

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

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Москва – 2026

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Национальный исследовательский университет «МЭИ» на кафедре основ радиотехники.

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор
Крамм Михаил Николаевич

Официальные оппоненты: **Авдеева Диана Константиновна,**
доктор технических наук, доцент, заведующий лабораторией «Медицинская инженерия» Томского политехнического университета, г. Томск

Ивахно Наталия Валериевна,
доктор технических наук, доцент, профессор кафедры «Газовая динамика» института высокоточных систем им. В. П. Грязева ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет», г. Тула

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Тамбовский государственный технический университет» (ФГБОУ ВО «ТГТУ»)

Защита диссертации состоится «5» июня 2026 г. в 12:00 на заседании диссертационного совета 24.2.375.03 (Д 212.211.04) в ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина» по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, д.59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина» и на сайте <http://rsreu.ru/>.

Автореферат разослан «__» _____ 2026 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
доктор технических наук, доцент

Г.В. Овечкин

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Сравнение эффективности различных неинвазивных диагностических методов показывает, что наиболее полезная информация о функционировании внутренних органов и физиологических систем организма содержится в биоэлектрических сигналах, снимаемых с различных участков под кожным покровом или с поверхности тела. Прежде всего это относится к электрической активности сердца (ЭАС), электрическому полю головного мозга, электрическим потенциалам мышц. Именно эти важнейшие электрофизиологические процессы требуют особого внимания и создания радиоэлектронной аппаратуры для решения конкретных задач их анализа в диагностических целях.

По данным Всемирной организации здравоохранения заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС) прочно лидируют среди причин смертности. Основными путями снижения смертности от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) являются профилактика и своевременная диагностика. Поэтому на первое место выходят профилактическое обследование (скрининг) населения и необходимость повышения эффективности анализа кардиографической информации для диагностики заболеваний ССС.

Обеспечение высокой помехоустойчивости – одна из основных проблем современной неинвазивной электрокардиодиагностики. Увеличение уровня внешних электромагнитных помех, повышение степени интеграции электронных компонентов, снижение мощности полезных сигналов приводит к тому, что передача ЭКС на фоне помех становится сложной структурно-алгоритмической задачей. Особую сложность эта задача приобретает для скрининговых систем неинвазивной электрокардиодиагностики (СНЭКД), работающих в условиях скрининга, когда интенсивность и изменчивость помех имеют значительное дезинформационное действие.

В настоящее время разработаны и реализованы методы определения электрофизиологических характеристик сердца и реконструкции пространственных характеристик источников ЭАС по сигналам многоэлектродных кардиоотведений. 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. Также 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 систем неинвазивной электрокардиодиагностики на основе многоэлектродной регистрации ЭКС для функционирования в условиях скрининга.

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. Ревешвили, В.В. Калинин, Г.Г. Иванов, С.В. Селищев, Л.Т. Сушкова, З.М. Юлдашев, Т.В. Истомина, Н.А. Корневский, С.А. Филист, Л.Ю. Кривоногов, О.В. Мельник,

А.А. Михеев, а также зарубежные ученые С. V. Nelson, С. 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, Е.И. Алгазин, В.В. Квашенников, Б.А. Савельев, В.В. Витязев, А.В. Пестряков, а также зарубежные ученые К. Шеннон, 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 свёрточных 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 свёрточных 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, причем применение многопоточной обработки на серверной стороне дает выигрыш во времени обработки не менее, чем в 2 раза.

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, включая снижение коэффициента дрейфа потенциала до уровня 0,06 и выигрыш по отношению сигнал/шум в 2 дБ при использовании «мягкого» декодирования по Витерби.

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.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырёх глав, заключения, списка использованной литературы и приложений. Объем диссертации составляет 191 страницу, включая 86 рисунков, 16 таблиц, 5 приложений и список литературы из 232 наименований.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Во введении обоснована актуальность темы работы, сформулированы цель и задачи исследования, приведены общие характеристики и краткий обзор работы, показаны научная новизна и практическая ценность, сформулированы положения, выносимые на защиту.

В первой главе критически проанализированы существующие методы неинвазивной электрокардиодиагностики и рассмотрен генезис ЭКС. Автором проведен обзор функциональных возможностей существующих на рынке систем и установлено, что чувствительность классических методов неинвазивной электрокардиодиагностики составляет не более 75%, а достаточно чувствительные методы картирования потенциала на поверхности сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии (Y. Rudy, O. Dössel, A.Ш. Ревитшвили, В.В. Калинин) предназначены только для предоперационного обследования в кардиоцентрах и не предназначены для функционирования в условиях скрининга.

Автором проведён анализ помех в системах неинвазивной электрокардиодиагностики. Рассмотрены известные способы и алгоритмы

помехоустойчивой обработки ЭКС (А.А. Михеев, О.В. Мельник, Л.Ю. Кривоногов), основанные на преобразовании Гильберта-Хуана и адаптивной агрегации фильтров (патенты РФ № 2436502, № 2532297, № 2486862, № 2568817). Сделан вывод о целесообразности разработки подхода, не предполагающего знания частоты помехи и не требующего восстановления сигнала по результатам преобразования Гильберта-Хуанга. Отмечается необходимость двойного кодека при помехоустойчивой передаче ЭКС в системах неинвазивной электрокардиодиагностики с удаленным доступом.

Таким образом, актуальной является задача повышения достоверности автоматических заключений при анализе ЭКС и разработки способов и алгоритмов для реализации системы неинвазивной электрокардиодиагностики в условиях скрининга.

Вторая глава посвящена обоснованию научной и структурной реализации скрининговой системы неинвазивной электрокардиодиагностики (ССНЭКД) на основе **цифрового двойника сердца (ЦДС), многоэлектродной регистрации ЭКС, помехозащищённой обработки и передачи электрокардиосигналов** для улучшения характеристик точности, быстродействия и помехоустойчивости. Этапы обработки информации и отличительные особенности ССНЭКД приведены на рисунке 1.



Рисунок 1 – Этапы обработки информации и отличительные особенности ССНЭКД

В ходе исследования разработана оригинальная, защищенная патентами РФ, ССНЭКД на основе клиент-серверного подхода. На рисунке 2 приведена структурная схема ССНЭКД. Отличительные особенности ССНЭКД (патент РФ № 2764498) заключаются в следующем:

1. Многоэлектродная регистрация ЭКС. Для решения этой задачи автором предлагается осуществлять *надевание* на обследуемого пациента жилета с электродами, заранее предустановленными (закрепленными) на его внутренней поверхности (см. рисунок 3).

Использование жилета позволяет ускорить время наложения электродов на тело человека и минимизировать риск неправильной установки электродов, при этом длительность процедуры регистрации для медицинского персонала снижена до 5-7 минут.

Оценочный расчет количества электродов предполагает площадь $p = 3 \text{ см}^2$ на один элемент поверхности эпикарда. Сердце представляется в виде сферы

радиусом $r \approx 6,0$ см, при этом площадь поверхности сердца $S_{\text{heart}} = 4 \cdot \pi \cdot r^2 = 452,16 \text{ см}^2$.

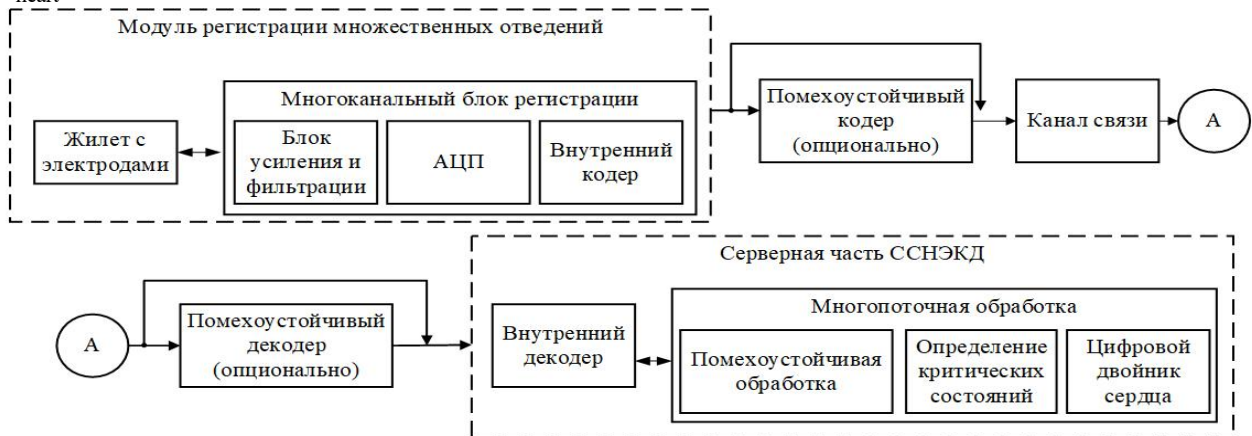


Рисунок 2 – Структурная схема ССНЭКД

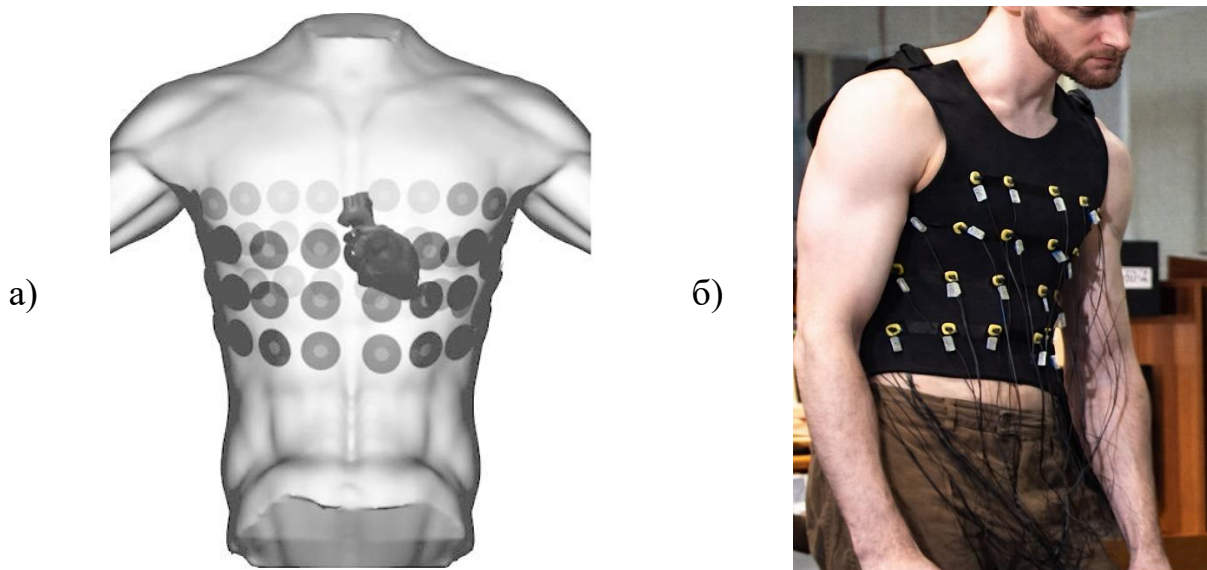


Рисунок 3 – Схема расположения электродов на торсе (а) и модель жилета (б)

Для обеспечения требуемой разрешающей способности необходимо знать потенциалы на эпикарде в точках, разнесенных друг от друга по вертикали и горизонтали примерно на 2,8 см. Тогда на каждые 8 см^2 поверхности сердца приходится точка, которой соответствует электрод на поверхности тела. При этом число электродов определяется по формуле:

$$N_{\text{min_electrodes}} = S_{\text{heart}} / p = 56,5. \quad (1)$$

Для симметричного расположения электродов на грудной клетке и для удобства реализации необходимое количество каналов регистрации ЭКС увеличено до $N_{\text{channels}} = 64$. При этом предлагается использовать жилеты нескольких типоразмеров в зависимости от периметра торса (см. таблицу 1).

Чувствительность АЦП с разрядностью $rs=24$ бита и уровнем опорного сигнала $U_{\text{ref}} = 2.4$ вольта составляет:

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

Отсчетные значения ЭКС $U_{\text{adc_channel}}$ преобразуются в целочисленное значение $DR_{\text{adc_channel}} = U_{\text{adc_channel}} / U_{\text{min}}$.

Таблица 1 – Типоразмеры жилета с предустановленными электродами

Типоразмер Окружность грудной клетки, см	Small	Medium	Large
70–80	S		
80–90	S/M		
90–100		M	
100–110		M/L	
110–120			L
120–130			L/XL

Объём формируемых АЦП данных о текущих значениях ЭКС множественных отведений за интервал дискретизации:

$$ADC_{\min_electrodes} = (N_{\text{cmd_size}} + (DR_{\text{adc_channel_size}} \cdot N_{\text{channels}})) = 1552 \text{ бит}, \quad (3)$$

где $N_{\text{cmd_size}} = 16$ бит – размер команды для АЦП, запускающей процесс преобразования, $DR_{\text{adc_channel_size}}$ – объём памяти для одного отсчета ЭКС. Общий объём информации о значениях отсчётов множественных отведений ЭКС за интервал времени 1 секунда в байтах при частоте дискретизации 1 кГц $ADC_{\text{total_size}} = 194000$ байт.

2. Помехоустойчивые обработка и передача ЭКС. Достоверность передачи данных на внутреннем кодере обеспечивается введением обязательного битового поля для размещения помехоустойчивого (корректирующего) кода – 16-битовой контролирующей последовательности CRC, для которой вероятность невыявленной ошибки $P_{\text{CRC}} = (1/2)^{16} = 15 \cdot 10^{-6}$. При использовании стандарта BLE вероятность битовой ошибки $BER_{\text{BLE}} \leq 10^{-3}$, тогда вероятность невыявленной ошибки $P_{\text{BLE_BER_FRAME}}$ в пакете длиной $N_{\text{BLE}} = 260$ byte не превышает:

$$P_{\text{BLE_BER_FRAME}} \leq [1 - (1 - BER_{\text{BLE}})^{N_{\text{BLE}} \cdot 8}] \cdot P_{\text{CRC}} = 1,3 \cdot 10^{-5}. \quad (4)$$

В соответствии с предложенной структурой пакета данных время передачи информации о значениях ЭКС с 64 каналов составляет:

$$t_{\text{adc_answer}} = \frac{1}{F_{\text{adc_spi}}} \cdot ADC_{\text{data_size}} = \frac{1}{8 \cdot 10^6} \cdot 1552 = 194 \text{ мкс}, \quad (5)$$

где $F_{\text{adc_spi}}$ – частота интерфейса SPI, $ADC_{\text{data_size}}$ – размер цифрового кода в битах.

При этом необходимая скорость передачи данных по каналу связи:

$$V_{\text{interface}} = \frac{N_{\text{frame}} \cdot N_{\text{channels}}}{(F_{\text{ECG_sample}})^{-1} - t_{\text{adc_answer}}} = \frac{10 \cdot 64 \text{ байт}}{0,000806 \text{ с}} = 794044 \frac{\text{байт}}{\text{с}} \approx 0.794 \frac{\text{Мбайт}}{\text{с}}, \quad (6)$$

где $N_{\text{frame}} = 10$ byte – общий размер кадра, $F_{\text{ECG_sample}}$ – частота дискретизации, $t_{\text{adc_answer}}$ – время формирования массива данных от АЦП (рисунок 4).

Согласно формуле (6) пропускная способность канала должна быть не менее 0.797 Мбайт/с (6,4 Мбит/с). Использование быстродействующих преобразователей интерфейсов типа FTDI242R позволяет добиться скорости

передачи 1 Мбайт/с при том, что классические преобразователи обеспечивают скорость 115200 бит/с. Такое увеличение скорости передачи в 11 раз по сравнению со стандартными решениями, позволяет получить требуемую пропускную способность.

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

$$R_b \leq \Pi \cdot \log_2 \left(1 + \frac{E_b R_b}{N_0 \Pi} \right), \quad (7)$$

где Π – полоса частот радиоканала, $E_b R_b$ – мощность передаваемого сообщения; $N_0 \Pi$ – мощность шума.



Рисунок 4 – Временная диаграмма формирования массива данных АЦП и передачи структурированных данных на сервер ССНЭКД

Из данного соотношения вытекает предельное отношение сигнал/шум для возможной безошибочной передачи информации:

$$\frac{E_b}{N_0} \geq \frac{2^r - 1}{r}, \quad (8)$$

где $r = R_b / \Pi$ – спектральная скорость передачи информации [Бит/сек/Гц]. В ССНЭКД скорость передачи информации при использовании 64 радиоканалов с частотой дискретизации ЭКС 1 кГц на канал, составляет $R_b = 6,4$ Мбит/с. В соответствии с (8) для отношения сигнал/шум в диапазоне 3 – 5 дБ предельная спектральная скорость должна быть меньше 2,65 – 3,65 [Бит/(сек·Гц)]. Отсюда следует, что 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.

Для обработки данных на серверной стороне предложено использование многопоточной архитектуры для более эффективного использования системных ресурсов. Была разработана тестовая программа, позволяющая сравнить время обработки ЭКС в однопоточном и многопоточном режимах (см. рисунок 5). Результаты показали, что многопоточный подход оказался быстрее однопоточного в 2,2 раза (рисунки 5 а) и 5 б), где цветом обозначены прогоны разработанной программы).

3. Цифровой двойник сердца (ЦДС) (патент РФ №2651068). Для построения эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС)

(математической модели изменения электрической активности сердца) прежде всего определяют антропометрические параметры торса, после чего на торс пациента надевают жилет с предустановленными электродами (см. рисунок 3).

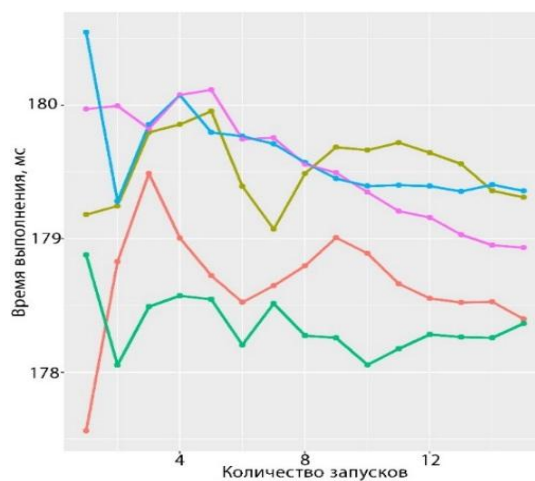
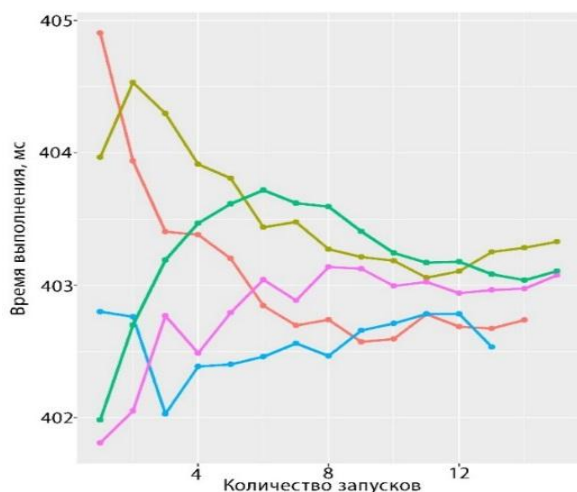


Рисунок 5 а) – Время выполнения цикла обработки ЭКС при однопоточном подходе

Рисунок 5 б) – Время выполнения цикла обработки ЭКС при многопоточном подходе

Затем регистрируют ЭКС и определяют координаты электродов в трехмерной системе координат. Проводят интерполяцию потенциалов на поверхности мелкой сетки на поверхности торса с числом элементов порядка $2 \cdot 10^3$. Рассчитывают распределение потенциала и его нормальной производной на поверхности реконструированной модели эпикарда пациента для временных отсчетов кардиоцикла от начала Р-зубца до конца Т-зубца итерационным методом Зейделя по формулам:

$$\begin{aligned} [G^{eb}]g^e - [H^{eb}]\varphi^e &= [H^{bb}]\varphi^b; P_j \in S_b; j = 1 \dots N_b; \\ [G^{ee}]g^e - [H^{ee}]\varphi^e &= [H^{be}]\varphi^b; P_i \in S_e; i = 1 \dots N_e, \end{aligned} \quad (9)$$

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 данной поверхности, 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.

Результаты реконструкции ЭЭГС представлены на рисунке 6 в виде 2D карт распределения электрического потенциала на плоской развертке поверхности эпикарда. Располагая картами потенциалов в различные моменты времени кардиоцикла, можно наблюдать временную динамику ЭАС непосредственно на поверхности эпикарда.

Предлагается по результатам анализа ЭКС также определять в составе ЦДС критическое состояние сердца (патент РФ №2775688). Для этого необходимо **одновременное** выполнение двух условий:

1) установление факта удлинения интервала QT на ЭКС; 2) определение фракции выброса (ФВ) $< 50\%$ для не менее трех последующих кардиоциклов, что позволит выявить гемодинамически значимую аритмию (ГЗА). Используют

не абсолютную, а скорректированную величину интервала QT, которую рассчитывают по формуле Базетта: $QT_c = k \cdot \sqrt{R_1 R_2}$, где k – прогностический коэффициент, $R_1 R_2$ – интервал между соседними зубцами на ЭКС.

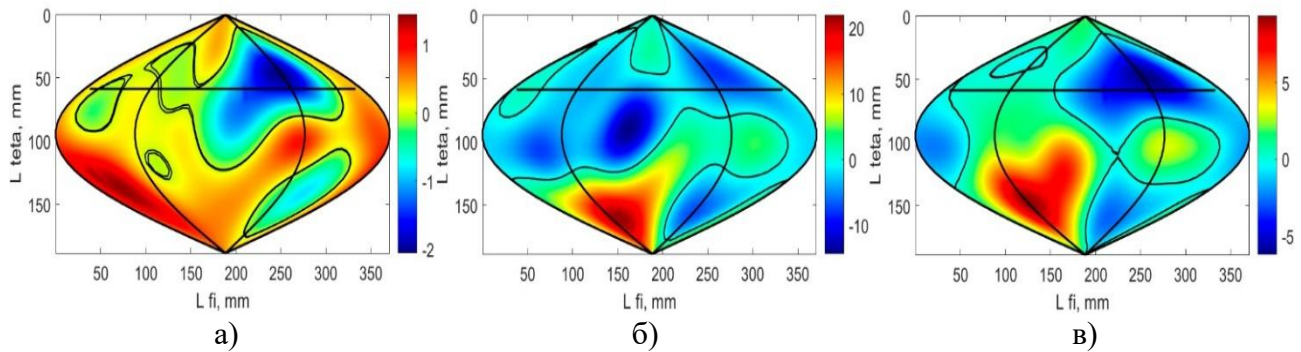


Рисунок 6 – Потенциал на поверхности эпикарда для вершины Р-зубца (а); R-зубца (б); Т-зубца (в)

Таким образом, ССНЭКД позволяет получить новую диагностическую информацию о состоянии сердца на основе многоэлектродной регистрации, цифрового двойника сердца, помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов.

Третья глава посвящена разработке способов и алгоритмов помехоустойчивой обработки и передачи электрокардиосигналов в ССНЭКД. Результирующая помеха в ЭКС является нестационарной и имеет спектр частот, перекрывающийся со спектром полезного сигнала, поэтому для её устранения без искажения полезного сигнала предлагается, в рамках подхода Л.Ю. Кривоногова, использовать метод эмпирической модовой декомпозиции совместно с преобразованием Гильберта-Хуанга (ПГХ), учитывая сигнально-помеховую обстановку на конкретных локальных участках ЭКС.

Подавление ВЧ помех. Для подавления ВЧ помех в первых эмпирических модах (ЭМ) предлагается нелинейная неотрицательная пороговая (thresholding) обработка выбранных ЭМ: фильтрованная мода $\tilde{I}_{mf}(t)$ определяется по формуле:

$$\tilde{I}_{mf}(t) = \begin{cases} I_{mf}(t) \left(1 - \left(\frac{p}{|I_{mf}(t)|} \right)^2 \right), & |I_{mf}(t)| > p; \\ 0, & |I_{mf}(t)| < p, \end{cases} \quad (10)$$

где $\tilde{I}_{mf}(t)$ - исходная ЭМ, p – порог. В области малых по модулю значений ЭМ (типичная ситуация в области ТР интервала ЭКС) должно происходить полное подавление ЭМ, а в области зубцов ЭКС – плавное (soft thresholding) нелинейное подавление ЭМ. Для контроля результатов фильтрации служат распределения медианных гильбертовых частот и энергий по ЭМ на основании ПГХ. Результаты фильтрации представлены на рисунках 7 – 10.

Зависимость среднеквадратической ошибки фильтрации Rms от нормированного порога p/A при различных отношениях сигнал/помеха $q = u_{max}/A$ имеет характерный минимум (при $p \approx A R_{ms} = (0,15 - 0,8)A$), который определяется амплитудой помехи A на интервале ТР диастолы сердца (u_{max} - максимальное значение ЭКС на R-зубце), см. рисунок 11.

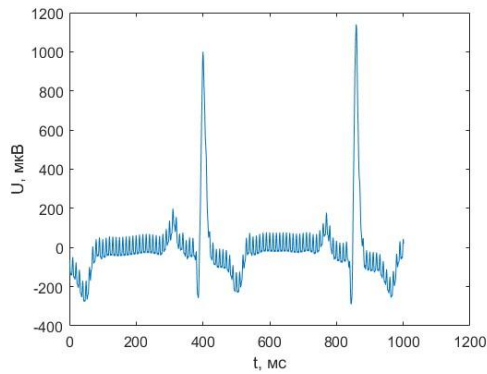


Рисунок 7 – Исходный ЭКС

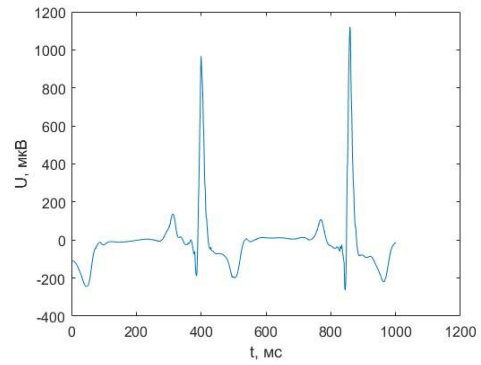


Рисунок 8 – Восстановленный ЭКС

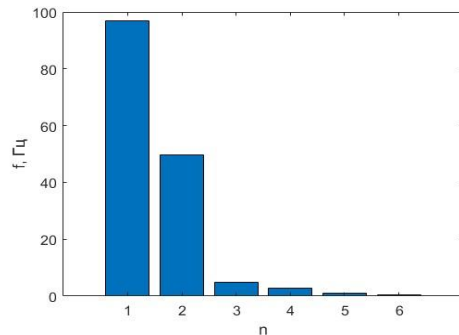


Рисунок 9 – Распределения медианных гильбертовых частот по ЭМ до фильтрации, сетевая помеха в 1-й и 2-ой ЭМ

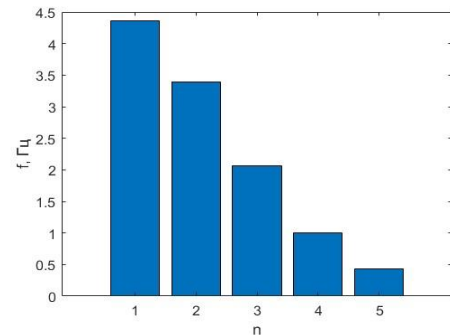


Рисунок 10 – Распределения медианных гильбертовых частот по ЭМ после фильтрации

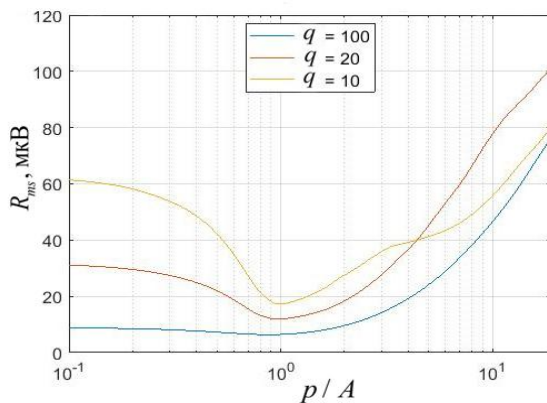


Рисунок 11 – Зависимость СКО от нормированного порога

Отмечается, что: 1) ЭМ «привязаны» по фазе к анализируемому отрезку ЭКС, что исключает фазовые искажения при восстановлении ЭКС; 2) при ограничении числа мод и точности затраты на обработку и восстановление ЭКС в усеченном алгоритме ЭМД значительно уменьшаются, что позволяет реализовать фильтрацию ЭКС в реальном времени.

Подавление НЧ помех. Для организации подавления низкочастотных помех предложено использовать интервал анализа $T_{AH} = t_{bP}^{(j+1)} - t_{eT}^{(j-1)}$, 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 $T_{AH} = T_{RR} + T_{TP} \approx (1,15 - 1,3)T_{RR}$. Фильтрация реализуется последовательно по формулам:

$$\vec{x}(t) = \begin{cases} x_0(t) - I_{mf}^{(N)}(t) - res(t), & |t_{\max} - t_{\min}| \geq 0,7 \cdot T_{AH}; \\ x_0(t) - res(t), & |t_{\max} - t_{\min}| < 0,7 \cdot T_{AH}; \end{cases} \quad (11)$$

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

где $x_0(t)$ – исходный ЭКС, t_{\max} , t_{\min} – моменты времени достижения максимального и минимального экстремума в последней ЭМ $I_{mf}^{(N)}(t)$, $res(t)$ – остаток разложения ЭМД.

На рисунке 12 а) показан фрагмент ЭКС с низкочастотной помехой, а на рисунке 12 б) – результат фильтрации данного ЭКС путем вычитания последней ЭМ ($N = 6$) и остатка.

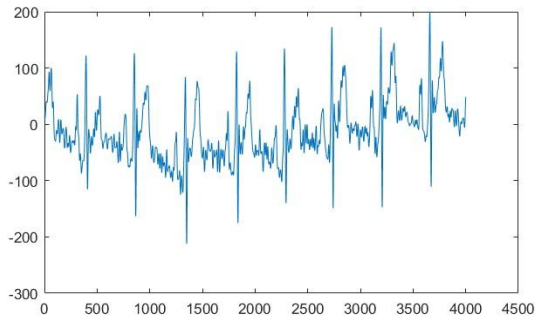


Рисунок 12 а) – Фрагмент ЭКС до фильтрации

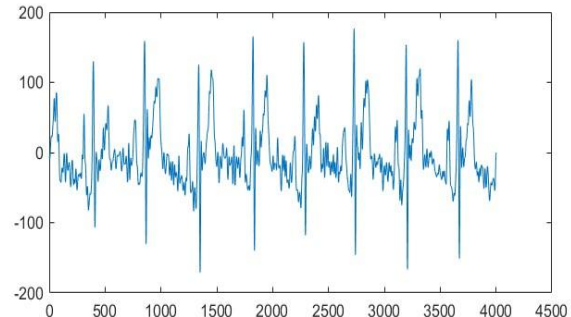


Рисунок 12 б) – Результат фильтрации ЭКС по последней ЭМ и остатку

Уровень низкочастотного дрейфа оценивался по коэффициенту дрейфа:

$$K_{\text{др}} = \frac{|\bar{u}_{eT}^{(j-1)} - \bar{u}_{bP}^{(j+1)}|}{u_{R \max}} = \frac{\Delta \bar{u}}{u_{R \max}}, \quad (12)$$

где $\bar{u}_{eT}^{(j-1)} = \frac{1}{n} \sum_{t=t_{eT}}^{t_{eT}+\Delta t} u^{(j-1)}(t)$; $\bar{u}_{bP}^{(j+1)} = \frac{1}{n} \sum_{t=t_{bP}-\Delta t}^{t_{bP}} u^{(j+1)}(t)$ – усредненные 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; $u_{R \max}$ – максимальное значение ЭКС на R зубце. На рисунке 13 представлены зависимости коэффициента дрейфа после фильтрации и среднеквадратической ошибки фильтрации дрейфа от коэффициента дрейфа исходного ЭКС. При реальных уровнях дрейфа $K_{\text{др вх}} < 0,5$ происходит существенное подавление дрейфа с $K_{\text{др вых}} < 0,06$.

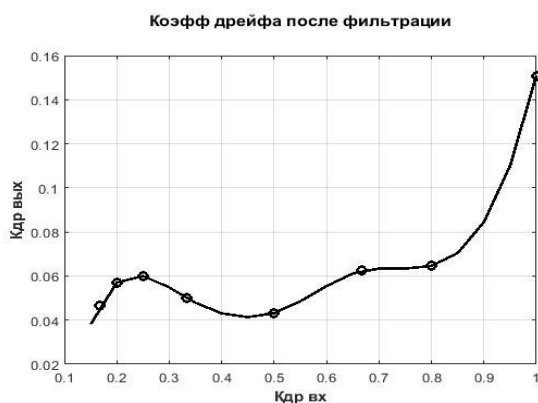


Рисунок 13 а) – Зависимость коэффициента дрейфа после НЧ фильтрации от коэффициента дрейфа исходного ЭКС

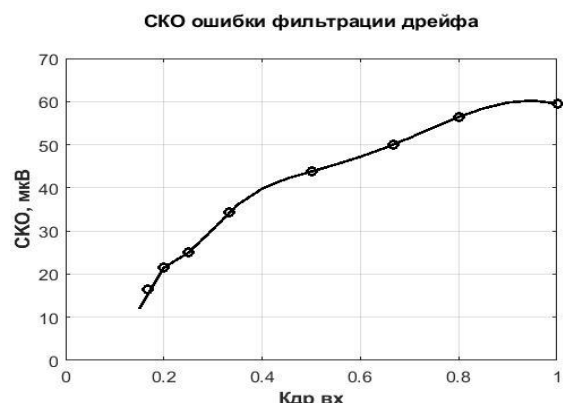


Рисунок 13 б) – Зависимость среднеквадратической ошибки фильтрации дрейфа от $K_{\text{др вх}}$

Помехоустойчивая передача ЭКС на основе свёрточного кодирования.

При отсутствии мобильной связи проведение скрининговой электрокардиодиагностики предполагает использование цифровых спутниковых

каналов связи. Помехозащищенность таких каналов осуществить сложнее из-за необходимости обеспечить отношение сигнал/шум 9,6 – 10,5 дБ, что составляет существенную величину, особенно с учетом затухания в атмосфере и антенных потерь. По совокупности критериев (тактовая частота, число итераций, длина блока, кодовая скорость и отношение сигнал/шум) наиболее приемлемым в ССНЭКД являются сверточные коды при использовании алгоритма декодирования Витерби.

Было проведено моделирование потока ошибок с последующей оценкой вероятности битовой ошибки при использовании алгоритма декодирования Витерби для сверточного кодирования. На рисунке 14 представлено сравнение зависимости данной вероятности ошибки от отношения сигнал/шум (красная кривая) со случаем ошибки в канале с аддитивным белым гауссовским шумом (AWGN) при использовании двоичной фазовой манипуляции BPSK (Binary Phase Shift Keying, зеленая кривая).

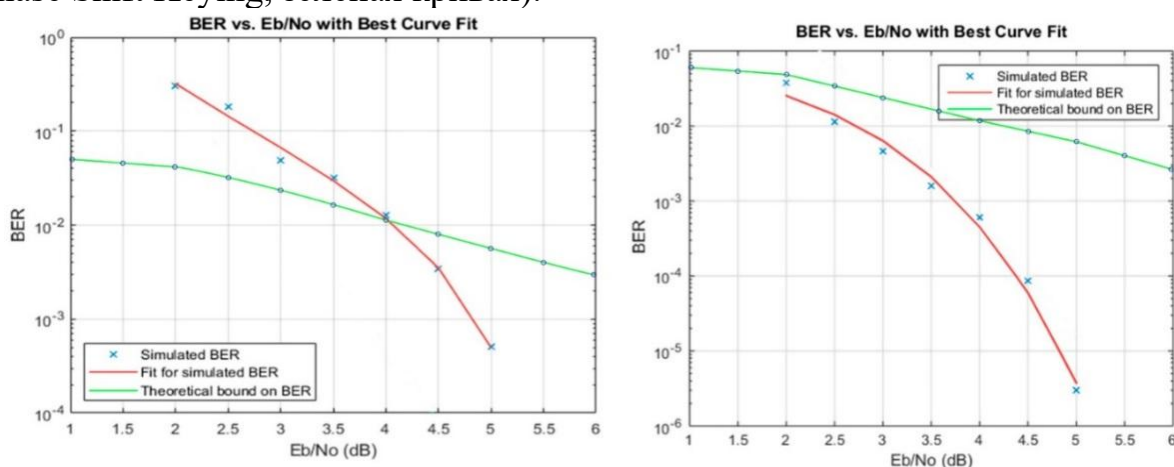


Рисунок 14 – Зависимости вероятности битовой ошибки от отношения сигнал/шум для «жесткого» декодирования по алгоритму Витерби (слева) и «мягкого» декодирования по алгоритму Витерби (справа)

Сравнение показало, что: 1) применение «мягкого» декодирования по алгоритму Витерби дает выигрыш около 2 дБ по отношению сигнал/шум по сравнению с «жестким декодированием; 2) «мягкое» декодирование по алгоритму Витерби дает существенный выигрыш в помехоустойчивости по сравнению с каналом без кодирования: для получения BER на уровне 10⁻³ требования к отношению сигнал/шум снижаются на 2 дБ. Для получения BER = 10⁻⁶ достаточно обеспечить $(E_b/N_0) \approx 5$ дБ, в то время как для канала без избыточного кодирования требуется отношение сигнал/шум $(E_b/N_0) \approx 10$ дБ (выигрыш 5 дБ).

Четвертая глава посвящена разработке ССНЭКД, в основе функционирования и устройства которой лежат разработанные автором и защищенные патентами РФ способы и средства оценки состояния сердца. Предложен жилет с предустановленными электродами, в качестве основного материала был использован неопрен, обеспечивающий требуемую растяжимость и износостойкость. Для дополнительной компенсации вариативности параметров торса в жилете предусмотрены специальные крепёжные элементы: пластиковые пряжки и синтетические стропы. Временные затраты на подготовку и использование устройства составляют 5-7 минут (см. таблицу 2).

На рисунке 15 представлена разработанная функциональная схема блока регистрации множественных кардиоотведений. Управляющим элементом электронного блока является микроконтроллер.

Таблица 2 – Результаты определения временных затрат на подготовку и проведение регистрации

№ 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-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

По проводному интерфейсу SPI осуществляется опрос 2-х микросхем аналого-цифровых преобразователей. Каналы ЭКС образуются подключением контактов на разъёме жилета к схеме мультиплексирования.

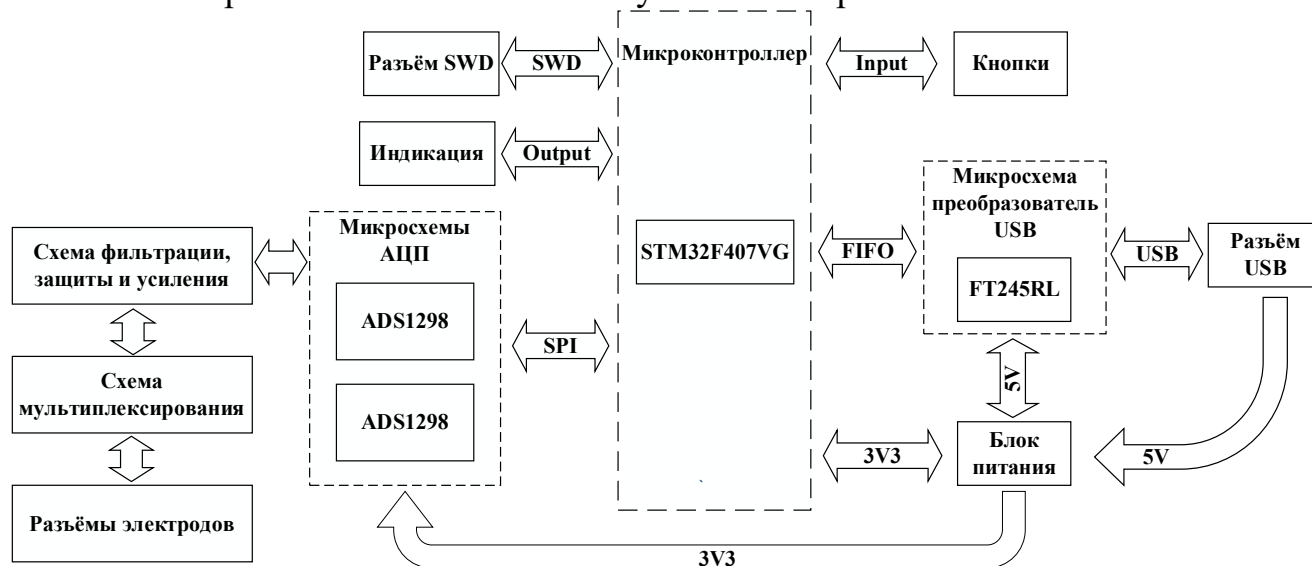


Рисунок 15 – Функциональная схема электронного блока регистрации множественных отведений ЭКС

Коэффициент мультиплексирования оценивается по формуле:

$$K_{MUL_MAX} = \frac{(F_{ECG_sample})^{-1}}{t_{obtain_data} + t_{mul_switch}} = \frac{1 \cdot 10^{-3}}{(193 \cdot 10^{-6}) + (1 \cdot 10^{-6})} = 5,16, \quad (13)$$

где $F_{ECG_sample} = 1$ кГц – частота дискретизации, $t_{obtain_data} = 193$ мкс – фактическое время получения данных о группе каналов, t_{mul_switch} – время переключения мультиплексора (с учетом формирования сигнала с микроконтроллера). С учетом числа каналов ЭКС выбран $K_{MUL} = 4$ с использованием двух специализированных 8-канальных АЦП. Предложена структурная схема электронного блока.

Разработаны алгоритм и программное обеспечение для работы электронного блока регистрации. Был спроектирован и реализован макет электронного блока регистрации. Временные диаграммы, подтверждающие работоспособность блока, представлены на рисунке 16. Здесь время передачи значений ЭКС на сервер ССНЭКД составляет 603 мкс, что соответствует скорости передачи FTDI245R в 1 Мбайт/с, интервал опроса АЦП – 1 кГц, что удовлетворяет требованиям по частоте дискретизации.

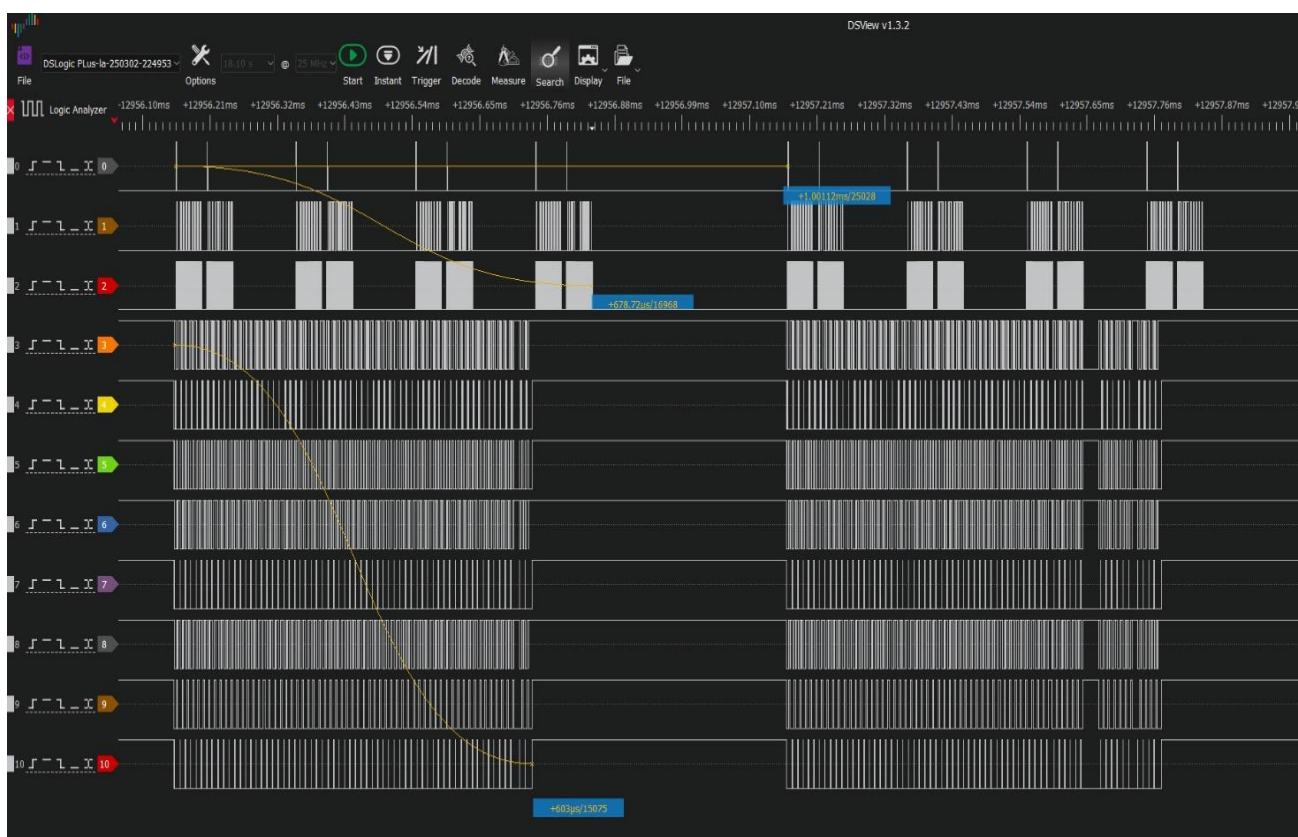


Рисунок 16 – Результаты тестирования ПО электронного блока регистрации

Для обеспечения работы аппаратной части разработано **программное обеспечение серверной части ССНЭКД**, ориентированное на задачи создания, хранения и комплексного анализа цифровых двойников сердца пациента (см. рисунок 17). Система поддерживает двусторонний обмен с электронным блоком по выделенному каналу связи. На рисунке 18 показан интерфейс программного комплекса, демонстрирующий процесс регистрации многоканальных электрокардиосигналов в одном из его меню, на рисунке 19 показан процесс создания анкеты пациента, на рисунке 20 – результат визуализации.

Таким образом, техническое средство регистрации множественных отведений электрокардиосигналов, выполненное в виде жилета и электронного

блока регистрации, позволяет повысить эффективность скрининговых систем электрокардиодиагностики при снижении сложности оборудования.

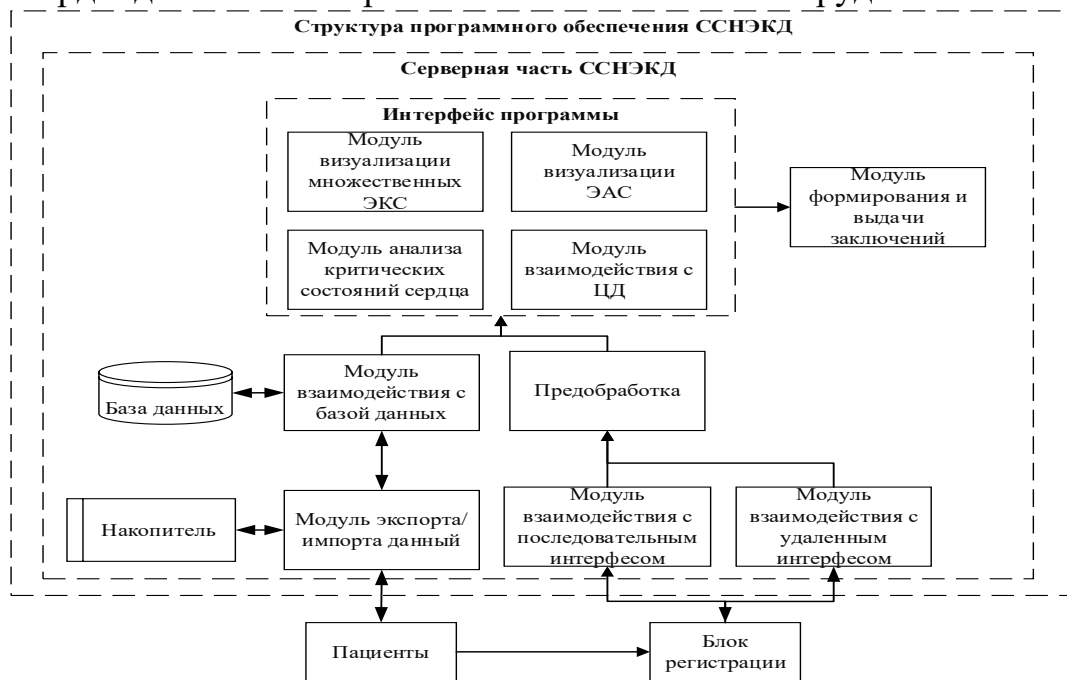


Рисунок 17 – Структура программного обеспечения ССНЭКД

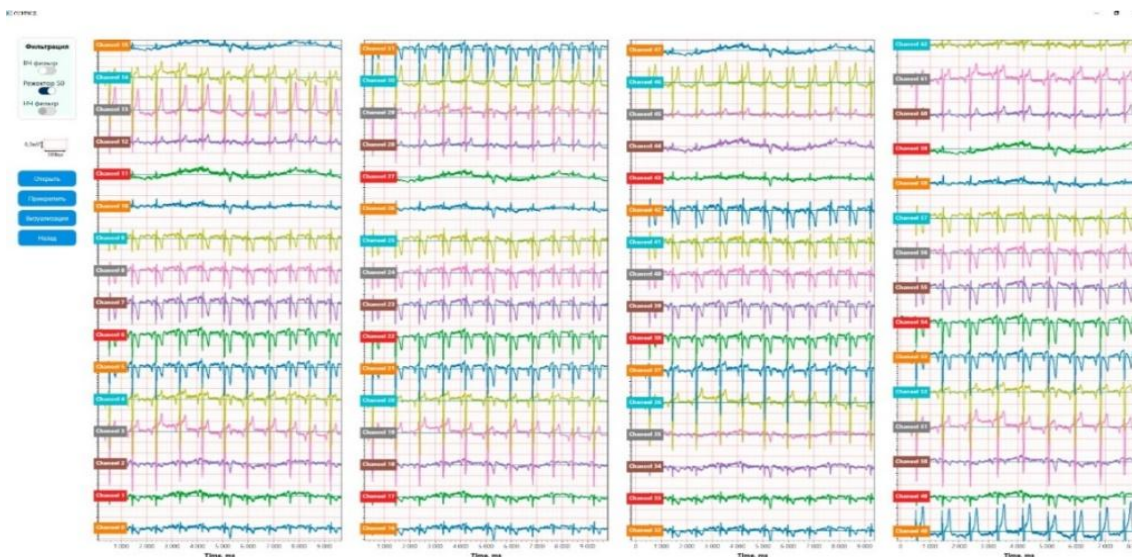


Рисунок 18 – Процесс регистрации множественных отведений ЭКС

Рисунок 19 – Создание анкеты пациента

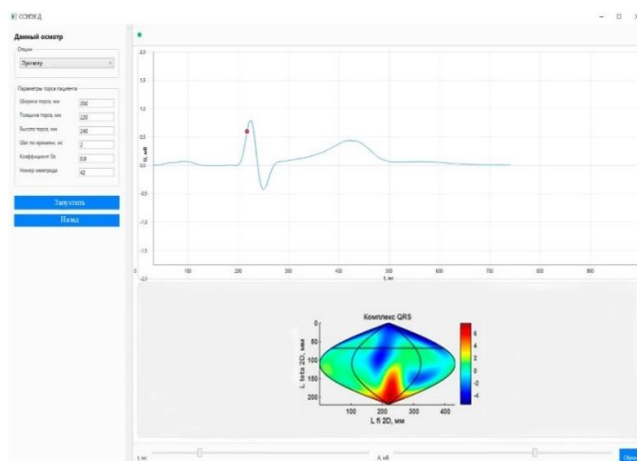


Рисунок 20 – Результат визуализации ЭАС

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

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 по отношению сигнал/шум в 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 2 дБ до 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.

СПИСОК ОСНОВНЫХ НАУЧНЫХ РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Монографии

1. Крамм, М.Н. Биоэлектрические основы и алгоритмы функционирования информационных систем в электрокардиодиагностике / М.Н. Крамм, **А.Ю. Бодин**, Н.Э. Кручинина. Пензенский государственный технологический университет. Пенза, 2023. – 293 с.

Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК Минобрнауки РФ
по специальности 2.2.12.

2. 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.

3. Сатыбалдиева, Ф.А. Скрининговая кардиодиагностическая информационная система на основе современных технологий / Ф.А. Сатыбалдиева, О.Н. Бодин, М.В. Едемский, **А.Ю. Бодин**, К.А. Ожикенов, М.Н. Крамм. – Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2022. № 2 (42). – С. 63–74.

4. Крамм, М.Н. Реконструкция и визуализация электрической активности сердца с помощью многоэлектродной системы электрокардиодиагностики / М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, **А.Ю. Бодин**, Г.В. Жихарева, Т.Л.Н. Чыонг – Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль – 2022. – № 4 (42). – С. 93–101.

5. Крамм, М.Н. Алгоритм обработки электрокардиосигналов в многоэлектродной системе электрокардиологического скрининга для визуализации электрического потенциала на эпикарде / М.Н. Крамм, Т.Л.Н. Чыонг, **А.Ю. Бодин**, О.Н. Бодин, Г.В. Жихарева. – Медицинская техника – 2023. – № 5 (341). – С. 13–17.

6. Целикин, К.Д. Помехоустойчивая передача цифровой информации на основе сверточных кодов / К.Д. Целикин, М.Н. Крамм, **А.Ю. Бодин**, О.Н. Бодин. – Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2024. – № 3 (49). – С. 94–110.

7. Батяев, А.С. Обеспечение электромагнитной совместимости в системе регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / А.С. Батяев, О.Н. Бодин, Т.Л.Н. Чыонг, М.Н. Крамм, **А.Ю. Бодин**. – Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2023. – № 2 (44). – С. 89–96.

8. **Бодин, А.Ю.** Классификация электрокардиографических помех и разработка способа сегментации электрокардиосигнала / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, Л.Ю. Кривоногов, Н.А. Сержантова, Т.Л.Н. Чыонг. – Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2023. – № 4 (46). – С. 64–71.

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

Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК Минобрнауки РФ
по смежным специальностям

10. Пальков, А.С. Повышение помехоустойчивости в системе речевого управления / А.С. Пальков, В.В. Козлов, **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.

11. 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.

Публикации в изданиях, индексируемых в международной наукометрической базе
Scopus

12. Bodin, O.N. Improvement of Non-Invasive Electrocardiodiagnostics Screening System Based on Modern Information Technologies / O.N. Bodin, N.A. Serzhantova, **A.Y. Bodin**, R.K. Rakhmatullovo, M.N. Kramm, – Proceedings of the 2025 International Conference on Systems and Technologies of the Digital HealthCare (STDH – 2025) – 2025 – Pp. 132–136.

13. Bodin, O.N. Improving the efficiency of noninvasive electrocardiography screening system / O.N. Bodin, M.N. Kramm, **A.Y. Bodin**, N.E. Kruchinina, N.A. Serzhantova – В сборнике: IEEE PROCEEDINGS OF ITNT 2023. – The IXth International Conference on information technology and nanotechnology. – Samara, 2023 – Pp. 103-108.

14. Bodin, O.N. Improving the Information Reliability in Medical Information System Based on Multi-agent Technology / O.N. Bodin, A.G. Ubiennykh, O.E. Bezborodova, S.A. Kharitonov, S.V. Vorob'eva, **A.Y. Bodin**. – 2020 IEEE 22nd International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials, EDM 2020. – Pp. 77-82.

15. Bodin, O.N. Visualization of a digital twin of the heart / O.N. Bodin, S.V. Chekaikin, F.K. Rakhmatullov, R.F. Rakhmatullov, M.N. Kramm, **A.Y. Bodin**. – В сборнике: International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM. 22. Сер. "2021 IEEE 22nd International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials, EDM 2021 – 2021. – Pp. 419–423.

16. Bodin, O.N. Portable cardioanalyzer with registration of multiply leads of electrocardiac signals / O.N. Bodin, R.F. Rakhmatullov, F.K. Rakhmatullov, M.I. Safronov, M.N. Kramm, **A.Y. Bodin**. – В сборнике: International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM. 21. Сер. "2020 21st International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM 2020 – 2020. – Pp. 445–449.

17. Kramm, M.N. Constructional Features of a Multielectrode Electrocardiology Screening System / M.N. Kramm, O.N. Bodin, **A.Y. Bodin**, T. L. N. Truong, G. V. Zhikhareva – Biomed Eng. – 2023. – Vol. 56, No. 5. – Pp. 345–352.

18. Bodin, O.N. Issues of Interference-Resistant Processing for Electrocardiodiagnostics / O.N. Bodin, M.N. Kramm, **A.Y. Bodin**, T.L.N. Truong, 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.

19. 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.

20. 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.

21. 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.

22. Bezborodova, O.E. Compression and Noise-tolerant Coding in Data Transmission in Non-invasive Electrocardiodiagnostic System / O.E. Bezborodova, **A.Y. Bodin**, O.N. Bodin, M.N. Kramm – IEEE 26th International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials (EDM) – Pp. 1640 – 1650.

Патенты, заявки на патенты и свидетельства о госрегистрации программ

23. Пат. №2764498 С2 РФ. Способ и устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала: Заявка № 2020122154 от 03.07.2020. / Бодин О.Н., Крамм М.Н., **Бодин А.Ю.**, Рахматуллов Р.Ф., Рахматуллов Ф.К., Сафронов М.И., Федоренко А.И., Черников А.И.

24. Пат. 2775688 С2 РФ. Способ оказания экстренной кардиологической помощи и система для осуществления способа: Заявка № 2020143871 от 30.12.2020. / Шерстнев В.В., Безбородова О.Е., Бодин О.Н., **Бодин А.Ю.**, Баранов В.А., Рахматуллов Ф.К.

25. Пат. 2651068 С1 РФ. Способ неинвазивного определения электрофизиологических характеристик сердца: Заявка № 2017123613 от 05.07.2017./ Бодин О.Н., **Бодин А.Ю.**, Жихарева Г.В., Крамм М.Н., Палютин Ю.А., Стрелков Н.О., Черников А.И.

26. Пат. 2644303 С1 РФ. Способ оказания экстренной кардиологической помощи: Заявка № 2016145352 от 18.11.2016. / Бодин О.Н., Аржаев Д.А., **Бодин А.Ю.**, Ожикенов К.А., Полосин В.Г., Рахматуллов А.Ф., Рахматуллов Р.Ф., Рахматуллов Ф.К., Сафронов М.И., Сергеенков А.С., Убиенных А.Г.

27. **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.

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

29. Шерстнев, В.В. Оценка функционального состояния организма и сердечно-легочная реанимация с использованием беспилотного воздушного судна эвакуационного назначения / В.В. Шерстнев, О.Е. Безбородова, О.Н. Бодин, **А.Ю. Бодин**, Ф.К. Рахматулло, Р.Ф. Рахматулло. – Российский кардиологический журнал. – 2022. – Т. 27. № S5. – С. 56–57.

30. Безбородова, О.Е. Оценка функционального состояния организма и оказание экстренной кардиологической помощи при проведении поиско-спасательных работ / О.Е. Безбородова, О.Н. Бодин, **А.Ю. Бодин**, Ф.К. Рахматулло, Р.Ф. Рахматулло, В.В. Шерстнев. – Российский кардиологический журнал. – 2022. – Т. 27. № S6. – С. 68–69.

31. Ожикенова, А.К. Экспресс-оценка критического состояния сердца / А.К. Ожикенова, О.Н. Бодин, **А.Ю. Бодин**, К.А. Ожикенов, М.И. Сафронов. – Российский кардиологический журнал. – 2019. – Т. 24. № S2. – С. 22.

32. **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.

33. **Бодин, А.Ю.** Алгоритм работы блока регистрации в многоэлектродной электрокардиологической системе / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Т.Л.Н. Чыонг. – В сборнике: Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2024. Сборник трудов XXXVII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. – Рязань, 2024. – С. 282–286.

34. **Бодин, А.Ю.** Радиоэлектронная подсистема регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / А.Ю. Бодин, М.Н. Крамм, О.Н. Бодин, Н.А. Сержантова. – В сборнике: Актуальные проблемы и перспективы развития радиотехнических и инфокоммуникационных систем. Сборник научных статей по материалам VIII Международной научно-практической конференции. – Москва, 2024. – С. 68–72.

35. **Бодин, А.Ю.** Помехоустойчивая обработка в скрининговой системе неинвазивной электрокардиодиагностики с множественной регистрацией отведений электрокардиосигналов / А.Ю. Бодин, О.Н. Бодин, М.Н. Крамм, Л.Ю. Кривоногов. – В сборнике: Актуальные проблемы и перспективы развития радиотехнических и инфокоммуникационных систем ("Радиоинфоком-2024"). Сборник научных статей по материалам VIII Международной научно-практической конференции. – Москва, 2024. – С. 478–484.

36. Данилкина, Ю.С. Разработка электрокардиографического женского жилета / Ю.С. Данилкина, Т.Л.Н. Чыонг, **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.

Подписано в печать 19.03.2026
Формат 60x84 1/16. Объём: усл. печ. л. 1,5.
Тираж 100 экз. Заказ № _____
Отпечатано в ООО «Реглет»
127247, г. Москва, Дмитровское шоссе 45к2.

БОДИН Андрей Юрьевич

**СРЕДСТВА ЭЛЕКТРОКАРДИОДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ
МНОГОКАНАЛЬНОЙ РЕГИСТРАЦИИ И ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ
ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ**

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени

кандидата технических наук