

На правах рукописи



Саидов Бехруз Бадридинович

**ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ОБРАБОТКИ
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ В УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПРИЕМО-
ПЕРЕДАЮЩИХ УСТРОЙСТВАХ**

**Специальность: 2.3.1. Системный анализ, управление и обработка
информации, статистика**

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Челябинск–2023

Работа выполнена на кафедре инфокоммуникационных технологий ФГАОУ ВО «Южно-Уральский государственный университет (национальный исследовательский университет)».

Научный руководитель: **Тележкин Владимир Федорович**, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры «Радиоэлектроника и системы связи» ФГАОУ ВО «Южно-Уральский государственный университет (национальный исследовательский университет)».

Официальные оппоненты: **Воскобойников Юрий Евгеньевич**, доктор физико-математических наук, профессор, заслуженный работник Высшей школы РФ, заведующий кафедрой прикладной математики ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный архитектурно-строительный университет (Сибстрин)».

Мясникова Нина Владимировна, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры «Автоматика и телемеханика» ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет».

Ведущая организация: ФГБУН Институт математики и механики им. Н. Н. Красовского Уральского отделения Российской академии наук.

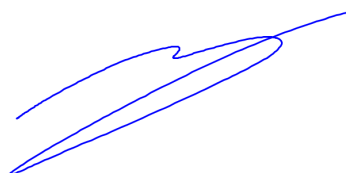
Защита состоится 28 сентября 2023 г. в 16:00 на заседании диссертационного совета 24.2.437.02, созданного на базе ФГАОУ ВО «Южно-Уральский государственный университет (национальный исследовательский университет)», по адресу: 454080, г. Челябинск, пр. им. В.И. Ленина, 76, ауд. 1007.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГАОУ ВО «Южно-Уральский государственный университет (национальный исследовательский университет)», а также на сайте <https://www.susu.ru/ru/dissertation/24243702-d-21229803/saidov-behruz-badridinovich>.

Отзывы на автореферат в двух экземплярах, заверенные печатью, просим высылать по адресу 454080, г. Челябинск, пр. им. В.И. Ленина, 76, ЮУрГУ, Ученый совет, тел. (351) 267-91-23.

Автореферат разослан «_____» _____ 20__ г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
д.т.н., доцент



А.В. Голлай

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования и степень её разработанности

В последнее время наблюдается стремительный рост количества комплексов, систем связи и объемов передаваемой ими информации, что предъявляет жесткие требования, как к способам передачи информации, так и к методам ее обработки. Развитие микроэлектроники, создание элементной базы с очень большой степенью интеграции, миниатюризация вычислительной техники привели в последнее время к широкому использованию цифровых технологий при передаче и обработке информации в радиотехнических, телеметрических системах и системах связи.

Для передачи информации в процессе обработки в аппаратно-программных комплексах применяются беспроводные сети связи с использованием радиоволн, но в некоторых случаях, особенно в диагностически сложных случаях (заболевания, патологии сердечно-сосудистой системы, исследования сигналов мозга человека), это может быть недопустимо, так как в процессе передачи информации могут создаваться помехи для чувствительного электронного оборудования или могут возникать проблемы с искажением передаваемой важной диагностической информации. В отмеченных случаях важно исключение электромагнитных наводок на медицинскую аппаратуру и уменьшение воздействия помех на амплитудные и временные параметры сигналов.

Поэтому возможность и эффективность использования беспроводных сетей связи на основе ультразвуковых (УЗ) технологий обуславливаются такими основными ее потребительскими показателями, как качество информации (своевременность, полнота, точность, достоверность, новизна, ценность, полезность), то есть исключаются искажающие факторы, вносимые при использовании беспроводных сетей связи на основе радиоволн при передаче важной диагностической информации.

Компания Sonarax в Израиле предложила протокол для передачи данных с помощью ультразвука. Преимущество данной системы в том, что на основе ультразвуковой связи можно работать без конфликтов с существующей аудиоаппаратурой. По словам специалистов Sonarax, такую технологию могут поддерживать существующие смартфоны и другие подобные устройства - главное, чтобы они были оснащены микрофоном и встроенным динамиком с соответствующими встроенными усилителями.

Японские инженеры из Университета Кейо в Токио продемонстрировали прототип новой технологии передачи данных с помощью ультразвуковых волн. Преимущество технологии в том, что она работает с максимальной направленностью, то есть передатчик может быть направлен на приемник и может передавать данные только строго определенному получателю, а другие приемники, даже если они будут работать в том же диапазоне, не получают никаких данных. Из работ специалистов следует, что технология позволяет обрабатывать практически любые цифровые данные — фото, видео, музыку, офисные документы — и имеет достаточно высокую скорость передачи.

Ц. Матиас, А. Ринго и Ф. Таурер при Институте CreativeMedia / Technologies, Университета прикладных наук Санкт-Пельтена (UAS), Австрия, разработали протокол связи с открытым исходным кодом для ультразвуковой связи под названием SoniTalk. SoniTalk, представляет собой

недорогую альтернативу Bluetooth и другим коммуникационным технологиям радиосвязи, таким как RFID (радиочастотная идентификация) и NFC.

Возникает потребность использования ультразвуковой системы связи в медицине, но при этом, несмотря на многие исследования в зарубежных работах ультразвуковые системы связи для передачи электрокардиосигналов в медицине не рассмотрены.

В этой связи построение телекоммуникационной системы для эффективной передачи с высокой точностью без искажения электрокардиосигналов (ЭКС), а также разработка алгоритмов для исключения влияния помех на амплитудные и временные параметры сигналов при регистрации электрокардиосигналов, является актуальной задачей в современной медицине.

В диссертации представлена разработка ультразвуковых приемо–передающих устройств, которые позволяют повысить эффективность передачи с высокой точностью ЭКС в ультразвуковых каналах связи, а также обеспечивать достоверность передаваемой информации без искажения.

При регистрации ЭКС помехи воздействуют на амплитудные и временные параметры сигналов, что приводит к недостоверности анализа параметров электрокардиосигналов. Поэтому в канале связи нужна предварительная обработка. Под каналом приемо-передающего тракта понимается физический путь от источника-передатчика информации к потребителю. При этом разработаны алгоритмы обработки сигналов, которые должны обеспечивать высокую точность и достоверность электрокардиосигналов. Одним из наиболее мощных (и при этом гибких) средств обработки электрокардиосигналов является вейвлет-обработка. В диссертации предоставлено алгоритмическое обеспечение на основе разработанных алгоритмов в среде Matlab (вейвлет-обработка), которое обладает высокими характеристиками по скорости и качеству обработки и позволяют автоматизировать процессы обработки электрокардиосигналов.

Цель работы и задачи исследования

Цель работы: исследование и разработка алгоритмов обработки информации для повышения эффективности передачи электрокардиосигналов в ультразвуковом приемо–передающем устройстве.

Для выполнения поставленной цели потребовалось решить следующие основные задачи:

1. Выполнить анализ методов обработки электрокардиосигналов и способов их приемо-передачи.
2. Исследовать и разработать алгоритмы фильтрации на основе «вейвлетпороговой» обработки электрокардиосигналов.
3. Разработать критерий оценки процесса фильтрации электрокардиосигналов с целью повышения эффективности алгоритма фильтрации.
4. Разработать ультразвуковое устройство, обеспечивающее эффективную приёмо-передачу электрокардиосигналов в каналах связи.
5. Разработать алгоритмическое обеспечение для повышения эффективности обработки электрокардиосигналов.
6. Выполнить экспериментальные исследования разработанных алгоритмов в ультразвуковом приемо–передающем устройстве.

Предметом исследования являются методы и алгоритмы обработки электрокардиосигналов в ультразвуковом приеме–передающем устройстве.

Научная новизна работы заключается в следующем:

1. Предложен комплексный критерий оценки эффективности работы алгоритма обработки электрокардиосигналов на основе показателя отношения сигнал/шум и минимаксного критерия, который минимизирует максимально возможное значение взаимной корреляции сигналов на входе и выходе канала приема – передачи электрокардиосигналов.

2. Предложен способ пороговой обработки коэффициентов фильтрации электрокардиосигналов от шумов и помех, поскольку выбор оптимального порога и пороговой функции является необходимым этапом при обработке электрокардиосигналов. Оптимизация в работе выполнена за счёт выбора наилучшей пороговой функции, минимизирующей ошибку фильтрации с помощью разработанного комплексного критерия.

3. Разработаны алгоритмы обработки электрокардиосигналов на основе вейвлет-пороговой обработки коэффициентов разложения, что позволяет эффективно удалять помехи в канале приема-передачи электрокардиосигналов.

4. Предложен вариант развития системы связи в виде ультразвукового канала приёма – передачи нестационарных сигналов, у которых амплитуда, частота и фаза изменяются случайным образом в условиях шумов и помех.

5. Предложена математическая модель разработанного ультразвукового устройства при подаче амплитудно-модулированного напряжения на нелинейные ультразвуковые датчики, имеющих степенную аппроксимацию в виде полинома с тригонометрическими функциями.

6. На основе предложенных алгоритмов обработки электрокардиосигналов разработано новое алгоритмическое обеспечение, предназначенное для повышения эффективности обработки электрокардиосигналов в ультразвуковом канале связи.

Теоретическая значимость работы заключается в следующем:

-предложен комплексный критерий оценки эффективности работы алгоритма обработки электрокардиосигналов на основе показателя отношения сигнал/шум и минимаксного критерия, который минимизирует максимально возможное значение взаимной корреляции сигналов на входе и выходе канала приема–передачи электрокардиосигналов;

-предложен способ пороговой обработки коэффициентов фильтрации ЭКС от шумов и помех, поскольку выбор оптимального порога и пороговой функции является необходимым этапом при обработке электрокардиосигналов. Оптимизация в работе выполнена за счёт выбора наилучшей пороговой функции, минимизирующей ошибку фильтрации с помощью разработанного комплексного критерия;

-разработки алгоритмов обработки электрокардиосигналов на основе на основе вейвлет-пороговой обработки коэффициентов разложения, что позволяет эффективно удалять помехи в канале приема-передачи электрокардиосигналов;

-предложена математическая модель разработанного ультразвукового устройства при подаче амплитудно-модулированного напряжения на нелинейные ультразвуковые датчики.

Практическая значимость работы состоит в создании программно-аппаратного комплекса с использованием ультразвука, в котором реализованы разработанные методы и алгоритмическое обеспечение для эффективной фильтрации помех в канале связи. Данный программно-аппаратный комплекс прошел экспериментальное исследование и был внедрен при выполнении инициативной НИР в деятельности ООО "УРАЛ-ПОЛИМЕР-ЛАК" (г. Челябинск) и в ФГБУ «Федеральный Центр сердечно-сосудистой хирургии» Министерства здравоохранения Российской Федерации (г. Челябинск). Внедрение программно-аппаратного комплекса на практике позволило улучшить качество и уменьшить время обследования населения.

Методология и методы исследования. Для решения поставленных задач использовались методы фильтрации сигналов, их цифровой обработки и спектрального анализа. Для моделирования и обработки сигналов был применен высокоуровневый язык и интерактивная среда для программирования, численных расчетов и визуализации результатов расчета в MATLAB.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Комплексный критерий оценки эффективности работы алгоритма обработки электрокардиосигналов.
2. Способ пороговой обработки коэффициентов фильтрации электрокардиосигналов от шумов и помех.
3. Алгоритмы обработки электрокардиосигналов на основе вейвлет-пороговой обработки коэффициентов.
4. Схема функционирования элементов разработанного ультразвукового устройства канала приёма – передачи нестационарных сигналов в условиях шумов и помех.
5. Математическая модель разработанного ультразвукового устройства при подаче амплитудно-модулированного напряжения на нелинейные ультразвуковые датчики.
6. Алгоритмическое обеспечение, предназначенное для повышение эффективности обработки электрокардиосигналов в ультразвуковом канале.

Достоверность результатов работы подтверждена математическими расчетами и компьютерным моделированием в программной среде Matlab и результатами экспериментальных исследований, которые проводились в учебно-производственной лаборатории электроники (FabLab), ФГАОУ ВО «Южно-Уральский государственный университет (национальный исследовательский университет)». Предложенный автором программно-аппаратный комплекс используется в деятельности ООО "УРАЛ-ПОЛИМЕР-ЛАК" (г. Челябинск) и в ФГБУ «Федеральный Центр сердечно-сосудистой хирургии» Министерства здравоохранения Российской Федерации (г. Челябинск), что подтверждаются соответствующими актами внедрения.

Апробация результатов работы. Основные результаты диссертационной работы были доложены на следующих конференциях и семинарах: Радиолокация, навигация, связь, XXV Международной научно-технической конференции (г. Воронеж, 2019г.); III Научный форум телекоммуникации: теория и технологии ТТТ-2019, XVII Международная научно-техническая конференция «Физика и технические приложения волновых процессов» (г. Казань, 2019 г.); Всероссийская межведомственная научно-техническая конференция, посвященная теоретическим и прикладным

проблемам развития и совершенствованию автоматизированных систем управления специального назначения «НАУКА И АСУ» (г. Москва, 2020 г.); Международная научно-техническая конференция «Автоматизация» (RusAutoCon), (г. Сочи, 2020г.); Глобальная конференция по умной индустрии (GloSIC) (г. Челябинск, 2020г.); Международная мульти-конференция по промышленному инжинирингу и современным технологиям (FarEastCon) (г. Владивосток, 2020 г.); Международная научно-практическая конференция: Предиктивный характер научных исследований и практика их реализации в условиях глобального кризиса в экономике и обществе (г. Санкт-Петербург, 2020г.); Научный семинар в рамках международной научно-технической конференции «Автоматизация» (г. Сочи, 2020 г.); Международная научно-практическая конференция «Инфокоммуникационные технологии: актуальные вопросы цифровой экономики» (г. Екатеринбург, 2021г.); Международная научно-техническая конференция «Пром-Инжиниринг», (г. Сочи, 2021г.); Международная научно-техническая конференция «Автоматизация», (г. Сочи, 2021 г.). II Международная научно-практическая конференция «Инфокоммуникационные технологии: актуальные вопросы цифровой экономики», (г. Екатеринбург, 2022)

Публикации. По материалам диссертации опубликовано **18** работ, среди них **5** работ в журналах, рекомендованных ВАК России, **5** статей в международных журналах, индексируемых в базе данных *Scopus*. 1 статья в других периодических научных изданиях. Получен патент на полезную модель.

Структура и объем работы. Диссертационная работа состоит из введения, 4-х глав, заключения, списка литературы из 153 источников. Диссертационная работа изложена на 141 страницах и включает 45 рисунков, 6 таблиц и 5 приложений.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность диссертационной работы, сформулирована цель и отражена научная новизна исследований, показана практическая значимость полученных результатов, представлены выносимые на защиту научные положения.

В первой главе выполнен аналитический обзор современных методов обработки электрокардосигналов и их передачи. Произведен анализ характеристик и параметров ЭКС, сформулированы требования к методам обработки ЭКС. Перечислены факторы, снижающие точность обработки ЭКС.

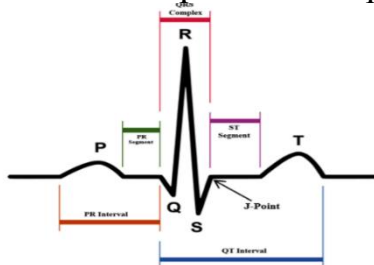


Рис. 1. ЭКС без зашумления



Рис. 2. ЭКС с зашумлением

1. Комплекс QRS – это центральная и наиболее визуально заметная часть ЭКС, которая характеризует основные изменения напряжения электрокардиографа (ЭКГ). Пик с наибольшим напряжением обычно рассматривается как зубец R. Зубец Q — это левая следовая точка рядом с пиком R, а зубец S — правая следовая точка рядом с пиком R. Комбинация этих волн состоит из комплекса QRS. **2. Зубец P** – это зубец с меньшей

амплитудой по сравнению с зубцом R, который всегда находится с левой стороны комплекса QRS. **3. Интервал PR** – это продолжительность, измеряемая между начальной точкой зубца P и началом зубца Q. **4. Зубец T** – представляет собой другой зубец с низкой амплитудой, который всегда находится справа от комплекса QRS. **5. Сегмент ST** – это сегмент, который соединяет зубец S и зубец T.

В процессе выполнения работы был выполнен анализ и классификация методов фильтрации для обработки ЭКС, таких как линейная фильтрация, адаптивная фильтрация, нелинейная фильтрация, фильтр Калмана, Вейвлет-преобразование и рассмотрены результаты ранее проведенных исследований. Удаление помех при использовании адаптивных и нелинейных фильтров, а также фильтров Калмана происходит гораздо эффективнее, но и недостаток в данном случае очевиден: результат обработки зависит от степени адекватности модели реальным сигналам. Появление в обрабатываемых ЭКС отличий от принятой модели может привести к неверной интерпретации параметров ЭКС. В этой связи было показано, что вейвлет-преобразование представляет собой наиболее оптимальный класс для решения задач: фильтрации сигналов; высокоточной обработки электрокардосигналов; максимального устранения помех при минимальных искажениях параметров сигнала. Также выполнен анализ и выбор системы передачи электрокардосигналов в условиях шумов. На основе этого анализа была получена достоверная информация, что в диагностически сложных случаях применение беспроводных сетей связи с использованием радиоволн в процессе передачи информации могут создаваться шумы и помехи для чувствительного электронного медицинского оборудования и присутствует искажение передаваемой важной диагностической информации. При этом возможность и эффективность использования беспроводных сетей связи на основе ультразвуковых технологий обуславливаются такими основными их потребительскими показателями, как качество информации, то есть исключаются искажающие факторы, вносимые при использовании беспроводных сетей связи на основе радиоволн при передаче важной диагностической информации. Таким образом работа посвящена разработке алгоритмов для исключения влияния помех на амплитудные и временные параметры электрокардосигналов на основе вейвлет-пороговой обработки в ультразвуковых приеме–передающих устройствах при регистрации электрокардосигналов.

Во второй главе представлены разработанные алгоритмы вейвлет-пороговой обработки. В одномерных зашумленных сигналах шум воздействует на исходный сигнал. Рассматривается модель зашумленного сигнала в виде:

$$X(t) = S(t) + E(t) \quad (1)$$

где $X(t)$ – зашумленный сигнал, $S(t)$ – эталонный сигнал, $E(t)$ – белый гауссовский шум, который представляет собой вид помех, существующих в канале приема-передачи информации. Белый гауссовский шум характеризуется равномерной, то есть одинаковой на всех частотах, спектральной плотностью мощности и нормально распределёнными временными значениями.

Вейвлет-преобразование является линейным преобразованием. Следовательно, вейвлет-коэффициенты, полученные с помощью вейвлет-преобразования, содержат две части. Одна часть является из исходного

сигнала $S(t)$, а другая часть состоит из шума $E(t)$. Вейвлет-преобразование может концентрировать энергию сигнала на некоторых больших вейвлет-коэффициентах и распределять энергию шума по всей области вейвлета. Таким образом, полезный сигнал может создавать вейвлет-коэффициенты большой амплитуды, а малая амплитуда, с высокой вероятностью, представляет шум. В соответствии с выражением (1), в диссертационной работе предложен алгоритм вейвлет-пороговой обработки, который имеет три этапа:

1. Выбор подходящего базиса вейвлетов и масштаба их разложения для решения задачи эффективной обработки электрокардиосигналов и вычисление вейвлет-коэффициентов;

2. Выбор надлежащего метода вейвлет-пороговой обработки, способа определения оптимального порога и получение оценочных значений вейвлет-коэффициентов;

3. Восстановление сигнала на основе оценочных значений вейвлет-коэффициентов с помощью обратного вейвлет-преобразования.

В методе шумоподавления основной проблемой является определение оптимального порога. Порог может оказать большое влияние на эффект шумоподавления. Если пороговое значение слишком мало, значительный шум все равно будет присутствовать, а если пороговое значение слишком велико, то некоторые важные характеристики сигнала могут быть отфильтрованы.

Пороговая функция отражает различные стратегии оценки (алгоритмы) вейвлет-коэффициентов. Известны две функции пороговой обработки, называемые жесткой и мягкой обработки. Их основное назначение заключается как в удалении малых (незначимых) вейвлет-коэффициентов, так и в уменьшении количества больших (по значению) вейвлет-коэффициентов. Эти функции обозначаются так: T^H и T^S , где T это обозначение порогового метода (Thresholding), H – жесткого метода (Hard) и S – мягкого метода (Soft).

Функцию жесткой пороговой обработки можно представить в следующем виде:

$$T^H(d_{j,k}, \lambda) = \begin{cases} d_{j,k}, & \text{если } |d_{j,k}| \geq \lambda \\ 0, & \text{если } |d_{j,k}| < \lambda \end{cases} \quad j = 0, 1, \dots, n \quad k = 0, 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

где T^H -значения параметров жесткой пороговой обработки, $d_{j,k}$ -представляют собой детализирующие вейвлет-коэффициенты, λ - пороговое значение.

Функцию мягкой пороговой обработки можно представить в следующем виде:

$$T^S(d_{j,k}, \lambda) = \begin{cases} \text{sgn}(d_{j,k})(|d_{j,k}| - \lambda), & \text{если } |d_{j,k}| \geq \lambda \\ 0, & \text{если } |d_{j,k}| < \lambda \end{cases} \quad j = 0, 1, 2, n \quad k = 0, 1, \dots, N \quad (3)$$

где T^S - значения параметров мягкой пороговой обработки, $d_{j,k}$ - детализирующие вейвлет-коэффициенты, λ - пороговое значение

Преимущество представленных (во второй главе и в четвертой главе) в работе алгоритмов вейвлет-фильтрации электрокардиосигналов состоит в том, что они позволяют эффективно удалять шумы и помехи в ультразвуковом канале приема-передачи электрокардиосигналов.

Структурная схема алгоритма вейвлет-фильтрации с пороговой обработкой коэффициентов представлена на рисунке 3.

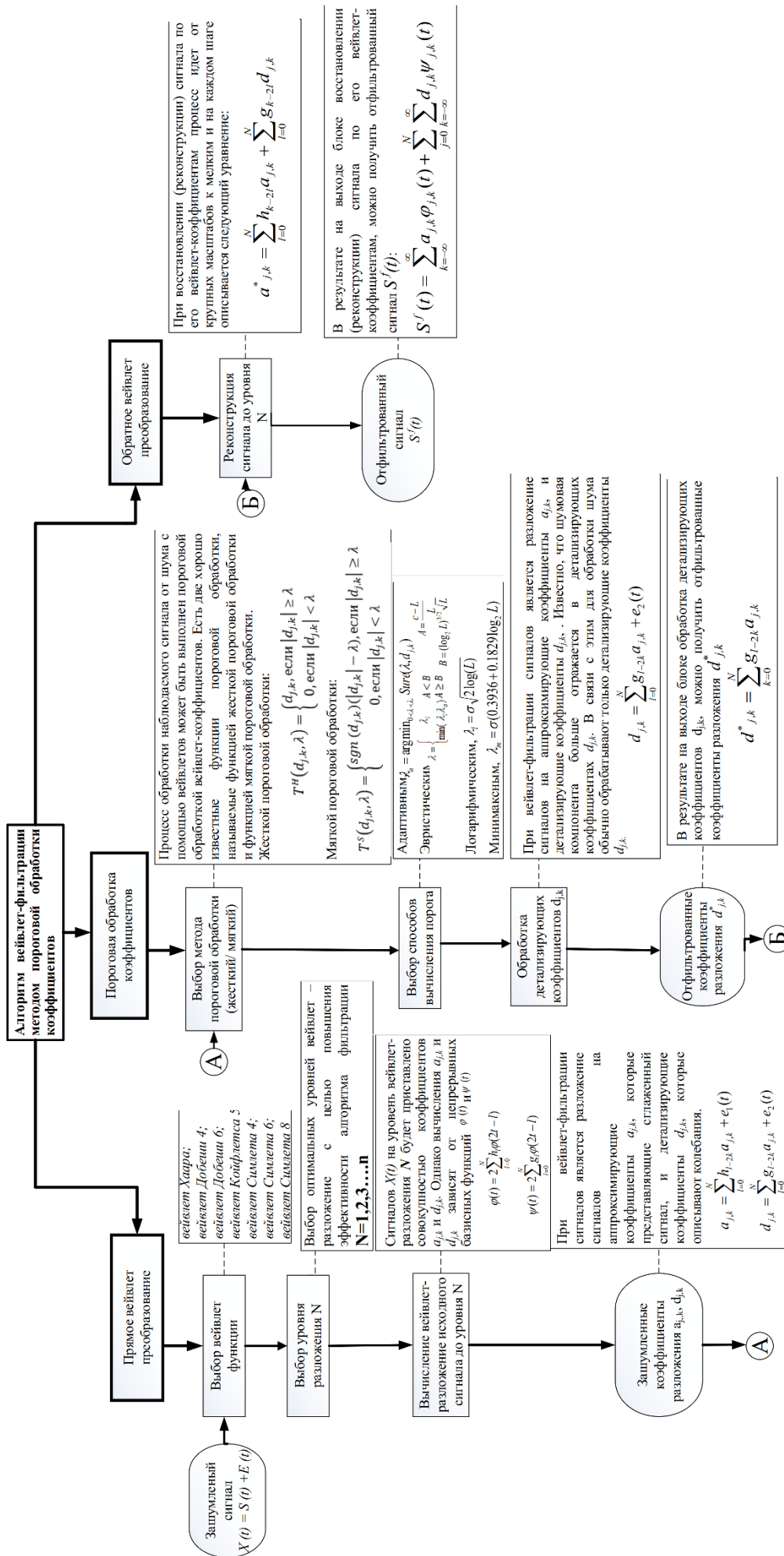


Рис.3. Алгоритм вейвлет-фильтрации методом пороговой обработки коэффициентов

Для оценки эффективности работы алгоритмов и выявления оптимального набора базисных вейвлет-функций и пороговой обработки электрокардиосигналов будет использоваться выходное отношение сигнал/шум, которое зависит от S^A – средней амплитуда отфильтрованного электрокардиосигнала и E^A – средней амплитуда шума, присутствующего в электрокардиосигнале после фильтрации (E – шум, A – амплитуда). Также, осуществляется в процессе оценки эффективности работы алгоритмов расчет коэффициента корреляции между эталонным и выходным сигналом после обработки. При этом отфильтрованный сигнал, полученный на выходе приемо-передающего тракта, определяется с помощью отношения сигнал/шум по следующей формуле:

$$SNR = 20 \lg \frac{S^A}{E^A} \quad (4)$$

где S^A - средняя амплитуда отфильтрованного электрокардиосигнала, E^A - средняя амплитуда шума, присутствующего в электрокардиосигнале после фильтрации.

Под корреляцией понимается взаимосвязь некоторых величин, представленных данными — векторами или матрицами. Значение коэффициента корреляции может варьироваться от 0 до 1. Расчет коэффициента взаимной корреляции $R_{S(t)S^f(t)}$ между эталонным $S(t)$ и выходным сигналом после обработки $S^f(t)$ длина сигнала (временной интервал) L , осуществляет по формуле:

$$R_{S(t)S^f(t)} = \frac{\sum_{i=1}^n (s_i - \bar{s})(s_i^f - \bar{s}^f)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (s_i - \bar{s})^2 \sum_{i=1}^n (s_i^f - \bar{s}^f)^2}} \quad (5)$$

где s_i – значения, эталонного электрокардиосигнала $S(t)$;

s_i^f – значения, отфильтрованного сигнала $S^f(t)$;

$\bar{s} = 1/L \sum_{i=1}^n s_i$
 $\bar{s}^f = 1/L \sum_{i=1}^n s_i^f$ } - среднее значение выборок для s_i и s_i^f соответственно. (6)

На рисунках 4, 5 и 6 показаны результаты фильтрации электрокардиосигналов с добавлением шума с отношением сигнал/шум 35 дБ с использованием уровней разложения $N=2$, $N=3$, $N=4$.

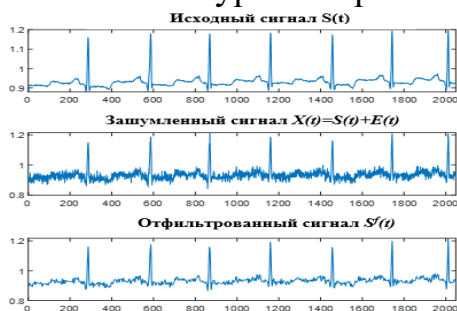


Рис. 4. Результат фильтрации уровней разложения $N=2$.

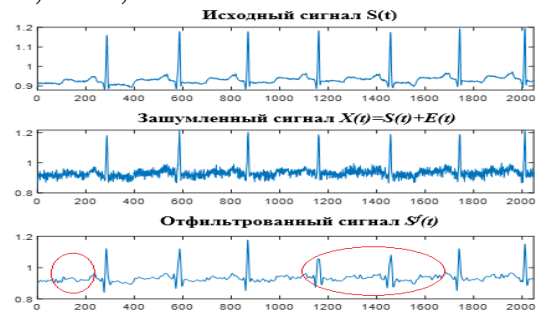


Рис. 5. Результат фильтрации уровней разложения $N=3$.

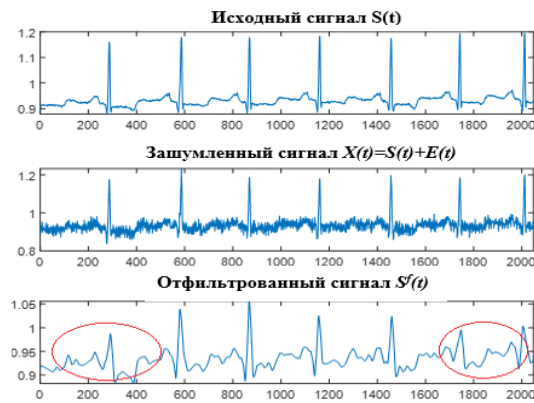


Рис. 6. Результат фильтрации уровней разложения $N=4$.

На основе анализа вышеприведенных графических данных можно сделать вывод, что второй уровень разложения наиболее оптимален для фильтрации ЭКС. С увеличением уровня разложения выходное отношение сигнал/шум уменьшается, на уровне $N=4$ выходное отношение сигнал/шум почти не превышает входное, следовательно, фильтрация становится неэффективной.

Определим отношение сигнал/шум и коэффициент корреляции для каждого набора параметров для выбранного уровня разложения $N=2$. Протестируем 7 выбранных типов вейвлет-функций: вейвлет Хаара; вейвлет Добеши 4; вейвлет Добеши 6; вейвлет Коифлетс 5; вейвлет Симлета 4; вейвлет Симлета 6; вейвлет Симлета 8. Для каждого типа вейвлета используется жесткий или мягкий метод пороговой обработки. Далее (таблица 1) рассчитывается пороговое значение каждым из четырех способов вычисления порога: адаптивным, эвристическим, логарифмическим и минимаксным. В результате анализа сделанных расчетов в таблице 1 по вычисленным отношениям сигнал/шум и коэффициентам корреляции, были выявлены два наиболее эффективно фильтрующих ЭКС вейвлета Симлет 8 и Коифлетс 5, которые представлены в таблице 1 для трех уровней шума $SNR_1 = 35$, $SNR_2 = 40$, $SNR_3 = 45$.

Таблица 1. Отношения сигнал/шум для всех комбинаций параметров

Параметр		Мягкий метод				Жесткий метод			
		Адаптивным	Логарифмическим	Минимаксным	Эвристическим	Адаптивным	Логарифмическим	Минимаксным	Эвристическим
Симлет 8	SNR_1	39,512	39,53	39,517	40,44	39,382	39,248	39,48	40,535
	SNR_2	43,789	43,524	43,906	43,64	43,149	43,838	43,054	43,946
	SNR_3	45,306	45,083	45,32	45,309	45,435	45,268	45,335	45,225
Коифлетс 5	SNR_1	40,575	40,102	40,001	40,44	40,525	40,279	40,279	40,77
	SNR_2	44,523	44,634	44,022	44,404	44,192	44,025	44,236	44,764
	SNR_3	45,828	45,975	45,695	45,811	45,832	45,642	45,655	45,863

В таблице 2 представлены результаты расчета коэффициентов корреляции для всех возможных комбинаций параметров.

Таблица 2. Коэффициенты корреляции для всех комбинаций параметров

Параметр		Мягкий метод				Жесткий метод			
		Адаптивным	Логарифмическим	Минимаксным	Эвристическим	Адаптивным	Логарифмическим	Минимаксным	Эвристическим
Симлет 8	SNR_1	93	93.8	93.0	93.9	93.9	93.7	93.9	94
	SNR_2	94.6	94.7	94.6	94.7	94.7	94.5	94.6	94.6
	SNR_3	95.12	95.2	95.14	95.22	95.2	95.22	95.23	95.25
Коифлетс 5	SNR_1	94.0	94.6	94.5	94.9	94.9	94.7	94.8	95.4
	SNR_2	95.6	95.6	95.6	95.5	95	95.6	95.7	95.7
	SNR_3	96.3	96.2	96.2	96.3	96.3	96.2	96.3	96.4
Симлет 6	SNR_1	90.5	90.4	90.5	90.3	90.3	90.2	90.3	90.3
	SNR_2	92.2	92.2	92.3	92.2	92.2	92.2	92.3	92.3
	SNR_3	92.8	92.8	92.8	92.8	92.8	92.8	92.8	92.8

По результатам таблицы 2 оценим гарантированный выбор вейвлет базиса и способа вычисления порога с использованием минимаксного λ_{MM} критерия, который минимизирует максимально возможное значение взаимной корреляции сигналов на входе и выходе канала приема – передачи электрокардосигналов с использованием жесткого метода пороговой обработки для трех уровней шума $SNR_1 = 35\text{дБ}$, $SNR_2 = 40\text{дБ}$, $SNR_3 = 45\text{дБ}$

$$\lambda_{MM} = \max_i \min_j R_{ij}, \quad (7)$$

где в каждой из j -х строк, выбирается минимальное значение коэффициента корреляции, а в i -м столбце выбирается максимальное значение коэффициенты корреляции.

1. Способ вычисления порога - адаптивный

$$R_{ij} = \begin{array}{|ccc|c} 93,9 & 94,7 & 95,2 & 93,9 \\ 94,9 & 95 & 96,3 & 94,9 \\ 90,3 & 92,2 & 92,8 & 90,3 \end{array} \quad \lambda_{MM} = 94,9$$

2. Способ вычисления порога - логарифмический

$$R_{ij} = \begin{array}{|ccc|c} 93,7 & 94,5 & 95,22 & 93,7 \\ 94,7 & 95,6 & 96,2 & 94,7 \\ 90,2 & 92,2 & 92,8 & 90,2 \end{array} \quad \lambda_{MM} = 94,7$$

3. Способ вычисления порога - минимаксный

$$R_{ij} = \begin{array}{|ccc|c} 93,9 & 94,6 & 95,23 & 93,9 \\ 94,8 & 95,7 & 96,3 & 94,8 \\ 90,3 & 92,3 & 92,8 & 90,3 \end{array} \quad \lambda_{MM} = 94,8$$

4. Способ вычисления порога - эвристический

$$R_{ij} = \begin{array}{|ccc|c} 94 & 94,6 & 95,25 & 94 \\ 95,4 & 95,7 & 96,4 & 95 \\ 90,3 & 92,3 & 92,8 & 90,3 \end{array} \quad \lambda_{MM} = 95,4$$

В результате анализа собранных данных определено что: 1) наибольшее выходное отношение сигнал/шум для всех рассмотренных уровней шума

имеет вейвлет Коифлетс 5 с использованием жесткого метода пороговой обработки, с эвристическим способом расчета порогового значения; 2) для большинства наборов параметров значения отношения сигнал/шум вейвлета Коифлетс 5 превосходят значения отношения сигнал/шум вейвлета Симлет 8, что особенно наглядно видно для входного уровня шума 45 дБ; 3) на основе минимаксный критерия было получено, наибольшие значения коэффициента корреляции для всех рассмотренных уровней шума имеет вейвлет Коифлетс 5 с использованием жесткого метода пороговой обработки, с эвристическим способом расчета порогового значения.

В третьей главе предоставлено экспериментальное исследование функционирования элементов разработанного ультразвукового устройства приема-передачи и обработки информации. Для проведения экспериментального исследования изготовлено 3 модуля: модуль ультразвукового приемника; модуль ультразвукового передатчика шума; модуль ультразвукового передатчика сигнала. Функциональные схемы экспериментального устройстве для исследования ультразвукового канала приема-передачи и обработки информации представлены на рисунках 7, 8 и 9.

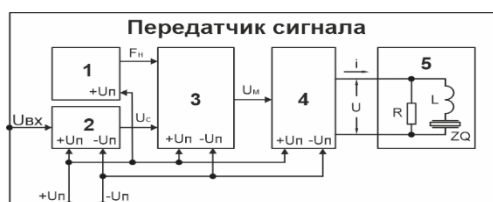


Рис. 7. Функциональная схема ультразвукового передатчика

Входной сигнал передатчика ($U_{вх}$) усиливается усилителем низкой частоты (2), с которого усиленный сигнал (U_c) поступает на вход амплитудного модулятора (3). На второй вход амплитудного модулятора (3) подается сигнал несущей частоты (F_n) с генератора (1). Модулированное колебание (U_m) поступает на выходной усилитель (4), а выходной сигнал которого (U, i) поступает непосредственно на пьезоизлучатель (5) с элементами согласования (R и L), позволяющие согласовать выходной усилитель с пьезоизлучателем (Z_Q).

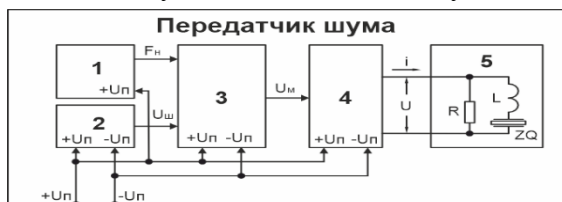


Рис. 8. Функциональная схема ультразвукового передатчика шума

Низкочастотный белый шум ($U_{ш}$) с генератора шума (2) поступает на вход амплитудного модулятора. На второй вход амплитудного модулятора (3) подается сигнал несущей частоты (F_n) с генератора (1). Модулированное колебание (U_m) поступает на выходной усилитель (4), выходной сигнал которого (U, i) поступает непосредственно на пьезоизлучатель (5) с элементами согласования (R и L), которые позволяют согласовать выходной усилитель с пьезоизлучателем (Z_Q).

Назначение элементов функциональной схемы ультразвукового передатчика сигнала. 1 – Генератор несущей частоты. 2 – Усилитель низкой частоты. 3 – Амплитудный модулятор. 4 – Выходной усилитель. 5 – Ультразвуковой пьезоизлучатель с элементами согласования.

Входной сигнал передатчика ($U_{вх}$) усиливается усилителем низкой частоты (2), с которого усиленный сигнал (U_c) поступает на вход

Назначение элементов функциональной схемы ультразвукового передатчика шума: 1 – Генератор несущей частоты. 2 – Генератор шума 3 – Амплитудный модулятор. 4 – Выходной усилитель. 5 – Ультразвуковой пьезоизлучатель с элементами согласования.

Низкочастотный белый шум ($U_{ш}$) с генератора шума (2) поступает на вход амплитудного модулятора. На второй вход

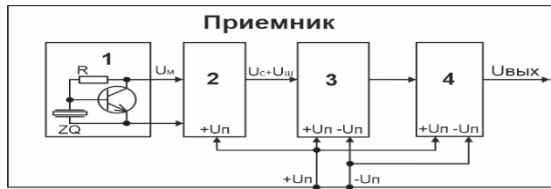


Рис. 9. Функциональная схема ультразвукового приемника

Назначение элементов функциональной схемы ультразвукового приемника:

1 – Ультразвуковой пьезоприемник с согласующей схемой. 2 – Амплитудный детектор. 3 – Усилитель низкой частоты. 4 – Выходной усилитель.

На ультразвуковой пьезоприемник (ZQ) с согласующей схемой (1) поступает модулированное колебание. С выхода согласующей схемы выделенный модулированный сигнал (U_m) поступает на амплитудный детектор (2). Низкочастотный сигнал (смесь сигнала и шума $U_c+U_{ш}$) с выхода амплитудного детектора поступает на усилитель низкой частоты (3), усиленный сигнал с которого через выходной усилитель (4) поступает на выход приемника.

В процессе передачи информации (аудиосигнала) ультразвуковым устройством используется амплитудная модуляция. Амплитудная модуляция (АМ) – это метод модуляции, используемый в электронной связи. Аудиосигнал может передаваться с помощью сигнала несущей с использованием методов АМ. При амплитудной модуляции амплитуда (мощность сигнала) несущей частоты изменяется пропорционально амплитуде сигнала сообщения, такого как аудиосигнал.

При АМ спектр модулирующего сигнала передается в область несущей частоты, образуя верхнюю и нижнюю боковые составляющие спектра. Рассматривается амплитудно-модулированный сигнал в случае, когда модулирующая функция имеет несинусоидальный характер, например, степенная аппроксимация в виде полинома с тригонометрическими функциями:

$$i(t) = b_0 + b_1 U \cos \omega t + b_2 U^2 \cos^2 \omega t + b_3 U^3 \cos^3 \omega t + \dots + b_n U^n \cos^n \omega t \quad (8)$$

В работе ограничимся полиномом третьей степени:

$$i(t) = b_0 + b_1 U \cos \omega t + b_2 U^2 \cos^2 \omega t + b_3 U^3 \cos^3 \omega t \quad (9)$$

Действующее на нелинейные ультразвуковые датчики напряжение можно представить в следующем виде:

$$u(t) = U \cos \omega_0 t + \frac{m}{2} U (\cos(\omega_0 + \Omega) t + \cos(\omega_0 - \Omega) t), \quad (10)$$

где U – амплитуда, m – глубина модуляции, ω_0 – несущая частота, Ω – частота модуляции. Анализ справедливости этой формальной подстановки в работе не исследуется, но в области низкие частоты (НЧ) не вызывает сомнений. Итак, получается:

$$i(t) = b_1 \left(U \cos \omega_0 t + \frac{m}{2} U (\cos(\omega_0 + \Omega) t + \cos(\omega_0 - \Omega) t) + b_2 \left(U \cos \omega_0 t + \frac{m}{2} U (\cos(\omega_0 + \Omega) t + \cos(\omega_0 - \Omega) t) \right)^2 + b_3 \left(U \cos \omega_0 t + \frac{m}{2} U (\cos(\omega_0 + \Omega) t + \cos(\omega_0 - \Omega) t) \right)^3 \right) \quad (11)$$

Для тока $i(t)$ в результате подстановки получаем:

$$\begin{aligned}
 i(t) = & \frac{1}{2}b_2U^2 + \frac{m^2}{4}b_2U^2 + mb_2U^2\cos\Omega t + \frac{m^2}{4}b_2U^2\cos2\Omega t + \\
 & + \left(\frac{m}{2}b_1U + \frac{9m}{8}b_3U^3 + \frac{9m^3}{32}b_3U^3\right)\cos(\omega_0 - \Omega)t + \left(b_1U + \frac{3}{4}b_3U^3 + \right. \\
 & \left. + \frac{9m^2}{8}b_3U^3\right)\cos\omega_0 t + \left(\frac{m}{2}b_1U + \frac{9m}{8}b_3U^3 + \frac{9m^3}{32}b_3U^3\right)\cos(\omega_0 + \Omega)t + \\
 & + \left(\frac{m}{2}b_1U + \frac{9m}{8}b_3U^3 + \frac{9m^3}{32}b_3U^3\right)\cos(\omega_0 - \Omega)t + \dots
 \end{aligned} \tag{12}$$

Здесь и ниже интерес представляют низкочастотные компоненты спектра.

$$LF: i(t) = \frac{1}{2}b_2U^2 + \frac{m^2}{4}b_2U^2 + mb_2U^2\cos\Omega t + \frac{m^2}{4}b_2U^2\cos2\Omega t \tag{13}$$

Как видно из формулы (13) в выражении присутствует постоянная составляющая и первые две гармоники. На рис. 10 и рис. 11. представлены результаты в виде развёртки сигнала и его спектра.

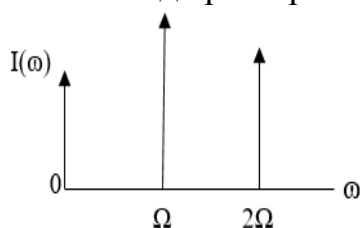


Рис. 10. Спектр сигнала при амплитудной модуляции

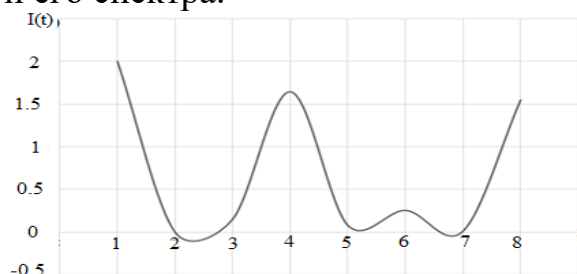


Рис. 11. Зависимость функции тока от времени

$$\begin{aligned}
 i(t) = & \left(\frac{m}{2}b_1U + \frac{9m}{8}b_3U^3 + \frac{9m^3}{32}b_3U^3\right)\cos(\omega_0 - \Omega)t + \left(b_1U + \frac{3}{4}b_3U^3 + \right. \\
 & \left. + \frac{9m^2}{8}b_3U^3\right)\cos\omega_0 t + \left(\frac{m}{2}b_1U + \frac{9m}{8}b_3U^3 + \frac{9m^3}{32}b_3U^3\right)\cos(\omega_0 + \Omega)t + \\
 & + \left(\frac{m}{2}b_1U + \frac{9m}{8}b_3U^3 + \frac{9m^3}{32}b_3U^3\right)\cos(\omega_0 - \Omega)t + \dots
 \end{aligned} \tag{14}$$

Если $b_2 = 0$, то из (14) получается отсутствие НЧ-тока и постоянной составляющей. В результате анализа полученных данных можно сделать вывод, что преобразование модулированного сигнала в низкочастотную область наблюдается при наличии квадратичной характеристики нелинейных элементов.

На основе экспериментальных исследований на разработанном ультразвуковом устройстве при передаче информации на короткие расстояния можно сделать вывод, что можно обеспечить передачу информации при помощи ультразвуковых колебаний на расстоянии до 10 метров. Исходя из полученных результатов экспериментальных исследований преимущество разработанного ультразвукового устройства перед другими аналогичными состоит в том, что оно позволяет передавать информацию на большие расстояния за счет увеличения мощности передатчика и чувствительности приемника вне зависимости от установленных операционных систем.

В четвертой главе приведены: 1) результаты экспериментальных исследований разработанного ультразвукового устройства; 2) алгоритмы обработки электрокардиосигналов и алгоритмическое обеспечение (АО) для повышения эффективности обработки ЭКС, которое обеспечивает фильтрацию электрокардиосигналов (полезных) от шумов и позволяет вычислять после фильтрации ЭКС:

- выходящее соотношение сигнал/шум;
- значение коэффициента корреляции.

Кроме того, АО выполняет прямое вейвлет-преобразование входного сигнала с помощью выбранного типа вейвлета с выбранным уровнем разложения N . Структура схема АО представлена на рисунке 12.

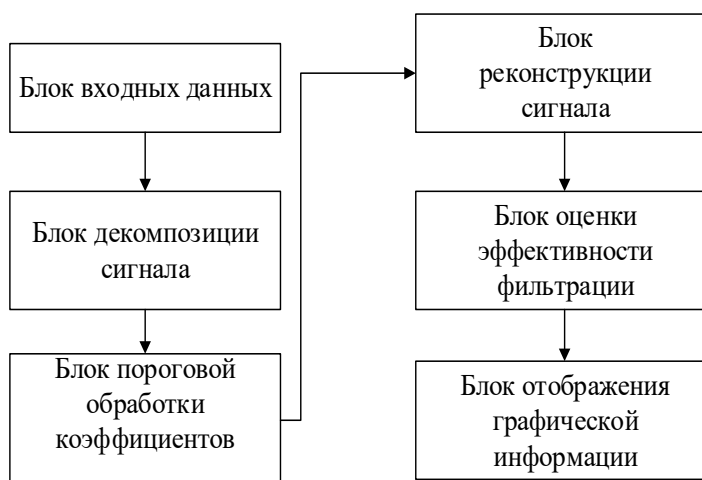


Рис. 12. Структурная блок-схема алгоритмического обеспечения

На рис.12 представлены следующие блоки:

1. **Блок входных данных.** В блоке входных данных происходит загрузка исходного ЭКС, предварительно конвертированного в формат данных .mat для работы с ним в Matlab. Исходный сигнал оцифрован с частотой дискретизации 360 Гц, к сигналу добавляется белый гауссовский шум с заданным значением отношения сигнал/шум.

2. **Блок декомпозиции сигнала** выполняет многоуровневое одномерное вейвлет-разложение входного электрокардиосигнала до заданного уровня N .

3. **Блок пороговой обработки коэффициентов** выполняет пороговую обработку коэффициентов разложения сигнала. В соответствии с параметрами, выбранными в блоке входных параметров, к коэффициентам детализации cD_1, \dots, cD_N применяется жесткий или мягкий метод обработки.

4. **Блок реконструкции сигнала** производит восстановление сигнала $S(t)$, используя полученные в блоке пороговой обработки векторы отфильтрованных коэффициентов многоуровневого вейвлет разложения:

$$\begin{aligned}
 [C1, L1]. \quad C1 &= [c1AN, c1DN, \dots, c1D1], \\
 L1 &= [\text{length}(c1AN), \text{length}(c1DN), \dots, \text{length}(c1D1), \text{length}(s)]. \quad (15)
 \end{aligned}$$

Выходным значением сигнала блока реконструкции является отфильтрованный сигнал $S^f(t)$.

5. **Блок оценки эффективности фильтрации.** Для оценки эффективности работы алгоритма и выявления оптимального набора

параметров фильтрации в качестве оценки используется выходное отношение сигнал/шум. Также осуществляется расчет коэффициента корреляции между эталонным и выходным сигналами после обработки.

6. Блок отражения графической информации выводит графические данные, иллюстрирующие процесс вейвлет-фильтрации ЭКС методом пороговой обработки коэффициентов.

На основании результатов вышеизложенного эксперимента и проведенных исследований был разработан алгоритм вейвлет-пороговой обработки, который представлен на рисунке 13.

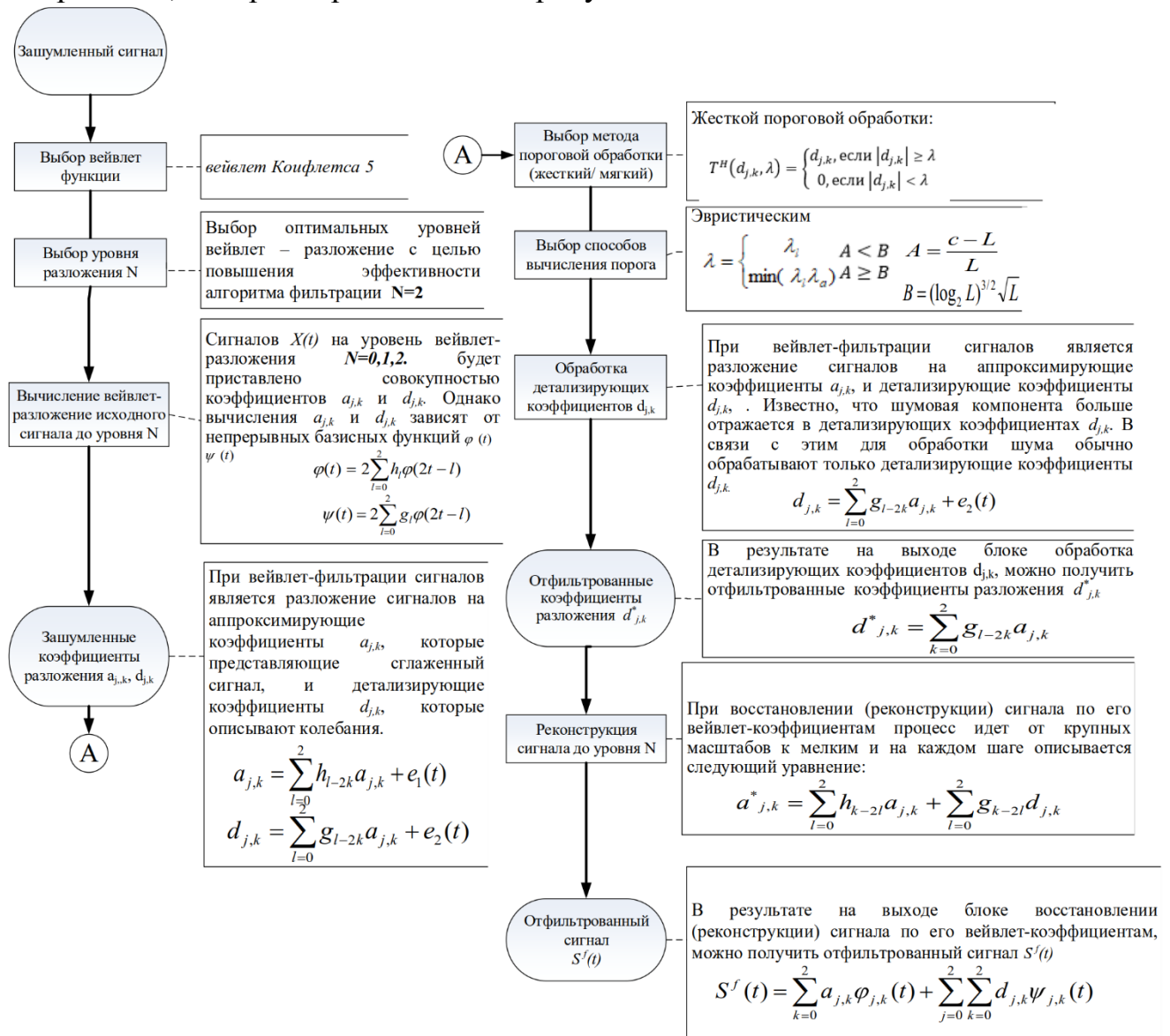


Рис. 13. Алгоритм вейвлет-пороговой обработки коэффициентов

В процессе выполнения работы проведены экспериментальные исследования разработанного ультразвукового приемо-передающего устройства. Так было изготовлено 3 модуля: первый модуль ультразвукового приемника; второй модуль ультразвукового передатчика шума; третий модуль ультразвукового передатчика сигнала.

Блок-схема экспериментального устройства изображена на рисунке 14. Для моделирования сигнала и для обработки ЭКС используется компьютер с встроенной звуковой картой.

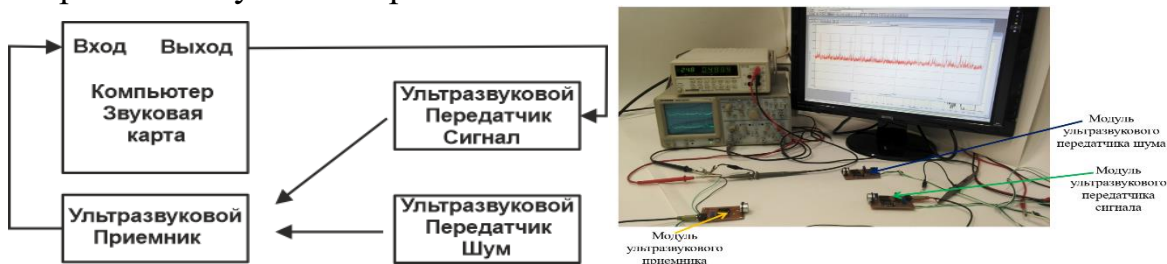


Рис. 14. Экспериментальная схема передачи и обработки ЭКС в ультразвуковом приеме–передающем устройстве при амплитудной модуляции

В процессе работы экспериментального устройства приема-передачи и обработки ЭКС в ультразвуковом приеме–передающем устройстве при амплитудной модуляции на ультразвуковой датчик подаётся электрокардиосигнал. Проведенные исследования показали, что ультразвуковой датчик позволяет формировать амплитудно-модулированный сигнал. Передача на ультразвуке связана с передачей и приёмом электрокардиосигналов. Ультразвуковой датчик позволяет без искажения передавать электрокардиосигналы с помощью амплитудной модуляции. При этом учитывается, что электрокардиосигнал на выходе УЗ приемника с последующим детектированием адекватно отражает реальный электрокардиосигнал.

Для экспериментальных исследований были взяты ЭКС из базы *MIT–BIN Arrhythmia Database*. Для исследования случайным образом был выбран один 10-секундный фрагмент ЭКС с нормальным синусовым ритмом (3600 отсчетов). Далее они были отправлены через звуковую карту на систему ультразвуковой передачи данных. В приемной части был добавлен шум и через согласующий усилитель подключен на вход звуковой карты ПК, с целью обработки электрокардиосигналов. Результаты обработки электрокардиосигналов на основе разработанных алгоритмов в ультразвуковом приеме–передающем устройстве с добавлением отношение сигнал/шум представлены на рисунке 15.

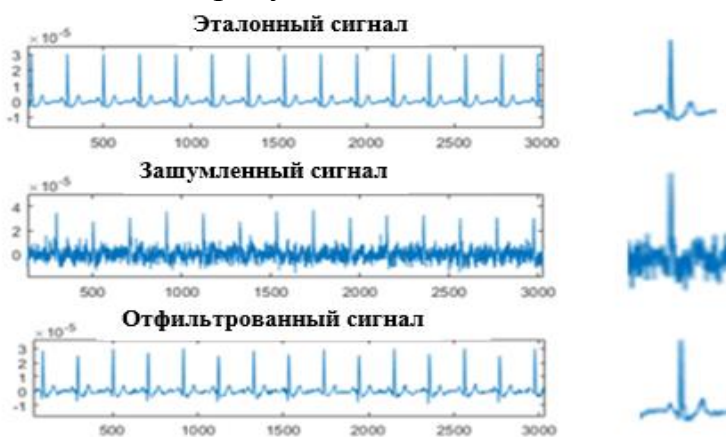


Рис. 15. Результаты обработки ЭКС в ультразвуковых приеме–передающих устройств

Результаты сравнения входного и выходного отношения сигнал/шум представлены в таблице 3.

Таблица 3. Результаты входного и выходного отношения сигнал/шум

Входное отношение сигнал/шум до обработки, дБ	5	10	15	20	25	30	35
Выходное отношение сигнал/шум после обработки, дБ	6,34	13,52	18,85	23,80	29,62	34,72	39,61

Результаты исследования с помощью формулы (4) входного и выходного отношения сигнал/шум представлены в таблице 3. Анализ результатов, представленных в таблице 3, показал, что выходное отношение сигнал/шум превышает входное. Отсюда следует вывод, что при применении вейвлета Коифлетс 5 и эвристического метода определения порога отношение сигнал/шум на выходе устройства больше при всех уровнях исследуемых шумов.

Результаты коэффициентов взаимной корреляции между эталонным $S(t)$ и выходным сигналом после обработки $S^f(t)$ представлены в таблице 4.

Таблица 4. Результаты коэффициентов корреляции

Входное отношение сигнал/шум, дБ	5	10	15	20	25	30	35
Коэффициент корреляции до обработки, %	34,4	35,3	35,8	36,3	36,5	36,7	36,9
Коэффициент корреляции после обработки, %	91,2	94,7	95,4	96,2	96,4	96,4	96,6

Значения коэффициентов в таблице 4 рассчитываются по формуле (5). Как видно по результатам этого расчета коэффициенты взаимной корреляции между эталонным $S(t)$ и выходным сигналом после обработки $S^f(t)$ всегда выше коэффициентов корреляции до обработки. Коэффициенты корреляции до обработки определяется между эталонным $S(t)$ и зашумленным сигналом $X(t)$. Например, при входном отношении сигнал/шум 35 дБ, результаты коэффициента корреляции до обработки составляют 36,9%, а результаты коэффициента корреляции после обработки – 96,6%. В результате полученных исследований коэффициентов взаимной корреляции с помощью разработанных алгоритмов и экспериментального устройства достигается повышение эффективности передачи без искажений (возможность передавать с высокой точностью) электрокардиосигналы в 35дБ в ультразвуковых каналах связи при отношении сигнал/шум до 59,7%.

Экспериментальная установка позволила провести исследования разработанного алгоритмического и программного обеспечения, как по устранению, так и по созданию имитирующих помех полезных сигналов и обеспечить при этом создание основ для разработки автоматизированной системы анализа и обработки электрокардиосигналов.

ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ И РЕЗУЛЬТАТЫ

По итогам диссертационной работы получены следующие основные результаты и выводы:

1. Выполнен анализ современных методов обработки электрокардиосигналов и способов их приемо-передачи. Анализ этих методов обработки и фильтрации электрокардиосигналов показал, что вейвлет-фильтрация является наиболее эффективной при исследовании нестационарных сигналов. В результате этого анализа сделан вывод о необходимости выбора оптимального порога вейвлет-фильтрации, который оказывает большое влияние на эффект шумоподавления. А также по результатам проведенного анализа было предложено применение беспроводных сетей связи с использованием ультразвуковых технологий.

2. Разработаны алгоритмы обработки электрокардиосигналов на основе вейвлет-пороговой обработки коэффициентов разложения, которые позволяют эффективно удалять помехи в канале приемо-передачи электрокардиосигналов. Впервые был выявлен наилучший способ пороговой обработки коэффициентов под решаемую в настоящей работе задачу фильтрации ЭКС от шумов и помех, поскольку выбор оптимального порога и пороговой функции является необходимым этапом при обработке электрокардиосигналов. Оптимизация в работе выполнена за счёт выбора наилучшей пороговой функции, минимизирующей ошибку фильтрации с помощью разработанного комплексного критерия.

3. Предложен комплексный критерий оценки эффективности работы алгоритма обработки электрокардиосигналов на основе показателя отношения сигнал/шум и минимаксного критерия, который минимизирует максимально возможное значение взаимной корреляции сигналов на входе и выходе канала приема–передачи электрокардиосигналов. На основе предложенного комплексного критерия наилучшим вейвлет-базисом для обработки электрокардиосигналов выявлено Коифлетс 5 с использованием жесткого метода пороговой обработки и эвристического способа вычисления порога.

4. На основе предложенных алгоритмов обработки электрокардиосигналов разработано новое алгоритмическое обеспечение, предназначенное для повышения эффективности обработки электрокардиосигналов в ультразвуковом канале. Кроме того, оно позволяет оценить эффективность работы алгоритмов и выявить оптимальный набор параметров фильтрации, а также выводить графические данные, иллюстрирующие процесс фильтрации.

5. Проведено экспериментальное исследование функционирования элементов разработанного ультразвукового устройства канала приёма–передачи информации в условиях помех в виде нестационарных сигналов, у которых амплитуда, частота и фаза исследуемых сигналов изменяются случайно по времени. На основе экспериментальных исследований делается вывод, что существует возможность обеспечить передачу информации при помощи ультразвуковых колебаний на расстоянии до 10 метров.

б. Проведено экспериментальное исследование разработанных алгоритмов обработки электрокардиосигналов в ультразвуковом приеме-передающим устройстве. В результате экспериментальных исследований при входном отношении сигнал/шум **35дБ**, был получен коэффициент корреляции до обработки – **36,9%**, а после обработки – **96,6%**.

ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в периодических научных изданиях, включённых в перечень ВАК РФ

1. **Saidov, B.B.** Spectrum Transformation of an Amplitude-Modulated Signal on an Ohmic Nonlinear Element / В.В. Saidov, V.I. Tambovtsev, I.I. Prokopov // Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника», 2020. – Т. 20, №. 1. – С. 71–78.
2. **Saidov, B.B.** Opto-Ultrasonic Communication Channels / В.В. Saidov, V.F. Telezhkin // Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника», 2020. – Т. 20, № 4. – С. 55–62.
3. Telezhkin, V.F. Wavelet-conversion in electrocardio signal processing / V.F. Telezhkin, **B.B. Saidov**, P.A. Ugarov, A.N. Ragozin // Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника», 2021. Т. 21, №.1.– С. 70–79.
4. **Saidov, B.B.** Optimum ECG signal filtering based on wavelet transformation / В.В. Saidov, V.F. Telezhkin // Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника», 2021. Т. 21, №.4.–С. 167–172.
5. Тележкин, В.Ф. Обработка информации с использованием фильтра Калмана в Matlab Simulink / В.Ф. Тележкин, **Б.Б Саидов** // Системы анализа и обработки данных, 2021. – № 4 (84). – С. 49–62.

Публикации в изданиях, индексируемых Scopus и Web of Science

6. **Saidov, B.** Transformation of the amplitude-modulated spectrum of a signal on a nonlinear element / B. Saidov, V. Telezhkin // 2020 International Russian Automation Conference (RusAutoCon). 2020. – P. 757–761.
7. **Saidov, B.** Digital processing of the ultrasonic signal for mobile devices in the transmission of information / B. Saidov, V. Telezhkin // 2020 Global Smart Industry Conference(GIoSIC) Chelyabinsk, Russia, 2020. – P. 92–96.
8. Telezhkin, V. Integrated information processing in wireless (secure) communications of corporate communication systems / V. Telezhkin, **B. Saidov** // 2020 international multi-conference on industrial engineering and modern technologies, fareastcon 2020. – Article ID: 9271417.
9. **Saidov, B.** Simulation of Ultrasonic Sensor at Lower Ultrasonic Range in Data Transmission / B. Saidov, V. Telezhkin // 2021 International Conference on Industrial Engineering, Applications and Manufacturing (ICIEAM), 2021. – P. 703–707.
10. Telezhkin, V. Recognition and Elimination of Anomalies in Information Leakage Channels in Opto-Ultrasonic Communication Channels in Data Streams of Industrial Automated Systems / V. Telezhkin, **B. Saidov**, A. Ragozin // 2021

International Russian Automation Conference (RusAutoCon), 2021. – P. 201–206.

Патенты

11. Магнестрикционное устройство направленного излучения ультразвуковых волн: пат. 208045U1 Рос. Федерация. МПК H04R 15/00, H04R 1/34, H01L 41/06 / В.Ф. Тележкин, **Б.Б. Саидов** / ФГБОУ ВПО "ЮУрГУ"(НИУ); Патентный отдел. – № 2021119611, опубл. 30.11.2021, Бюл. № 34

Публикации в других изданиях

12. **Saidov, V.B.** Development of equipment for experimental study of digital algorithms in nonstationary signal processing problems / V.B. Saidov, V.F. Telezhkin, N.N. Gudaev, V.N. Bagaev, M.A. Devyatov // Ural Radio Engineering Journal, 2022. – vol.6, no. 2. – P. 186–204.
13. Асяев, Г.Д. Ультразвук в офисной связи: служебный каналы и подавление диктофонов / Г.Д. Асяев, В.Н. Багаев, **Б.Б. Саидов** // Радиолокация, Навигация, Связь. Сборник трудов XXV Международной научно – технической конференции г. Воронеж, 2019. – Т. 5.– С. 207 – 211.
14. **Саидов, Б.Б.** Преобразования спектра сигнала в активном нелинейном элементе с кубической характеристика / Б.Б. Саидов. И.С. Следнев, В.И. Тамбовцев // Радиолокация, Навигация, Связь. Сборник трудов XXV Международной научно – технической конференции г. Воронеж, 2019. – Т. 6. – С. 1– 6.
15. **Саидов, Б.Б.** Ультразвук в офисной связи / Б.Б. Саидов, В.И. Тамбовцев, В.Н. Багаев // III Научный форум телекоммуникации: теория и технологии ТТТ-2019. XVII Международная научно–техническая конференция «Физика и технические приложения волновых процессов» 2019. – Т. 3. – С. 277–278.
16. **Саидов, Б. Б.** Обработка информации в автоматизированных системах управления на основе ультразвуковых приемо-передающих устройств / Б.Б. Саидов, В.Ф. Тележкин //i-methods, 2020. – Т. 12, № 4. – С.1–9.
17. **Саидов, Б. Б.** Обработка информации в АСУ на основе ультразвуковых приемо–передающих устройств / Б.Б. Саидов, В.Ф. Тележкин // Всероссийская межведомственной научно-технической конференция, посвященной теоретическим и прикладным проблемам развития и совершенствования автоматизированных систем управления специального назначения, 2020. – С.107–108.
18. **Саидов, Б.Б.** Преобразование спектра для амплитудно-модулированного сигнала / Б.Б. Саидов, В.Ф. Тележкин // Фундаментальные проблемы управления производственными процессами в условиях перехода к индустрии 4.0 тезисы докладов научного семинара в рамках международной научно-технической конференции "Автоматизация". ЮУрГУ. 2020.– С.247–251.

Саидов Бехруз Бадридинович

**ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ОБРАБОТКИ
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ В УЛЬТРАЗВУКОВЫХ
ПРИЕМО-ПЕРЕДАЮЩИХ УСТРОЙСТВАХ**

Специальность: 2.3.1. Системный анализ, управление
и обработка информации, статистика

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Издательский центр Южно-Уральского государственного университета

Подписано в печать 07.07.2023. Формат 60×84 1/16. Печать цифровая.
Усл. печ. л. 1,16. Уч.-изд. л. 1. Тираж 100 экз. Заказ 260/256.

Отпечатано в типографии Издательского центра ЮУрГУ.
454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76.