. – С. 58–64.
80. Котельников, В.А. О пропускной способности эфира и проволоки в электросвязи / В.А. Котельникова Материалы к I Всесоюзному съезду по вопросам технической реконструкции дела связи и развития слаботочной промышленности, 1933. Репринт статьи опубликован в журнале Успехи физических наук. 2006. Т. 176, № 7. – С. 762–770.
81. Котенко, О.О. Повышение достоверности передачи информации в радиолиниях коротковолновой радиосвязи на основе применения эффективных сигнально-кодовых конструкций / О.О. Котенко Диссертация д-ра техн. наук. 2013. –165 с.
82. Крамм, М.Н. Алгоритм обработки электрокардиосигналов в многоэлектродной системе электрокардиологического скрининга для визуализации

электрического потенциала на эпикарде / М.Н. Крамм, А.Ю. Бодин, Т.Л.Н. Чыонг. Медицинская техника. – 2023 – №5(341). – С.13–17.

83. Крамм, М.Н. Анализ влияния выбора количества электродов на результаты реконструкции распределения электрического потенциала на поверхности эпикарда / М.Н. Крамм. Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. Пенза: Изд-во ПГУ, 2020. № 1 (33). С. 78–85. DOI: 10.21685/2227-8486-2020-1-6.

84. Крамм, М.Н Биоэлектрические основы и алгоритмы функционирования информационных систем в электрокардиодиагностике / М.Н. Крамм, А.Ю. Бодин– Пенза 2023. – 293 с.

85. Крамм, М.Н. Методика расчета ЭКГ-карт наружных потенциалов для модели торса человека в виде эллиптического цилиндра / М.Н. Крамм Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии — ФРЭМЭ 2012: Доклады 10-й международной научно-технической конференции — Книга 1. — Владимир, 2012. — С. 208–211.

86. Крамм, М.Н. Обработка электрокардиосигналов для реконструкции электрической активности сердца на квазиэпикарде / М.Н. Крамм. Методы, средства и технологии получения и обработки измерительной информации. Материалы Международной научно-технической конференции «Шляндинские чтения — 2018». — 2018. – 161–164 с.

87. Крамм, М.Н. Особенности построения многоэлектродной системы электрокардиологического скрининга / М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, А.Ю. Бодин, Т.Л.Н. Чыонг, Г.В. Жихарева. Медицинская техника – 2022 – №5(335). – С.37–41.

88. Крамм, М.Н. Особенности регистрации и обработки электрокардиосигналов в многоэлектродной электрокардиографической скрининговой системе / М.Н. Крамм, А.Ю. Бодин, Чыонг Т.Л.Н. Российский кардиологический журнал. 2024. Т. 29. № S7. – С. 33-34.

89. Крамм, М.Н. Помехоустойчивая обработка многоканальных сигналов с использованием эмпирической модовой декомпозиции / М.Н. Крамм, А.Ю. Бодин – Цифровая обработка сигналов. 2025. №3.– С. 63-67.

90. Крамм, М.Н. Разработка методологии информационной скрининговой системы электрокардиодиагностики / М.Н. Крамм.: дис. д.т.н. М., 2021. – 309 с.
91. Крамм, М.Н. Реконструкция токового источника в области миокарда / М.Н. Крамм Медицинская техника. — 2008. – 7–11 с.
92. Крамм, М.Н. Реконструкция токовых источников сердца в обратной задаче ЭКГ / М.Н. Крамм Алгоритмы и их анализ (монография). 2012. – 148 с.
93. Крамм, М.Н. Цифровой двойник сердца / М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, О.Е. Безбородова. Приборы, системы и изделия медицинского назначения, 2021.–73-84с.
94. Крамм М.Н., Бодин О.Н., Бодин А.Ю., Жихарева Г.В., Чыонг Т.Л.Н. Реконструкция и визуализация электрической активности сердца с помощью многоэлектродной системы электрокардиодиагностики. Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. — 2022. — № 4 (42). — С. 93–101.32.
95. Крамм, М.Н. Анализ устойчивости при реконструкции электрических источников сердца на поверхности квазиэпикарда / М.Н. Крамм, А.И. Черников, Ю.А. Палютина. 13-я Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии — ФРЭМЭ'2018» — Владимир-Сузdalь, Россия. — Доклады. Книга 2. — С. 237–239.
96. Крамм, М.Н. 2D визуализация электрической активности сердца на квазиэпикарде / М.Н. Крамм, А.Ю. Бодин, Чыонг Тхи Л.Н. Физика и Радиоэлектроника в Медицине и Экологии: XV Международная Научная Конференция с Научной Молодежной Школой им. И.Н. Спирионова ФРЭМЭ'2022. — Владимир-Сузdalь, 2022. — С. 155–158.
97. Крамм, М.Н. Построение многоэлектродной электрокардиографической скрининговой системы / М.Н. Крамм, А.Ю. Бодин, Г.П. Жихарева, Чыонг Т.Л.Н. Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. Российский университет дружбы народов им. Патриса Лумумбы. Москва, 2023. – С. 219-222.
98. Кривоногов, Л.Ю. Анализ и обработка эмпирических мод с целью подавления помех в электрокардиосигналах / Л.Ю. Кривоногов. Известия ЮФУ.

Технические науки. Тематический выпуск «Медицинские информационные системы». - Таганрог 2010. – 127–132 с.

99. Кривоногов, Л.Ю. Метод и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов на основе эмпирической модовой декомпозиции / Л.Ю. Кривоногов. Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск «Медицинские информационные системы». — Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2014. — № 10 (159). — С. 104–114.

100. Кривоногов, Л.Ю. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики / Л.Ю. Кривоногов. — 2016. — С. 21–35.

101. Кривоногов, Л.Ю. Система электрокардиографической диагностики критических состояний в условиях свободной активности пациента / Л.Ю. Кривоногов.: диссертация на соискание ученой степени доктора технических наук. — Пензенский государственный университет, 2017. —412 с.

102. Липкович, Э.Б. Проектирование цифровых корреляционно-экстремальных навигационных систем / Э.Б. Липкович. Москва : Машиностроение, 1983. — 199 с.: ил. — Библиогр.: – с. 193-198.

103. Луна, А.Б. Руководство по клинической ЭКГ / А.Б. Луна. под ред. Р.З. Амирова. — М.: Медицина, 1993. — 703 с.

104. Медицинское оборудование. Амикард 01 К Комплекс аппаратно-программный для неинвазивного электрофизиологического исследования сердца [Электронный ресурс]. URL: <https://schag.ru/brands/amycard/medprim-light-editing.pdf> (дата обращения: 15.10.2024).

105. Морман, Д. Физиология сердечно-сосудистой системы / Д. Морман, Л. Хеллер — С-Пб: Питер, 2000. — 256 с.

106. Муражко, В.В. Электрокардиография: учебное пособие / В.В. Муражко, А.В. Струтынский. 6-е изд. М.: МЕДпрессинформ, 2004. – 320 с.

107. Назаренко, Г.И. Медицинские информационные системы: теория и практика / Г.И. Назаренко, Я.И. Гулиев, Д.Е. Ермаков. под ред. Г.И. Назаренко, Г.С. Осипова. — М.: Физматлит, 2005. — 320 с.

108. Назаров, А.В. Современная телеметрия в теории и на практике / А.В. Назаров, Г.И. Козырев, И.В. Шитов. СПб.: Наука и Техника, 2007. – 672 с.
109. Ожикенова, А.К. Экспресс-оценка критического состояния сердца \ А.К. Ожикенов, А.Ю. Бодин, О.Н. Бодин Российский кардиологический журнал. 2019. Т. 24. № S2. С. 22.
110. Окороков, А.Н. Диагностика болезней внутренних органов / А.Н. Окороков. Том 6. Диагностика болезней сердца и сосудов: Атеросклероз. ИБС. М.: Медицинская литература, 2002. – 464 с.
111. Окороков, А.Н. Диагностика болезней внутренних органов / А.Н. Окороков. Том 7. Диагностика болезней сердца и сосудов: Артериальная гипертензия. Артериальная гипотензия. Синкопальные состояния. Нейроциркуляторная дистония. М.: Медицинская литература, 2003. – 404 с.
112. Орлов, В.Н. Руководство по электрокардиографии \ В.Н. Орлов. М.: Медицина, 1984. – 528 с.
113. Ослопов, В.Н Электрокардиография высокого разрешения в клинической практике. / В.Н. Ослопов, А.В. Кущева, А.Р. Хайруллин. — 2023. – 110–122 с.
114. Официальный сайт Microsoft. Документация к .NET Windows Presentation Foundation. Для начинающих [Электронный ресурс]. URL <https://learn.microsoft.com/ru-ru/dotnet/desktop/wpf/gettingstarted>. (дата обращения 07.11.2024)
115. Официальный сайт Microsoft. Документация к .NET Пространство имен Threading. Мутекс [Электронный ресурс]. URL: <https://learn.microsoft.com/ru-ru/dotnet/api/system.threading.mutex?view=net-7.0>. (дата обращения 11.10.2024)
116. Официальный сайт Microsoft. Средства разработчика Visual Studio [Электронный ресурс]. URL: <https://visualstudio.microsoft.com/>.(дата обращения 15.01.2025)
117. Официальный сайт Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники. Биотелеметрические системы. Примеры

биотелеметрических систем [Электронный ресурс]. URL: <https://abitur.bsuir.by/eumk/bsip/page7.htm> (дата обращения 17.11.2024)

118. Официальный сайт Всемирной организации здравоохранения. Рекомендации по вопросам физической активности и малоподвижного образа жизни [Электронный ресурс]. URL: <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/337001/9789240014909-rus.pdf> (дата обращения 18.10.2022)

119. Официальный сайт Знание.Вики. Анатомия сердца человека [Электронный ресурс]. URL: [https://znanierussia.ru/articles/Сердце\\_человека](https://znanierussia.ru/articles/Сердце_человека) (дата обращения 18.03.2025)

120. Официальный сайт РАН. Прикладные разработки. Дипольная ЭлектроКАРдиоТОпография (ДЭКАРТО) [Электронный ресурс]. URL: <http://iitp.ru/ru/science/works/532.htm> (дата обращения: 26.03.2025).

121. Официальный сайт РАН. Прикладные разработки. НЕКТАЛ-48 [Электронный ресурс]. URL: <http://iitp.ru/ru/researchlabs/963.htm> (дата обращения: 27.02.2025).

122. Официальный сайт Сибирского государственного университета путей сообщения. Компьютерные сети. Коммуникационная среда и передача данных [Электронный ресурс]. URL: [https://dit.isuct.ru/IVT/BOOKS/IS/IS1/inform/glaves2/glava6/gl\\_6\\_1.html](https://dit.isuct.ru/IVT/BOOKS/IS/IS1/inform/glaves2/glava6/gl_6_1.html) (дата обращения 26.03.2025)

123. Официальный сайт компании Analog Devices. Продукция. Параллельные АЦП. AD7768. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.analog.com/en/products/ad7768.html> (дата обращения 16.11.2024)

124. Официальный сайт компании Analog Devices. Продукция. Сенсоры для снятия биопотенциалов. MAX3003 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.analog.com/en/products/max30003.html> (дата обращения 16.11.2024)

125. Официальный сайт компании Dreame Source Lab. Логический анализатор [Электронный ресурс]. URL: <https://www.dreamsourcelab.com/product/dslogic-series/>. (дата обращения 16.11.2024)

126. Официальный сайт компании FTDI Chip. IC FT245R [Электронный ресурс]. URL: [https://ftdichip.com/wp-content/uploads/2020/08/DS\\_FT245R.pdf](https://ftdichip.com/wp-content/uploads/2020/08/DS_FT245R.pdf). (дата обращения 16.11.2024)

127. Официальный сайт компании FTDI Chip. Драйвера D2XX программное описание [Электронный ресурс]. URL: [https://ftdichip.com/wp-content/uploads/2023/09/D2XX\\_Programmers\\_Guide.pdf](https://ftdichip.com/wp-content/uploads/2023/09/D2XX_Programmers_Guide.pdf). (дата обращения 16.11.2024)

128. Официальный сайт компании GigaDevice. Микроконтроллеры / GD32F407 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.gigadevice.com/product/mcu/high-performance-mcus/gd32f4xx-series/gd32f407> (дата обращения 16.11.2024)

129. Официальный сайт компании Microchip. Продукция. АЦП / MCP3911 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.microchip.com/en-us/product/mcp3911> (дата обращения 16.11.2024)

130. Официальный сайт компании Mordor Intelligence. Анализ размера и доли рынка ЭКГ — тенденции роста и прогнозы [Электронный ресурс]. URL: <https://www.mordorintelligence.com/ru/industry-reports/global-electrocardiograph-ecg-market-industry> (дата обращения 16.11.2024)

131. Официальный сайт компании NXP. Микроконтроллеры / LPC407 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.nxp.com/part/LPC4078FBD144> (дата обращения 16.11.2024)

132. Официальный сайт компании Prolific. Преобразователи USB PL2303 [Электронный ресурс]. URL: [https://www.prolific.com.tw/UserFiles/files/ds\\_pl2303HXD\\_v1\\_4\\_4.pdf](https://www.prolific.com.tw/UserFiles/files/ds_pl2303HXD_v1_4_4.pdf). (дата обращения 16.11.2024)

133. Официальный сайт компании STMicroelectronics. Микроконтроллеры / STM32F407. Datasheet [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32f405rg.pdf> (дата обращения 16.11.2024)

134. Официальный сайт компании STMicroelectronics. Микроконтроллеры. STM32F407 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f407vg.html> (дата обращения 16.11.2024)
135. Официальный сайт компании STMicroelectronics. Отладочные платы STM32F4DISCOVERY — [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/en/evaluation-tools/stm32f4discovery.html>. (дата обращения 16.11.2024)
136. Официальный сайт компании Segger. Внутрисхемный программатор и отладчик JLink. Jlink PRO [Электронный ресурс]. URL: <https://www.segger.com/products/debug-probes/j-link/models/j-link-pro/> (дата обращения 16.11.2024)
137. Официальный сайт компании Sparkfun. Преобразователи USB CH340 [Электронный ресурс]. URL: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Dev/Arduino/Other/CH340DS1.PDF>. (дата обращения 16.11.2024)
138. Официальный сайт компании Texas Instrument. Специализированные АЦП. ADS1298. Datasheet [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1296r.pdf> (дата обращения 16.11.2024)
139. Официальный сайт компании Texas Instruments. Продукция. Специализированная микросхема ADS1298 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ti.com/product/ADS1298> (дата обращения 16.11.2024)
140. Официальный сайт компилятора GCC. Документация [Электронный ресурс]. URL: <https://gcc.gnu.org/onlinedocs/>. (дата обращения 16.11.2024)
141. Официальный сайт программы для конфигурации сборки Cmake. Документация — [Электронный ресурс]. URL: <https://cmake.org/getting-started/>. (дата обращения 16.11.2024)
142. Официальный сайт производителя медицинского оборудования Astrocard. Астрокард КардиоЭфи [Электронный ресурс]. URL: <https://astrocard.ru/produktsiya/kardio-efi.html> (дата обращения: 26.03.2025).

143. Официальный сайт производителя медицинского оборудования CardioQVARK. Кардио-карта [Электронный ресурс]. URL: <https://www.cardioqvark.ru/windows> (дата обращения: 26.03.2025).

144. Официальный сайт производителя медицинского оборудования CardioQVARK. Кардио-кресло [Электронный ресурс]. URL: <https://www.cardioqvark.ru/cardiocreslo> (дата обращения: 26.03.2025).

145. Официальный сайт производителя медицинского оборудования Нейрософт. 12-канальный миниатюрный беспроводной электрокардиограф «ПОЛИ-СПЕКТР-8/EX». [Электронный ресурс]. URL: <https://neurosoft.com/ru/catalog/ecg/poly-spectrum-8ex#overview> (дата обращения: 26.03.2025).

146. Официальный сайт производителя системы автоматизированного проектирования Altium Designer. Раздел для начинающих [Электронный ресурс]. URL: <https://www.altium.com/altium-designer>. (дата обращения 16.11.2024)

147. Официальный сайт редактора Visual Studio Code. Документация. [Электронный ресурс]. URL: <https://code.visualstudio.com/>. (дата обращения 16.11.2024)

148. Официальный сайт системы сборки Ninja. Документация [Электронный ресурс]. URL: <https://ninja-build.org/manual.html>. (дата обращения 16.11.2024)

149. Официальный сайт сообщества Bluetooth. Объяснения Bluetooth Core 5.0 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.bluetooth.com/specifications/specs/core-specification-5-0/> (дата обращения 16.11.2024)

150. Пальков, А.С. Повышение помехоустойчивости в системе речевого управления / А.С. Пальков, А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин. Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. 2024. № 1 (61). – С. 47-59

151. Паспорт национального проекта «Здравоохранение», утв. протоколом заседания президиума Совета при Президенте Российской Федерации по стратегическому развитию и национальным проектам от 24 декабря 2018 г. № 16.

152. Показания к реваскуляризации миокарда (Российский согласительный документ). - М: НЦССХ им. А. Н. БакулеваРАМН, 2011. - 162 с.
153. Полиданов, М.А. Компьютерная и магнитно-резонансная томография: основные принципы, порядок проведения и отличительные особенности / М.А. Полиданов, И.С. Блохин. — 2020. — 151–167 с.
154. Полякова, И.П. Магнитокардиография: историческая справка, современное состояние и перспективы клинического применения / И.П. Полякова. — 2011. — 103–133 с.
155. Полякова, И.П. Поверхностное ЭКГ-картирование как метод диагностики нарушений ритма сердца. Глава 6 в монографии «Неинвазивная диагностика в клинической аритмологии» / И.П. Полякова. — М.: Медицина, 2009. — С. 157–175.
156. Прохоров, А. Цифровой двойник. Анализ, тренды, мировой опыт / А. Прохоров, М. Лысачёв. под ред. Боркова А. М. 2020. —401 с.
157. РБК. В торговых центрах и аэропортах устанавливают умные дефибрилляторы [Электронный ресурс]. URL: <https://realty.rbc.ru/news/5f3a339b9a794728ff0595fa?from=copy> (дата обращения: 26.03.2025).
158. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р.М. Рангайян. пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. — М.: Физматлит, 2007. — 440 с.
159. Ройтберг, Г.Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов / Г.Е. Ройтберг, А.В. Струтынский. М.: ООО «Медицина», 2003. — 800 с.
160. Салтыкова, М.М. Современные модели электрической активности сердца и их значение в электрокардиографической диагностике \ М.М. Салтыкова. Вестник новых медицинских технологий. 2008. — 70–73 с.
161. Сатыбалдиева, Ф.А. Скрининговая кардиодиагностическая информационная система на основе современных технологий / Ф.А. Сатыбалдиева,

А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин. Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2022. № 2 (42). – С. 63-74.

162. Сафонов, М.Ю. Патент 2107457 РФ. Способ определения основных функциональных показателей миогемодинамики левого желудочка сердца / М.Ю. Сафонов. Заявл. 15.04.1997; опубл. 27.03.1998. Бюл. №9.

163. Сафонов, М.Ю. Электрокардиографическая диагностика функционального состояния центральной гемодинамики / М.Ю. Сафонов Воронеж: Изд. ВГУ, 1998. –104 с.

164. Семенов, Б.Ю. Силовая электроника: от простого к сложному / Б.Ю. Семенов М.: СОЛОН-Пресс, 2005. – 416 с. ил. (Серия Библиотека инженера).

165. Сидоренко, Г.И. Инструментальная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний / Г.И. Сидоренко Минск, 1993. – 156 с.

166. Синицин, Д.В. Повышение помехоустойчивости радиотехнических систем передачи информации с использованием сверточных алгоритмов обработки сигналов / Д.В. Синицин. Диссертация ... д-ра техн. наук. 2014. –20 с.

167. Синьков, А.В. Анатомо-физиологические и физико-технические основы ЭКГ / А.В. Синьков. — 2015. –32 с.

168. Скляр, Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение / Б. Скляр. пер. с англ. — 2-е изд. — М. : Издательский дом «Вильямс», 2007. — 1104 с. : ил.

169. Смоленцев, Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB / Н.К. Смоленцев. М.: ДМК Пресс, 2005. – 304 с.

170. Смолин, А.Е. Использование демонстрационного комплекта ADS1298ECGFE-PDK в учебно-исследовательских целях / А.Е. Смолин, А.А. Храмцов, А.Ю. Бодин. - В книге: Радиоэлектроника, электротехника и энергетика. тезисы докладов Двадцать восьмой международной научно-технической конференции студентов и аспирантов. Москва, 2022. – С. 127.

171. Справочник по библиотеке FTDI [Электронный ресурс]. URL: <http://microsin.net/programming/pc/ftdi-d2xx-functions-api.html> (дата обращения: 26.03.2025).

172. Спэк, М. Анатомия сердца с электрофизиологической точки зрения / М. Спэк, Р. Барр В кн.: Теоретические основы электрокардиологии Пер. с англ. М.: Медицина, 1979. –433–465 с.
173. Стрелков, Н.О. Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействий / Н.О. Стрелков. Конспект лекций. — 2023. –120 с.
174. Студопедия. АЦП для нормирования сигналов [Электронный ресурс]. [Электронный ресурс]. URL: <https://studfile.net/preview/4295191/page:36/> (дата обращения: 26.03.2025).
175. Студопедия. Физические факторы, определяющие особенности ЭКГ [Электронный ресурс]. [Электронный ресурс]. URL: [https://studopedia.ru/3\\_85066\\_fizicheskie-faktori-opredelyayushchie-osobennosti-ekg.html](https://studopedia.ru/3_85066_fizicheskie-faktori-opredelyayushchie-osobennosti-ekg.html) (дата обращения: 04.01.2024).
176. Титомир, Л.И. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца / Л.И. Титомир, П. Кнеппо М.: Наука, 1999. – 448 с.
177. Титомир, Л.И. Неинвазивная электрокардиотопография / Л.И. Титомир, В.Г. Трунов, Э.А. Айду. М.: Наука, 2003. – 198 с.
178. Титце, У. Полупроводниковая схемотехника / У. Титце, К. Шенк. 12-е изд. Т. I: Пер. с нем. М.: ДМК Пресс, 2008. – 832 с. ил.
179. Титце, У. Полупроводниковая схемотехника / У. Титце, К. Шенк. 13-е изд. Т. II: Пер. с нем. М.: ДМК Пресс, 2007. – 942 с.
180. Уоссермен, Ф. Нейрокомпьютерная техника: Теория и практика / Ф. Уоссермен. М.: Мир, 1992. – 240 с.
181. Ушакова, Г.А. Кардиоинтервалография в исследовании функционального состояния системы материнства-плацента-плод / Г.А. Ушакова, Ю.В. Рец. — 2005. – 78–82 с.
182. Федеральный центр высоких медицинских технологий. Тема номера: диагностика сердечно-сосудистых заболеваний. — 2017. — № 2(8).
183. Федотов, А.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов / А.А. Федотов, С.А. Акулов — М.: Физматлит, 2013. — 282 с.

184. Харкевич, А.А Борьба с помехами / А.А. Харкевич. — М.: Наука, 1965. — 144 с.
185. Хемминг, Р.В. Цифровые фильтры / Р.В. Хемминг. — М.: Сов. Радио, 1980. — 224 с.
186. Холодов, Ю.А. Магнитные поля биологических объектов / Ю.А. Холодов, А.Н. Козлов, А.М. Горбач. М.: Наука, 1987. — 144 с.
187. Хофер, М. Компьютерная томография: базовое руководство / М. Хофер. — 2008. — 224 с.
188. Целикин, К.Д. Помехоустойчивая передача цифровой информации на основе сверточных кодов / К.Д. Целикин, А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин. Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2024. № 3 (49). — С. 94-110.
189. Цой, Т.И. Эффективность интенсивной терапии травматического шока / Т.И. Цой. Клиническая медицина. 2012. — 55–58 с.
190. Шахов, Э.К. Повышение помехоустойчивости цифровых средств измерения / Э.К. Шахов. — Пенза: ППИ, 1983. — 48 с.
191. Шепель, Р.Н. Смертность от хронических форм ишемической болезни сердца в Российской Федерации: достаточно ли данных для анализа и прогнозирования [Электронный ресурс]. URL: <https://cardiovascular.elpub.ru/jour/article/view/4293/0> (дата обращения 14.08.2025).
192. Шерстнев, В.В Оценка функционального состояния организма и сердечно-легочная реанимация с использованием беспилотного воздушного судна эвакуационного назначения / В.В. Шерстнев, А.Ю. Бодин, О.Е. Безбородова, О.Н. Бодин. Российский кардиологический журнал. 2022. Т. 27. № S5. — С. 56-57.
193. Щербакова, М.Н. Особенности иннервации сердца / М.Н. Щербакова, Ф.Г. Гаджиева. Весенние анатомические чтения. 2016. — 55–61 с.
194. Якунин, Г.А. Монозарядная модель эквивалентного электрического генератора сердца. / Г.А. Якунин. [Электронный ресурс]. URL: [http://aomai.secna.ru:8080/Books/Files/Vestn\\_1998/05\\_p/05\\_p.htm](http://aomai.secna.ru:8080/Books/Files/Vestn_1998/05_p/05_p.htm) (дата обращения: 26.03.2025).

195. Aliev, R.R. A simple model of cardiac excitation / R.R. Aliev, A.V. Panfilov. Chaos, Solitons & Fractals. 1996. Vol. 7. № 3.— P. 293–301.
196. Analog Device. Дельта-сигма АЦП [Электронный ресурс]. URL: <https://www.analog.com/en/technical-articles/precision-sar-sigma-delta-converters.html> (дата обращения: 26.03.2025).
197. Tanenbaum, A.S. Computer Networks/ A.S. Tanenbaum. 2010. – 930 с.
198. Bazett, H.C. An analysis of the time-relations of electrocardiogram . Heart / H.C. Bazett. — 1920. — № 7. — P. 353–370.
199. Bezborodova, O.E. Compression and Noise-tolerant Coding in Data Transmission in Non-invasive Electrocardiodiagnostic System \ O.E. Bezborodova, A.Y. Bodin, M.N. Kramm, O.N. Bodin. - IEEE 26th International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials (EDM) c1640 – 1650
200. Bodin, O.N. Improvement of Non-Invasive Electrocardiodiagnostics Screening System Based on Modern Information Technologies / O.N. Bodin, N.A. Serzhantova, A.Y. Bodin, M.N. Kramm. - Proceedings of the 2025 International Conference on Systems and Technologies of the Digital HealthCare (STDH – 2025) 2025 – c. 132 – 136
201. Bodin, O.N. Improving the efficiency of noninvasive electrocardiography screening system / O.N. Bodin, M.N. Kramm, A.Y. Bodin. - В сборнике: IEEE PROCEEDINGS OF ITNT 2023. The IXth International Conference on information technology and nanotechnology. Edited by N. Kazanskiy, E. Kozlova, I. Tkachenko, V. Sergeev, A. Nikonorov, E. Goshin, V. Zakharov. Samara, 2023. C. 101 –103.
202. Bodin, O.N. Improving the Information Reliability in Medical Information System Based on Multi-agent Technology / O.N. Bodin, O.E. Bezborodova, A.Y. Bodin. - "2020 IEEE 22nd International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials, EDM 2021 - Proceedings" 2020. – C. 77
203. Bodin, O.N. Visualization of a digital twin of the heart / O.N. Bodin, M.N. Kramm, A.Y. Bodin. - В сборнике: International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM. 22. Cep. "2021 IEEE 22nd

International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials, EDM 2021 - Proceedings" 2021. C. 419-423.

204. Bodin, O.N. Portable cardioanalyzer with registration of multiply leads of electrocardiac signals / O.N. Bodin, M.N. Kramm, A.Y. Bodin - B в сборнике: International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM. 21. Cep. "2020 21st International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM 2020" 2020. – C. 445-449.

205. Bodin, O.N. Issues of Interference-Resistant Processing for Electrocardiadiagnostics / O. N. Bodin, M. N. Kramm, A. Y. Bodin, T. L. Nhi Truong and L. Y. Krivonogov // International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices (EDM) (29 June-3 July 2023 y.). – 2023. – Pp. 1260-1269.

206. Breiman, L. Better subset regression using the nonnegative garrote / L. Breiman. *Tech-nometrics*. 1995, 37(4), – pp.373-384.

207. Clifford, G.D. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis / G.D. Clifford. Artech House, Inc. 2006. –Pp.384

208. Danilkina, Y.S. Multichannel ECG Recording from the Surface of the Female Torso and Visualization of Heart Characteristics / Y.S. Danilkina, M.N. Kramm, T.L.N. Truong, A.Y. Bodin, D.V. Krayushkin. // *Scientific Visualization*. 2024. – Vol. 16, No. 3. – Pp. 97 – 105.

209. Donoho, D.L. Neo-classical minimax problems, thresholding, and adaptation / D.L. Donoho, I.M. Johnstone. *Bernoulli*, 1996. № 1. pp. 39-62.

210. Frankenhaeuser, B. The action potential in the myelinated nerve fibre of *Xenopus Laevis* as computed on the basis of voltage clamp data / B. Frankenhaeuser, A. Huxley. *J. Physiol*, v.134, 1964, № 2. P. 302–315.

211. Haykin, S. Adaptive Filter Theory / S.Haykin. 4th ed. — Prentice Hall, 2002. — 936 p.

212. Hodgkin, A.L. A quantitative description of membrane current and its application conduction and excitation in nerve / A.L, Hodgkin, A.F. Huxley. *J. Physiol*. 1952. Vol. 117. P. 500–544.

213. Huang, N.E. The Hilbert-Huang transform and its applications / N.E. Huang, S.S. Shen. — World Scientific Publication, 2005. — Pp. 311
214. Huang, N.E. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis / N.E. Huang. Proc. R. Soc. Lond. A. — 1998. — T. 454. — C. 903–995.
215. ISO/IEC 7498-1:1994 Information technology — Open Systems Interconnection — Basic Reference Model: The basic model.
216. Köhler, B.U. The Principles of Software QRS Detection / B.U. Köhler. C. Hennig. IEEE Engineering in Medicine and Biology. 2002. Январь/Февраль. — С. 42–57.
217. Kramm, M.N. An algorithm for electrocardiosignals processing in a multielectrode electrocardiological screening system for visualization of the electrical potential of the epicardium/ M.N. Kramm, T.L.N. Truong, A.Y. Bodin, et al. // Biomed Eng. – 2024. – 57, Pp. 316–320.
218. Kramm, M.N. Constructional Features of a Multielectrode Electrocardiology Screening System / M. N. Kramm, O. N. Bodin, A. Yu. Bodin, T. L. N. Truong, G. V. Zhikhareva // Biomed Eng. – 2023. – Vol. 56, No. 5. – Pp. 345–352.
219. Kramm, M.N. Issues of Electrocardiosignal Processing for the Visualization of Electrical Potential Maps on the Epicardium in a Multielectrode Electrocardiological Screening System / M. N. Kramm, T. L. N. Truong, A. Y. Bodin, O. N. Bodin and G. V. Zhikhareva // 2023 Systems and Technologies of the Digital HealthCare (STDH) (4-6 October 2023 y.). – 2023. – Pp. 66-68.
220. Luo, C.H. A model of the ventricular cardiac action potential / C.H. Luo, Y. Rudy. Circ. Res. — 1991. — V. 68. — P. 1501–1526.
221. Noble, D. A modification of the Hodgkin-Huxley equations applicable to Purkinje fibre action and pace-maker potentials / D. Noble. J. Physiol. v.160, 1962. P. 317–352.
222. Pecaranda, A. Cardiac dynamics: a simplified model for action potential propagation // Theoretical Biology and Medical Modelling. — 2012.. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.tbiomed.com/content/9/1/50>. (дата обращения 11.02.2024)

223. Ramanathan, C. Nature Medicine / C. Ramanathan, R.N. Ghanem, K. Ryu, Y. Rudy 2004. № 14. March. P. 1–7.
224. Riberio, M.I. Kalman and Extended Kalman Filter / M.I. Riberio Concept, Derivation and Properties. Lisboa: Institute for Systems and Robotics, 2004. – 42 p.
225. Sameni, R. What ICA Provides for ECG Processing: Application to Noninvasive Fetal ECG Extraction / R. Sameni, C. Jutten, M.B. Shamsollahi. Accepted for the 6th IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, Aug. Pp. 27–30, 2006, Vancouver, Canada.
226. Schmidt, J. Twisted pair, optical fiber or wireless / J. Schmidt. —first examine the pros and cons of each BICSI News. — March/April 2007.
227. Shannon, C. E. A Mathematical Theory of Communication / C. Shannon. The Bell System Technical Journal, 27(3), – Pp. 379–423
228. Taouli, S.A. Noise and baseline wandering suppression of ECG signals by morphological filter / S.A. Taouli. J Med Eng Technol. 2010. Vol. 34. № 2. – P. 87–96.
229. Tusscher, T. A model for human ventricular tissue / T., Tusscher, D. Noble, A.V. Panfilov. Am. J. Physiol. Head. Circ. Physiol. — 2004. — V. 286. — P. H1573–H1589.
230. Welch, G. An Introduction to the Kalman Filter / G. Welch, G. Bishop. TR 95-041, Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill, April 5, 2004. – 16 p.
231. Wing-Kuen, Ling. Nonlinear Digital Filters Analysis and Application / Ling Wing-Kuen. Academic Press, 2007. – 216 p.
232. Zeeman, E.C. Differential equations for the heartbeat and nerve impulses / E.C. Zeeman. Mathematical Institute University of Warwick, Coventry. 1972. – 60 p.

## ПРИЛОЖЕНИЕ 1. АКТ О ВНЕДРЕНИИ

УТВЕРЖДАЮ

Главный врач

ГБУЗ «Клиническая больница № 6

имени Г.А. Захарына»



Д.Б. Максимов

2025 г.

## СПРАВКА

об использовании результатов диссертационной работы

Бодина Андрея Юрьевича,

представленной на соискание ученой степени кандидата технических наук

Разработанная соискателем многоканальная система неинвазивной электрокардиодиагностики внедрена в ГБУЗ «Клиническая больница № 6 им. Г.А. Захарына» г. Пензы и используется в действующем макете системы диагностики состояния сердца.

Предложенные в диссертационной работе способы и средства определения электрофизиологических характеристик сердца в составе цифрового двойника сердца ориентированы как на визуализацию электрической активности сердца, так и на своевременное выявление критически опасных аритмий, что позволяет получать дополнительные для кардиодиагностики характеристики электрической активности сердца.

Разработанный Бодиным А.Ю. блок регистрации электрокардиосигналов множественных отведений, использующий жилет нескольких типоразмеров с предустановленными электродами обеспечивает функциональность диагностических мероприятий.

Заведующая кардиологическим отделением № 1

Е.Г. Зиновьева

Заведующая кардиологическим отделением № 2

Л.А. Бондаренко

Заведующая кардиологическим отделением № 3

М.Н. Балашова

«УТВЕРЖДАЮ»

Первый проректор  
ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ»  
Замолодчиков В. Н.  
« 28 » 10 2025 г.

АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы Бодина Андрея Юрьевича  
«Разработка средств электрокардиодиагностики на основе многоканальной  
регистрации и помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов»,  
представленной на соискание ученой степени кандидата технических наук

Материалы диссертационной работы аспиранта кафедры основ радиотехники  
ФГБОУ ВО «НИУ МЭИ» Бодина Андрея Юрьевича внедрены в учебный процесс  
подготовки студентов, обучающихся по направлению «Биотехнические системы и  
технологии» (12.03.04 - бакалавриат и 12.04.04 - магистратура).

Полученные в диссертационной работе результаты используются в  
лекционных курсах «Медицинские приборы» (обработка электрокардиосигналов  
множественных отведений) и «Основы компьютерной томографии» (решение  
обратных задач электрокардиографии).

Зав. кафедрой ОРТ  
ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ»  
к.т.н., доцент

/Шалимова Е.В./

« 28 » 10 2025 г.

## ПРИЛОЖЕНИЕ 2. ПАТЕНТЫ

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



(19)

RU (11)

2 764 498<sup>(13)</sup> C2

(51) МПК

A61B 5/318 (2021.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 5/318 (2021.08)

RU 2764498 C2

(21)(22) Заявка: 2020122154, 03.07.2020

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
03.07.2020Дата регистрации:  
17.01.2022

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 03.07.2020

(43) Дата публикации заявки: 04.01.2022 Бюл. № 1

(45) Опубликовано: 17.01.2022 Бюл. № 2

Адрес для переписки:

117292, Москва, ул. Ив. Бабушкина, 16, кв. 24,  
Крамм М.Н.

(72) Автор(ы):

Бодин Олег Николаевич (RU),  
Крамм Михаил Николаевич (RU),  
Бодин Андрей Юрьевич (RU),  
Рахматуллов Руслан Фагимович (RU),  
Рахматуллов Фагим Касымович (RU),  
Сафонов Максим Игоревич (RU),  
Федоренко Александр Игоревич (RU),  
Черников Антон Иванович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Бодин Олег Николаевич (RU),  
Крамм Михаил Николаевич (RU)(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: RU 2651068 C1, 18.04.2018. RU  
2080819 C1, 10.06.1997. RU 179371 U1, 11.05.2018.  
RU 2442531 C2, 20.02.2012. RU 2435518 C2,  
10.12.2011. WO 2020081029 A2, 23.04.2020. CN  
110916647 A, 27.03.2020. GB 2578471 A,  
13.05.2020. US 4608987 A, 02.09.1986. EP 1095612  
A1, 02.05.2001.

RU 2764498 C2

(54) СПОСОБ И УСТРОЙСТВО РЕГИСТРАЦИИ МНОЖЕСТВЕННЫХ ОТВЕДЕНИЙ  
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине, а именно к способу регистрации отведений электрокардиосигнала (ЭКС) и устройству для его реализации. При этом регистрируют ЭКС, а также определяют и визуализируют электрофизиологические характеристики сердца. На этапе регистрации ЭКС задают размер повреждения эпикарда  $l_e^{in}$  в плоскости поперечного сечения торса по формуле  $l_e^{in} = \sqrt{S_e^{in}}$ , где  $l_e^{in}$  - размер повреждения эпикарда;  $S_e^{in}$  - размер площади повреждения эпикарда. Определяют угол  $\gamma$  между радиусами

$R_{heart}$  сферы, описывающей сердце, в плоскости поперечного сечения торса по формуле

$$\gamma = \frac{180^0 \cdot l_e^{in}}{\pi R_{heart}},$$
 где  $l_e^{in}$  - размер повреждения

эпикарда, т.е. длина дуги на поверхности сферы в плоскости поперечного сечения торса. Определяют количество точек  $k_{el}$  регистрации потенциалов в плоскости поперечного сечения торса и координаты  $x$  и  $y$  электродов в плоскости поперечного сечения торса. Задают расстояние  $d_{el}$  между рядами электродов. Определяют количество электродов по формуле

$$N_{el} = k_{el} \cdot r_{el},$$
 где

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



(19)

RU

(11)

2 651 068

(13) С1

(51) МПК

A61B 5/0402 (2006.01)

G06N 7/06 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 5/0402 (2006.01); G06N 7/06 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2017123613, 05.07.2017

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
05.07.2017Дата регистрации:  
18.04.2018

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 05.07.2017

(45) Опубликовано: 18.04.2018 Бюл. № 11

Адрес для переписки:

117292, Москва, ул. Ивана Бабушкина, 16, кв. 24,  
Крамму Михаилу Николаевичу

(72) Автор(ы):

Бодин Олег Николаевич (RU),  
Бодин Андрей Юрьевич (RU),  
Жихарева Галина Владимировна (RU),  
Крамм Михаил Николаевич (RU),  
Палютина Юлия Алексеевна (RU),  
Стрелков Николай Олегович (RU),  
Черников Антон Иванович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Бодин Олег Николаевич (RU),  
Крамм Михаил Николаевич (RU)(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: RU 2360597 С2, 10.10.2008. RU  
2489083 С2, 10.08.2013. БОДИН О.Н.,  
Построение компьютерной модели торса и  
сердца пациента в компьютерной  
диагностической системе "КАРДИОВИД",  
Приборы и системы. управление, контроль,  
диагностика, Издательство: Издательство  
"Научтехлитиздат", 2015, сс. 23-31.  
РЯБЧИКОВ Р.В., Совершенствование  
систем обработки (см. прод.)

RU 2 651 068 С1

(54) СПОСОБ НЕИНВАЗИВНОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ  
ХАРАКТЕРИСТИК СЕРДЦА

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине, в частности к кардиологии, и может быть использовано как электрокардиографический способ диагностики состояния сердца. Устанавливают электроды, регистрируют электрокардиосигналы. Определяют антропометрические параметры торса, определяют координаты электродов. Проводят интерполяцию потенциалов на поверхности торса. Рассчитывают распределения потенциала и его нормальной производной на поверхности вспомогательного внутреннего эллиптического цилиндра. Определяют пространственные распределения электрической активности сердца,

суммарного по всему кардиоциклу и по интервалу Р-зубца. Вычисляют координаты центра модели эпикарда пациента и центра модели предсердий пациента. Проводят реконструкцию модели эпикарда пациента путем аффинного преобразования координат поверхности эталонной модели эпикарда. Проводят реконструкцию эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС) поверхностного типа. Получают оценку коэффициента регуляризации для временных отсчетов кардиоцикла. Осуществляют реконструкцию ЭЭГС дипольного типа. Проводят визуализацию изменяющихся во времени в течение кардиоцикла картин

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
A61B 5/0402 (2006.01); A61B 5/0456 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2016145352, 18.11.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
18.11.2016Дата регистрации:  
08.02.2018

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 18.11.2016

(45) Опубликовано: 08.02.2018 Бюл. № 4

Адрес для переписки:

440011, г. Пенза, ул. Карпинского, 25, кв. 3,  
Бодина Т.В.

(72) Автор(ы):

Бодин Олег Николаевич (RU),  
Аржаев Дмитрий Алексеевич (RU),  
Бодин Андрей Юрьевич (RU),  
Ожикенов Касымбек Адильбекович (KZ),  
Полосин Виталий Германович (RU),  
Рахматуллов Артур Фагимович (RU),  
Рахматуллов Руслан Фагимович (RU),  
Рахматуллов Фагим Касымович (RU),  
Сафронов Максим Игоревич (RU),  
Сергеенков Антон Сергеевич (RU),  
Убиенных Анатолий Геннадьевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Общество с ограниченной ответственностью  
(ООО) "Кардиовид" (RU)(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: RU 2518133 C2, 10.06.2014. RU  
2547783 C2, 10.04.2015. RU 2264786 C1,  
27.11.2005. ROBERTO M. LANG et al.  
Рекомендации по количественной оценке  
структур и функции сердца.  
Echocardiography, 2006, N 7, с. 79-108.

## (54) СПОСОБ ОКАЗАНИЯ ЭКСТРЕННОЙ КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ПОМОЩИ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине, а именно к способу выбора метода оказания экстренной кардиологической помощи. Способ включает определение: электрокардиосигнала (ЭКС): стандартное отклонение средних значений кардиоциклов (SDANN), отношение волн низкой и высокой частоты (LF/HF), вариабельность интервала QT (varQT) и фракции выброса (ФВ) в течение суток, с расчетом коэффициента К прогноза степени тяжести аритмического синдрома по формуле:  $K = -4,518 + 0,02\Phi B + 0,037 SDANN + 0,049 LF/HF - 0,019 varQT$ . Предварительно определяют наличие или отсутствие удлинения интервала QT по

выражению:  $k \cdot \sqrt{R_1 R_2} - QT > 0$  (1), где  $R_1 R_2$  - расстояние между соседними зубцами R на ЭКС, с;  $k$  - коэффициент, равный 0,37 для мужчин, 0,39 для женщин и 0,38 для детей. Определяют значение ФВ, по крайней мере, для трех последующих кардиоциклов по выражению:

$$\Phi B = \frac{KDO - KCO}{KDO} \cdot 100\%, \quad (2), \text{ где } KDO,$$

KCO - конечный диастолический и систолический объем левого желудочка соответственно,

C1  
4303  
44303  
2644303  
RU

R U 2 6 4 4 3 0 3 C 1

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
A61B 5/318 (2022.05)

(21)(22) Заявка: 2020143871, 30.12.2020

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
30.12.2020Дата регистрации:  
06.07.2022

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 30.12.2020

(43) Дата публикации заявки: 30.06.2022 Бюл. № 19

(45) Опубликовано: 06.07.2022 Бюл. № 19

Адрес для переписки:

440026, Пенза, ул.Красная, 40, Пензенский  
государственный университет, Гуляков  
Александр Дмитриевич

(72) Автор(ы):

Шерстнев Владислав Вадимович (RU),  
Безбородова Оксана Евгеньевна (RU),  
Бодин Олег Николаевич (RU),  
Бодин Андрей Юрьевич (RU),  
Баранов Виктор Алексеевич (RU),  
Рахматуллов Фагим Касымович (RU),  
Рахматуллов Руслан Фагимович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего  
образования "Пензенский государственный  
университет" (RU)(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: RU 2737860 C1, 03.12.2020. RU  
2693444 C1, 02.07.2019. RU 2694528 C1,  
16.07.2019. Босиков Д.В. Алгоритмы оказания  
скорой медицинской помощи при нарушениях  
ритма и проводимости сердца, остром  
коронарном синдроме и клинической смерти  
на догоспитальном этапе : учебное пособие  
Якутск : Издательский дом СВФУ, 2019. - 102  
с. Яковлева, Е.В. Скорая (см. прод.)

(54) Способ оказания экстренной кардиологической помощи и система для осуществления способа

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине, а в частности к реаниматологии. Осуществляют регистрацию и определение таких параметров электрокардиосигнала, как стандартное отклонение средних значений кардиоциклов, отношение волн низкой и высокой частоты, вариабельность интервала QT, значение фракции выброса, определение желудочковой тахикардии, экстрасистолии, по крайней мере, для трех последующих кардиоциклов. При выявлении гемодинамически значимой аритмии проводят дефибрилляцию. При определении тяжелого аритмического синдрома проводят реваскуляризацию. При выявлении

гемодинамически значимой аритмии проводят компрессии грудной клетки. Осуществляют анализ частоты и амплитуды электрокардиосигнала, на основании чего определяют вид гемодинамически значимой аритмии: тахикардии, крупноволновой фибрилляции желудочков, мелковолновой фибрилляции желудочков, асистолии. При этом проводят дефибрилляцию в случае выявления желудочковой тахикардии, или крупноволновой фибрилляции желудочков, или мелковолновой фибрилляции желудочков. Способ осуществляется посредством системы, которая включает автоматический дефибриллятор, устройство для

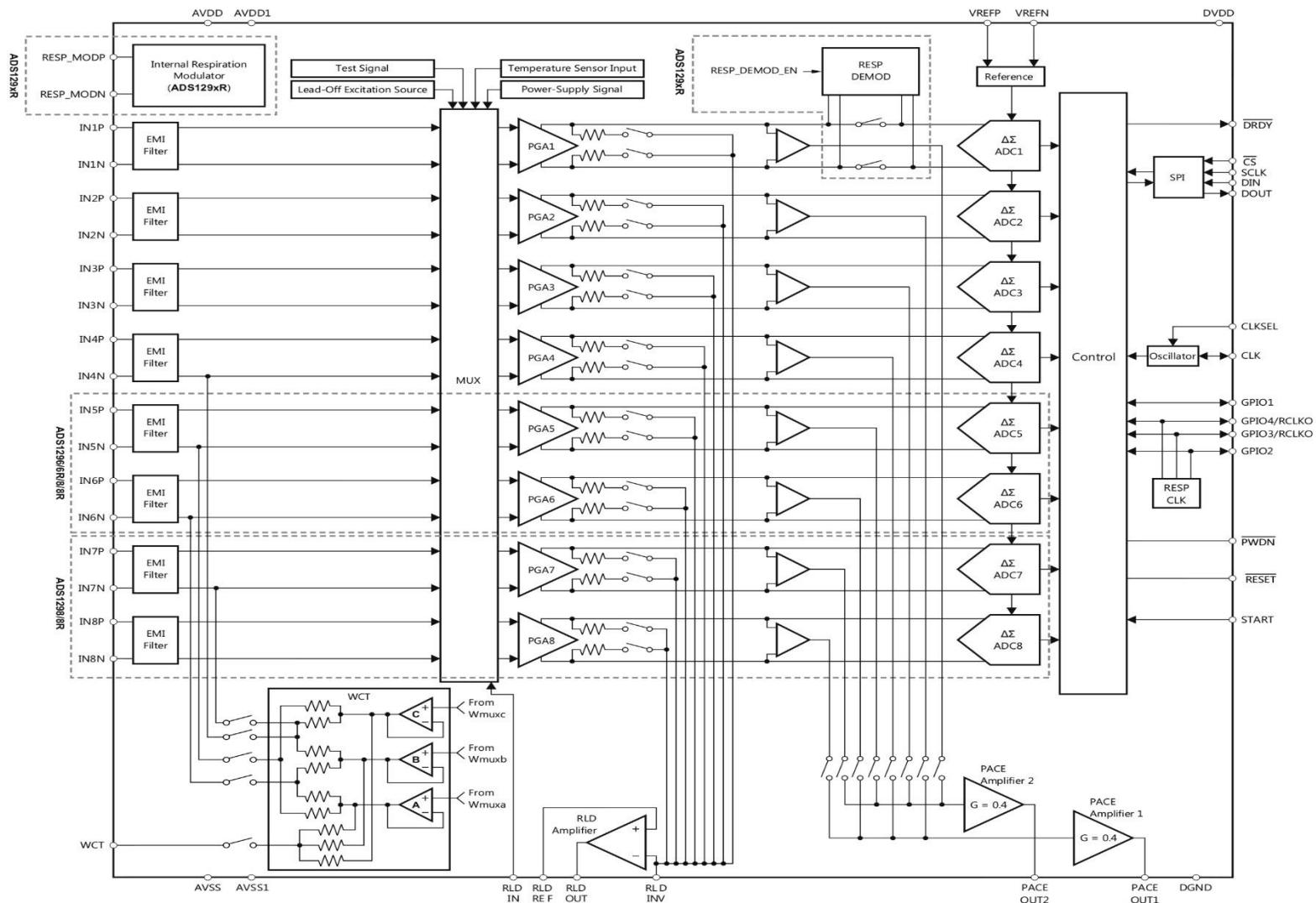
RU 2 775 688 C2

RU 2 775 688 C2

### ПРИЛОЖЕНИЕ 3. ПЕРЕЧЕНЬ ЭЛЕМЕНТОВ И МАТЕРИАЛОВ

Материал	Характеристика	Количество	Поставщик	Контакты
Неопрен	Толщина: 3 мм Двустороннее тканевое покрытие	Один лист 0,5 x 1м	ООО «Руформ»	Телефон: +7-926-615-59-98 Сайт: <a href="https://rufom.tech">https://rufom.tech</a>
Электроды	Тип разъема: TouchProof 1,5 мм Диаметр токосъемной поверхности: 2±0,1 мм	62 шт.	ООО «Медицинские компьютерные системы»	Телефон: <a href="tel:+74994043141">+7-499-404-31-41</a> Сайт: <a href="https://mcscap.ru">https://mcscap.ru</a>
Кольцо для крепления электродов MCScap-E	Диаметр: 10 мм	46 шт.		
Программа Neorec	-	-		Ссылка на скачивание: <a href="https://files.mks.ru/download/1Ulu9J29PWhZzU9oMJs8">https://files.mks.ru/download/1Ulu9J29PWhZzU9oMJs8</a>
Трехщелевая пряжка	Эффективная ширина: 40 мм	7 шт.	ООО «Веллтекс»	Телефон: +7(495) 626 84 00 Сайт: <a href="https://welltex.ru">https://welltex.ru</a>
Стропа синтетическая	Ширина: 40 мм Длина: 1,4 м	1 шт.		
Лента «Велкро»	Ширина: 20 мм	2,5 м		
Провод ПуГВ	Площадь сечения: 0,75 мм <sup>2</sup>	100 м	Интернет магазин: «CHIPDIP»	Сайт: <a href="https://www.chipdip.ru">https://www.chipdip.ru</a>
Наконечник НШВИ	Номинальное сечение гильзы: 0,75 мм <sup>2</sup>	50 шт.		
Разъем D-SUB 25 DB-25M	Количество пинов: 25	2 шт		

## ПРИЛОЖЕНИЕ 4. СТРУКТУРНАЯ СХЕМА ADS 1298



## ПРИЛОЖЕНИЕ 5. ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ СХЕМА STM32F407VGT6

