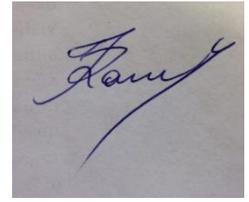


На правах рукописи



Катасонов Денис Николаевич

Методы и алгоритмы предварительной обработки и анализа сигналов  
бесконтактных датчиков беспроводной системы непрерывного дистанционного  
кардиомониторинга

05.11.17 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Новосибирск – 2017

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном  
образовательном учреждении высшего образования  
«Новосибирский государственный технический университет»

Научный руководитель:

кандидат технических наук **Бессмельцев Виктор Павлович.**

Официальные оппоненты:

**Бразовский Константин Станиславович**, доктор технических наук, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Сибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, исполняющий обязанности заведующего кафедрой «Медицинской и биологической кибернетики»

**Алдонин Геннадий Михайлович**, доктор технических наук, федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Сибирский федеральный университет», профессор кафедры «Приборостроения и наноэлектроники»

Ведущая организация: Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет», г. Томск

Защита состоится 30 января 2018 г. в 14<sup>00</sup> часов на заседании диссертационного совета Д 212.173.08 в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Новосибирский государственный технический университет» (630073, г. Новосибирск, проспект К. Маркса, 20).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Новосибирский государственный технический университет» и на сайте [www.nstu.ru](http://www.nstu.ru)

Автореферат разослан « \_\_ » декабря 2017 г.

Ученый секретарь

Диссертационного совета Д 212.173.08

Кандидат технических наук, доцент

2



В.В. Вихман

## **Общая характеристика работы**

### **Актуальность**

На сегодняшний день одним из основных и доступных методов диагностики сердечно-сосудистой системы человека является непрерывное мониторирование ЭКГ в условиях повседневной активности пациента (Холтеровское мониторирование). Однако, в этом случае процесс мониторирования сопровождается действием разнотемповых возмущений – длительность и параметры которых могут изменяться в широких пределах, приводящих к получению электрокардиосигнала (ЭКС) различного качества. Причина возникновения таких возмущений связана с воздействием на датчики ЭКС электромагнитных помех, дыхательной и физической активности пациента. Действие возмущений, приводит к появлению искаженных участков «артефактов» и низкочастотному дрейфу, затрудняющих автоматизированный и визуальный анализ полученного сигнала. Для снижения вероятности появления артефактов перед началом длительного мониторинга оператором производится визуальная оценка качества сигнала и, в случае необходимости, производится коррекция положения и крепления регистрирующих электродов на теле пациента. Для улучшения качества ЭКС и снижения влияния электромагнитных помех производится обработка кожных покровов пациента специализированным токопроводящим гелем, длительное применение которого может привести к аллергическим реакциям. Кроме того, применение в существующих системах длительного мониторирования проводных соединений регистрирующих электродов затрудняет физическую активность пациента.

В настоящее время уже продемонстрирована возможность регистрации ЭКС при помощи сенсоров, не требующих электрического контакта с телом пациента. Среди сенсоров такого типа, на наш взгляд наиболее подходящими являются сенсоры емкостного типа. В результате исследования качества сигнала, полученного емкостными сенсорами установлено, что данный тип сенсоров также обладает высокой чувствительностью к действию электромагнитных помех и перемещениям относительно тела пациента.

Другим недостатком систем длительного мониторинга, применяющихся в настоящее время является, то что информация о фиксации критических нарушений параметров сердечно-сосудистой системы пациента становится доступной для анализа и интерпретации только через сутки.

Ранее проведены исследования различных аспектов создания средств передачи медико-биологической информации, а именно телекоммуникационных медицинских систем, обеспечивающих длительный мониторинг состояния пациента с возможностью оперативного обмена данными с медицинским персоналом с помощью сетей сотовой связи. В общем случае подобная телекоммуникационная система мониторинга (система телемониторинга) состоит

из датчиков ЭКГ, частоты пульса и других датчиков физиологического состояния, устройства сбора, анализа данных и принятия решений (устройство сбора данных), и смартфона (коммуникатора), обеспечивающего оперативный обмен данными с медицинским персоналом, при этом коммуникатор может выполнять роль устройства сбора данных. Требования, предъявляемые к таким системам мониторинга, должны учитывать не только возможность длительного (более суток) автономного мониторинга, но и удобство их эксплуатации. Таким образом, актуальным является определение и оптимизация структурных и технических решений, позволяющих улучшить надежность, снизить вес, габариты и повысить длительность работы автономных (носимых) элементов таких систем мониторинга.

Важной характеристикой таких систем является возможность оперативного оповещения пациента о возникновении потенциально опасных отклонений контролируемых параметров физиологических сигналов от заданных уставок, что требует выполнения автоматизированного анализа получаемого ЭКС в автономном режиме. При этом действие возмущений приводит к искажениям, препятствующим оценке амплитудных и временных параметров кардиокомплексов, это может привести к отказу или ложным срабатываниям системы определения опасных для пациента ситуаций. Актуальным является разработка алгоритма управления системой мониторинга (способа телемониторинга), позволяющего обеспечить проведение исследования сердечной деятельности пациента с контролем качества и параметров получаемых физиологических сигналов при выполнении пациентом повседневных обязанностей – в условиях возможного ухудшения или потери контакта регистрирующих датчиков с телом пациента, отказа мобильного телефона, с возможностью оповещения пациента о потенциально опасных отклонениях контролируемых параметров физиологических сигналов от заданных уставок или необходимости коррекции положения регистрирующих датчиков.

Ранее проведены исследования, показывающие возможность компенсации искажений ЭКС, полученного в процессе длительного мониторинга в условиях действия разнотемповых возмущений. Однако, существующие методы и алгоритмы предварительной обработки требуют выполнения большого объема вычислительных операций рассчитаны на реализацию на таком вычислительном средстве как персональный компьютер.

Проведение мониторинга с возможностью непрерывного оперативного обмена данными с медицинским сервером приводит к увеличению нагрузки на канал связи, что снижает время автономной работы системы мониторинга. Для увеличения времени автономной работы системы мониторинга необходимо снизить нагрузку на канал связи с медицинским сервером, что требует выполнения сжатия передаваемых дискретных отсчетов ЭКС. Следует отметить, что в результате дискретизации ЭКС формируются отсчеты, имеющие непосредственное бинарное представление, обладающее меньшей избыточностью по сравнению с ASCII представлением. При этом применение существующих подходов к сжатию

бинарного представления ЭКС показало их низкую эффективность. Таким образом, актуальным является минимизация вычислительной сложности применяемых алгоритмических решений, повышение достоверности получаемых данных и надежности системы мониторинга, что требует совершенствования существующих и разработку новых подходов к решению задач предварительной обработки и сжатия ЭКС.

**Целью диссертационной работы** является исследование, разработка и специального математического и алгоритмического обеспечения автоматизации процессов сбора, предварительной обработки, передачи ЭКС, анализа и принятия решений, ориентированного на реализацию миниатюрными вычислительными средствами с ограниченным быстродействием и производительностью для применения в автономных телекоммуникационных системах непрерывного длительного мониторинга сердечной деятельности человека. Для достижения цели потребовалось решить следующие задачи:

### **Задачи работы**

1. Разработать алгоритмические и программные средства, предназначенные для выявления искаженных участков ЭКС и автоматического исключения участков, содержащих искажения из процесса дальнейшего анализа ЭКС, с учетом ограничений на быстродействие и производительность вычислительных средств.

2. Исследовать структурные решения, применяемые в существующих и перспективных телекоммуникационных системах длительного мониторинга, для определения оптимальных решений по критериям автономности и надежности системы мониторинга.

3. Разработать алгоритм управления автономной системой длительного телемониторинга сердечной деятельности позволяющий обеспечить контроль качества получаемых физиологических сигналов, определение отклонений контролируемых параметров от заданных по медицинским показаниям и ориентированный на реализацию вычислительными средствами с ограниченным быстродействием и производительностью.

4. Разработать алгоритмические и программные средства, повышающие эффективность сжатия последовательности отсчетов ЭКС, учитывающие ограничения при реализации вычислительными средствами с ограниченным быстродействием и производительностью.

### **Научная новизна**

Предложена система выявления искажений ЭКС, основанная методе опорных векторов, критериях качества сигнала и методе адаптивного

формирования обучающей выборки. Применение системы выявления искажений снижает требования к робастности алгоритмов обработки ЭКС и упрощает визуальный анализ сигнала, выполняемый медицинским персоналом.

Разработан способ телемониторинга сердечной деятельности пациента, основанный на оценке качества сигналов, полученных одновременно от датчика ЭКГ, датчика пульса и сенсора физической активности, за счет определения по оригинальному алгоритму принадлежности уровня искажений ЭКС и частоты пульса пациента к интервалам допустимых значений, определяемых медицинским персоналом с учетом показаний сенсора физической активности. В результате сравнения полученных параметров с заданными заранее уставками, определяется необходимость передачи сигнала оповещения на оперативную станцию наблюдения и пациенту об отклонении контролируемых параметров физиологических сигналов и/или, необходимости коррекции положения регистрирующих датчиков. Применение датчиков различного типа обеспечивает мониторинг состояния пациента в случае отказа одного или нескольких датчиков ЭКГ.

Предложен способ сжатия ЭКС бинарного представления ЭКС, основанный на масштабировании и побитном кодировании позиций ненулевых коэффициентов вейвлет преобразования ЭКС обеспечивающий коэффициент сжатия в пределах 3 – 4. Разработанный алгоритм требует выполнения только тривиальных преобразований, таких как операции умножение и сложение, что позволяет повысить скорость выполнения сжатия и увеличить время автономной работы системы мониторинга.

В результате исследований было получено: патент на изобретение РФ, 2 свидетельства о регистрации программы для ЭВМ.

### **Практическая значимость**

К числу практически значимых результатов данной работы относится создание комплексов программ «Комета 3.5» и «VVSsensor» (в соавторстве с В.В. Вилейко), предназначенных для управления миниатюрным беспроводным бесконтактным датчиком ЭКГ и выполнении сжатия ЭКС. Результаты работы использованы при выполнении научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ в междисциплинарном интеграционном проекте фундаментальных исследований СО РАН № 142 «Дистанционное мониторирование сердечно-сосудистой деятельности человека на основе миниатюрных беспроводных датчиков и индивидуальных средств сотовой связи со встроенными вычислительными средствами», что подтверждено актом о внедрении результатов диссертационного исследования. Разработанная в ИАиЭ СО РАН система телемониторинга с участием автора удостоена диплома первой

степени (с вручением золотой медали) в конкурсе «Лучший инновационный проект и лучшая научно-техническая разработка года».

### **Апробация работы**

Основные результаты опубликованы в работах [A1] – [A8]. Результаты работы докладывались и обсуждались на следующих конференциях: 23–ей международной конференции «Лазеры. Измерения. Информация» (Новороссийск, 2013); «Фундаментальные науки – медицине» (Новосибирск, 2013); «Международная IEEE-Сибирская конференция по управлению и связи (SIBCON-2015)» (Омск, 2015); 3 –ей международной научно-технической конференции «Радиотехника, электроника и связь» (Омск, 2015); VI международном конгрессе «Кардиология на перекрестке наук» совместно с X международным симпозиумом по эхокардиографии и сосудистому ультразвуку (Тюмень, 2015), XXIX международной конференции «Математические методы в технике и технологиях (ММТТ-29)» (Санкт-Петербург, 2016), 13–й международной научно-практической конференции «Актуальные проблемы электронной промышленности (АПЭП–2016)» (Новосибирск, 2016).

### **Степень достоверности результатов проведенных исследований**

Обоснованность и достоверность научных положений, выводов и представленных результатов подтверждается публикациями результатов в рецензируемых изданиях, апробацией на всероссийских и международных конференциях. Экспериментальное подтверждение предложенных подходов и алгоритмов получено в результате тестирования с применением реальных фрагментов ЭКС от миниатюрных беспроводных емкостных датчиков, разработанных в ИАиЭ СО РАН с участием автора. Кроме того, апробация предложенных подходов производилась с применением фрагментов ЭКС из различных баз данных банка физиологических сигналов PhysioNet:

- Работоспособность предложенного алгоритма сжатия подтверждена результатами обработки фрагментов ЭКС, предназначенных для оценки работы методов сжатия из базы данных MIT-BIH ECG Compression Test Database.

- Выявление искаженных участков ЭКС и возможность адаптивного формирования обучающей выборки для системы выявления искажений основанной на методе опорных векторов подтверждается практическим экспериментом с применением ЭКС содержащих искусственно введенные искаженные фрагменты из базы данных MIT-BIH Noise Stress Test Database, а также базы данных MIT-BIH Motion Artifact Contaminated ECG Database содержащей фрагменты ЭКС, записанные в условиях физической активности.

- Подтверждение работоспособности предложенных подходов также производилось с применением фрагментов ЭКС, приведенных в базах данных MIT-BIH Long Term Database, MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database.
- Снижение вычислительной сложности примененных алгоритмов и подходов, по сравнению с известными, подтверждается результатами моделирования и аналитическими выражениями.

### **Защищаемые положения**

1. Критерии оценки качества ЭКС в основе которых лежит статистический момент четвертого порядка фрагмента ЭКС и амплитудный размах первой производной ЭКС, требуют существенно меньше (более чем в два раза) вычислительных операций по сравнению с другими известными критериями качества ЭКС.

2. Способ телемониторинга сердечной деятельности пациента, основанный на накоплении и обработке последовательных выборок физиологических сигналов, получаемых одновременно от датчика пульса, датчика ЭКГ и сенсора физической активности, включающий определение по предложенному алгоритму уровня допустимых искажений ЭКС, принадлежности частоты пульса и уровня физической активности пациента к интервалам допустимых значений, определяемых медицинским персоналом с учетом показаний сенсора физической активности, повышает достоверность получаемых данных и при отклонении контролируемых параметров физиологических сигналов от заданных обеспечивает оперативность оповещения пациента и станции наблюдения.

3. Метод адаптивного формирования обучающей выборки для системы принятия решений о наличии и выявлении искаженных зон ЭКС основанный на корреляционном анализе, обеспечивает адаптацию классификатора ЭКС под индивидуальные особенности пользователя системы мониторинга.

4. Способ сжатия бинарного представления ЭКС, использующий масштабирование и побитное кодирование позиций ненулевых элементов коэффициентов вейвлет преобразования ЭКС, позволяет достичь коэффициента сжатия в пределах 3 – 4. При этом алгоритм имеет сложность меньшую, чем ранее известные (все предлагаемые алгоритмы реализованы в виде программ).

### **Личный вклад автора**

Автором разработаны алгоритмы и программные средства для выполнения предварительной обработки получаемых во время мониторинга электрокардиосигналов, направленной на коррекцию частотного спектра ЭКС и выявление участков, содержащих искажения. Разработаны и реализованы средства

управления и обмена данными с беспроводными бесконтактными датчиками ЭКГ. Исследована возможность применения аппарата вейвлет преобразований для фильтрации и сжатия электрокардиосигнала. При непосредственном участии автора предложен и реализован на практике способ телемониторинга сердечной деятельности пациента.

## **Публикации**

По результатам исследований опубликовано 8 печатных работ [1] – [8], в том числе 3 статьи [1] – [3] в рецензируемых журналах, входящих в перечень ВАК, получен патент, два свидетельства об официальной регистрации программ для ЭВМ [9] – [11].

## **Структура и объем диссертации**

Диссертационная работа состоит из введения, 3 глав, заключения, списка цитируемой литературы. Работа изложена на 154 страницах машинописного текста, содержит 56 иллюстраций, 12 таблиц и список литературы, содержащий 89 наименований и 1 приложение.

## **Содержание работы**

**Во введении** рассмотрены особенности анализа ЭКС полученного в условиях повседневной активности пациента за длительный промежуток времени (длительный мониторинг), обозначена проблема оперативного обмена данными с медицинским персоналом. Определены цель и задачи диссертационного исследования, приведены основные положения, выносимые на защиту.

**Первая глава** носит обзорный характер. Рассмотрены способы регистрации ЭКС не требующие применения средств снижения электрического сопротивления кожных покровов. Показано, что предпочтительным способом регистрации ЭКС является применение емкостных бесконтактных сенсоров.

Регистрация ЭКС сопровождается действием возмущений двух типов – постоянно действующих помех с известными параметрами, вносящими искажения во всех участках ЭКС, и возмущений длительность и темп изменения которых неизвестны. Помехи и возмущения затрудняют оценку формы, длительности и амплитуды фрагментов кардиокомплекса, при выполнении как визуального, так и автоматизированного анализа сигнала. Основной причиной помех первого типа является наводка напряжения промышленной частоты. Второй тип возмущений может быть вызван двигательной активностью пациента и перемещениями регистрирующих электродов и приводит к формированию искаженных зон или так

называемых «артефактов», типичный вид которых представлен на рисунке 1 (на промежутке 20-25 сек., и 35-40 сек).

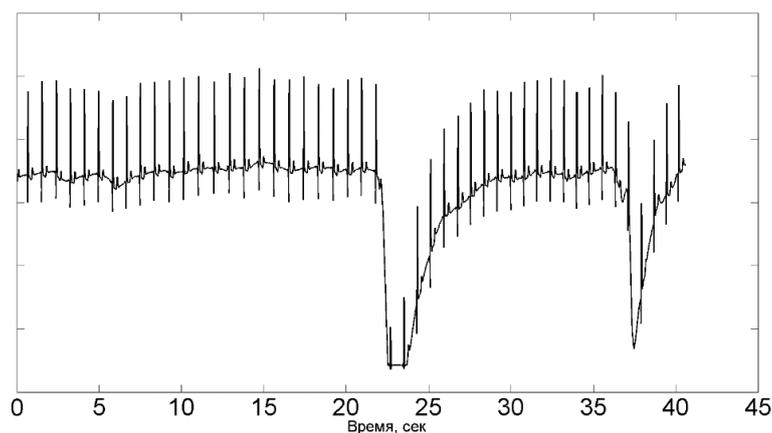


Рисунок 1 – Электрокардиосигнал искаженный в результате действия возмущений второго типа

Рассмотрены различные подходы к фильтрации ЭКС – методы цифровой фильтрации, применение адаптивных фильтров, пороговая обработка коэффициентов вейвлет преобразования ЭКС. Приведен обзор методов выявления искаженных участков ЭКС, среди которых можно выделить методы, основанные на пороговых преобразованиях; анализе независимых компонент; машинном обучении.

**Во второй главе** проведен анализ перспективных структурных решений, обеспечивающих оперативный обмен данными с медицинским сервером, задачам предварительной обработки и сжатия ЭКС. **В разделе 2.1** обоснован выбор структуры системы телемониторинга, в которую входят: беспроводные датчики, регистрирующие физиологические сигналы, автономное устройство сбора и обработки данных, коммутатор и удаленный медицинский сервер. Связь между элементами системы мониторинга осуществляется при помощи технологии Bluetooth LE, осуществляющей радиосвязь в свободном от лицензирования ISM-радиодиапазоне (англ. Industry, Science and Medicine) и ориентированной на применение в миниатюрных сенсорах с автономным питанием. **Раздел 2.2.** посвящен задачам создания системы мониторинга на основе беспроводных бесконтактных датчиков. Приведено сравнение различных подходов к фильтрации ЭКС по критерию достигаемого отношения сигнал-шум и вычислительной сложности. **Раздел 2.3** посвящен анализу и разработке алгоритмов и подходов для автоматизированного выявления искаженных зон ЭКС. Оценка критериев качества сигнала производилась по таким параметрам как информативность, величина потребляемого тока микроконтроллером при расчете значений критериев и вычислительная сложность обработки фрагмента сигнала фиксированной длины. В качестве исходных данных были использованы фрагменты, ЭКС полученные при помощи емкостных сенсоров, а также фрагменты из базы данных The MIT-BIH Noise Stress Test Database банка данных Physionet. Показано, что применение одного критерия качества в ряде случаев приводит к ошибкам, вызванным

перекрытием между значением критерия для участков сигнала различного качества. В результате анализа существующих критериев качества сигнала наилучший результат показывают критерии основанные на оценке мощности сигнала в различных областях его частотного спектра; статистических моментах; критерии в основе которых лежит выявление *QRS* комплексов ЭКС.

Определение значений «мощностных» критериев – *pSQI* и *basSQI* производится при помощи следующих выражений:

$$basSQI = 1 - \frac{\int_{0\Gamma_u}^{1\Gamma_u} P(f)df}{\int_{0\Gamma_u}^{40\Gamma_u} P(f)df} \quad (1)$$

$$pSQI = \frac{\int_{5\Gamma_u}^{15\Gamma_u} P(f)df}{\int_{5\Gamma_u}^{40\Gamma_u} P(f)df} \quad (2)$$

Один из способов определения значений таких критериев – применение блока цифровых фильтров. Для этого был применен блок цифровых БИХ фильтров, в результате работы которых происходит выявление интересующих составляющих исходного сигнала, мощность  $P$  которых определяется выражением:

$$P = \frac{\sum_{n=0}^L y^2(n)}{L}, \quad (3)$$

где  $y(n)$  – отсчеты исследуемого участка ЭКС после фильтрации,  $L$  – длина исследуемого участка ЭКС. Вычислительная сложность определения значения критерия качества сигнала, основанного на оценке мощности ЭКС определяется выражением:

$$O_{pc} = O_{f1} + O_{f2} + 2O_p, \quad (4)$$

где  $O_{pc}$  – вычислительная сложность определения значений «мощностных» критериев качества,  $O_{f1}$ ,  $O_{f2}$  – вычислительные сложности выявления составляющих фрагмента сигнала в двух областях частотного спектра,  $O_p$  – вычислительная сложность определения мощности фрагмента сигнала. Вычислительная сложность  $O_f$  фильтрации фрагмента сигнала длины  $L$  была определена путем анализа разностных уравнений реализующих цифровой фильтр и может быть определена выражением:

$$O_f = (L + l_e) \cdot [2p + 2(p - 1) + 1], \quad (5)$$

где  $L$  – длина фрагмента сигнала,  $l_e$  – количество отсчетов, на которое продлен исходный сигнал для компенсации искажений вызванных переходными процессами  $p$  – порядок фильтра. Вычислительная сложность  $O_p$  определения

мощности фрагмента сигнала зависит от длины фрагмента и определяется из выражения:

$$O_p = 2L + 1, \quad (6)$$

где  $L$  – длина фрагмента сигнала. Кроме критериев, основанных на оценке мощности сигнала, применяется критерий качества сигнала  $kSQI$ , значение которого равно коэффициенту эксцесса исследуемого фрагмента ЭКС, вычислительная сложность  $O_{kSQI}$  определения которого определяется выражением:

$$O_{kSQI} = 12L + 4, \quad (7)$$

где  $L$  – длина фрагмента сигнала. Также в литературе в качестве критерия качества сигнала рассматривается сравнение работы двух детекторов  $QRS$  комплексов –  $ep\_limited$  и  $wqrs$ , основанных на цифровой фильтрации и на рассмотрении ЭКС как плоской кривой. Однако, в результате эксперимента было установлено, что оба алгоритма могут иметь одинаковую ошибку определения местоположения  $QRS$  комплексов, что негативно скажется на качестве классификации сигнала. Рассмотрено применение двух критериев качества сигнала – на основе первой производной исходного сигнала и статистическом моменте четвертого порядка. Статистический момент четвертого порядка определяется выражением:

$$\mu_4 = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^4, \quad (8)$$

где  $L$  – длина,  $x_i$  – отсчет, а  $\bar{x}$  – среднее значение исследуемого фрагмента ЭКС. Вычислительная сложность  $O_{\mu_4}$  определения значения критерия  $\mu_4$  равна:

$$O_{\mu_4} = 7L + 2, \quad (9)$$

Вторым использованным критерием оценки качества является значение  $\alpha$  амплитудного размаха первой производной фрагмента ЭКС, определяемого выражением:

$$\alpha = |\max(\Delta Y) - \min(\Delta Y)|, k = \overline{0, L-1}, \quad (10)$$

где  $L$  – длина сигнала,  $\Delta Y$  – дискретная последовательность аппроксимирующая первую производную ЭКС и определяемая на основе вычисления конечных разностей:

$$\Delta y_k = \frac{y_{k+1} - y_k}{h}, k = \overline{0, (L-1)}, \quad (11)$$

где  $\Delta y_k$  – отсчет последовательности  $\Delta Y$ , аппроксимирующей первую производную,  $L$  – длина исследуемого фрагмента сигнала,  $h$  – малый параметр. Вычислительная сложность определения критерия  $\alpha$  определяется выражением:

$$O_\alpha = 3L, \quad (12)$$

Произведено сравнение примененных и существующих критериев оценки качества сигнала по критериям информативности, вычислительной сложности и величине потребляемого тока, результат которого показан в таблице 1.

Таблица 1 – Сравнение критериев оценки качества.  $\zeta$  – среднее значение информативности;  $O$  – значение вычислительной сложности

Критерий	$\zeta$	$O$	Ток, мА
$pSQI - kSQI$	0.6	$25 \cdot 10^3$	20
$basSQI - pSQI$	0.43	$17.6 \cdot 10^5$	16
$basSQI - kSQI$	0.3	$16.6 \cdot 10^5$	
$\mu_4 - \alpha$	<b>5.41</b>	<b><math>10 \cdot 10^3</math></b>	<b>5</b>

Как видно из таблицы 1, предложенные критерии обладают наибольшей информативностью (различие в несколько порядков), наименьшим количеством требуемых вычислительных операций и наименьшим значением потребляемого тока при расчете значений.

Рассматривается решение задачи оценки качества ЭКС при помощи метода опорных векторов. Приведено сравнение метода опорных векторов (SVM) в случае линейного и нелинейного (RBF) ядер и аппарата искусственных нейронных сетей (MLP) по таким критериям как специфичность ( $Sp$ ), чувствительность ( $Se$ ) и вычислительная трудоемкость  $O$ , результат сравнения приведен в таблице 2.

Таблица 2 – сравнение MLP и SVM

	$Se$	$Sp$	$O$	
SVM	0.92	0.91	<b>136</b> (RBF)	<b>6</b> (Linear)
MLP	0.94	0.92	6354	

Как видно из таблицы 2, применение метода SVM позволяет достичь параметров оценки качества сигнала сравнимых с параметрами, достигаемыми при применении MLP, при этом метод опорных векторов обладает существенно меньшей вычислительной сложностью, даже при применении нелинейного ядра.

Далее рассматривается решение задачи выявления искаженных зон при помощи выработанных критериев качества и метода опорных векторов, который относится к методам машинного обучения и требует формирования обучающей выборки. Проектирование алгоритма классификации основанного на алгоритмах машинного обучения, как правило проходит в несколько этапов: 1) определение критериев оценки качества сигнала; 2) формирование обучающей выборки; 3) определение значений критериев оценки качества сигнала для обучающей

выборки, формирование параметров классификатора; 4) апробация работы классификатора на реальных сигналах и при необходимости корректировка параметров классификатора. При этом, на наш взгляд наиболее важным этапом при проектировании классификатора, влияющим на качество выявления искаженных зон является второй этап, который заключается в формировании обучающей выборки. Это обусловлено тем, что ЭКС отличается широкой вариабельностью, вызванной индивидуальными особенностями сердечно-сосудистой системы, что потребует формирования обучающей выборки, содержащей не только участки ЭКС различного качества, но и различной морфологии. Для формирования обучающей выборки, учитывающей индивидуальные особенности ЭКС пользователя системы мониторинга предложен алгоритм в основе которого лежит разделение выборки ЭКС на фрагменты фиксированной длины, для из которых формируется автокорреляционная функция, вид которой зависит от наличия или отсутствия искажений в исследуемом фрагменте ЭКС, общий вид автокорреляционных функций приведен на рисунке 2.

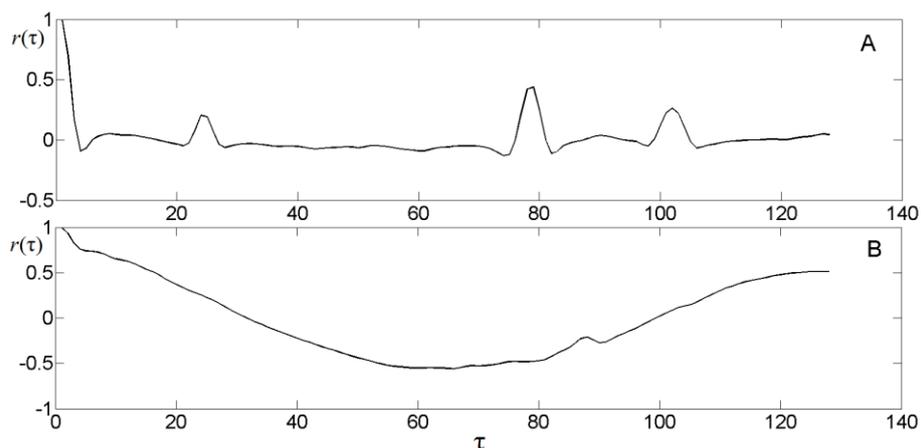


Рисунок 2 – Общий вид автокорреляционной функции в случае отсутствия (кривая А) и наличия (кривая В) квазипериодической структуры ЭКС

Определение типа автокорреляционной функции производится путем аппроксимации полученной кривой полиномом второго порядка с последующим расчетом значения меры  $R^2$  (коэффициента детерминации) для исходной автокорреляционной функции и результата аппроксимации к которому применяется пороговое правило:

$$R^2 < \gamma, \quad (13)$$

где  $\gamma$  – пороговое значение. В случае, если полученный коэффициент детерминации превышает значение  $\gamma$ , то исследуемый фрагмент считается искаженным. После того как будет найдено  $n$  фрагментов-кандидатов в

обучающую выборку удовлетворяющих условию (13), производится расчет кросс-корреляции между всеми возможными парами фрагментов-кандидатов. Фрагмент, для которого значение кросс-корреляции наибольшее, принимается неискаженным и добавляется в обучающую выборку как неискаженный. В результате экспериментального применения рассмотренного алгоритма с использованием ЭКС полученного из базы данных *physionet*, а также ЭКС полученного от емкостных бесконтактных сенсоров, было получено значение чувствительности  $Se = 0.85$ , а специфичности  $Sp = 0.9$ . Однако, рассмотренный алгоритм во время работы требует многократного вычисления значения корреляции, что затрудняет его применение в реальном времени в качестве способа выявления искаженных участков ЭКС.

Разработан классификатор ЭКС, основанный на совместном применении метода опорных векторов с предложенными критериями качества сигнала, обладающий свойством инвариантности к длительности искаженных зон. Свойство инвариантности предложенного классификатора достигается за счет разделения исследуемого участка  $A_j$  на участки различной длительности  $Lw_i, i = \overline{1, n}$ , где  $n$  – общее количество участков. Для каждого из полученных участков при помощи метода опорных векторов и критериев оценки качества определяется наличие или отсутствие искажений. Полученный результат передается на вход мажоритарного элемента, работа которого заключается в голосовании по методу большинства. В результате моделирования, как с применением ЭКС полученного емкостными сенсорами, так и с фрагментами ЭКС из банка данных *physionet* установлено, что применение предложенной структуры классификатора ЭКС совместно с разработанными критериями качества сигнала позволяет достичь значения специфичности  $Sp = 0.88$ , чувствительности  $Se = 0.86$ .

В разделе 2.4 проведен анализ и оценка возможности применения в системе мониторинга существующих подходов к сжатию ЭКС. При этом сохраняемые во внутренней памяти системы мониторинга дискретные отсчеты ЭКС имеют бинарный формат, так как иной формат представления, например, ASCII-кодирование, требует выполнения дополнительных вычислительных операций для изменения формата представления данных и может привести к избыточности. Применение существующих алгоритмов сжатия к бинарному представлению ЭКС, таких как Deflate, RAR, RAR5, LZMA, LZW позволяет получить коэффициент сжатия в пределах 1.5 – 1.7. Анализ литературы показал, что одним из перспективных подходов к сжатию ЭКС является применение аппарата дискретного вейвлет преобразования. В результате моделирования, с применением существующих алгоритмов сжатия к результату вейвлет-преобразования, был получен коэффициент сжатия в пределах 2.2 – 2.5. Однако, такой подход требует помимо вейвлет-преобразования использования дополнительных алгоритмов сжатия, что приводит к увеличению количества вычислительных операций. В настоящем разделе рассматривается алгоритм сжатия ЭКС, позволяющий

отказаться от необходимости применения алгоритмов сжатия коэффициентов вейвлет преобразования. Данный способ основан на масштабировании и изменении формата коэффициентов вейвлет преобразования и заключается в пороговой обработке полученных коэффициентов многоуровневого вейвлет-преобразования, после чего выполняется их масштабирование, необходимое для сохранения в целочисленной форме (uint8). Для полученных коэффициентов формируется битовая последовательность позиций ненулевых элементов, размерность которого  $V_{in}$  в байтах определяется выражением:

$$V_{in} = \left\lceil \frac{N_w}{8} \right\rceil, \quad (14)$$

где  $N_w$  – общее количество коэффициентов вейвлет-преобразования. Формирование последовательности ненулевых элементов позволяет отказаться от необходимости хранения нулевых коэффициентов вейвлет-преобразования, а достигаемый при этом коэффициент сжатия  $CR$  определяется выражением:

$$CR = \frac{L}{N_{\neq 0} + V_{in}}, \quad (15)$$

где  $N_{\neq 0}$  – количество ненулевых коэффициентов вейвлет-преобразования,  $L$  – объем исходного сигнала в байтах. При этом, для оценки ошибки восстановления сигнала была использована мера  $PRD$ . Эксперимент показал, что оптимальным по достигаемому коэффициенту сжатия, вычислительной сложности и ошибке  $PRD$  является вейвлет Симмлет 4, при глубине разложения в пределах 4 – 6. Для определения порогового значения была предложена целевая функция, связывающая ошибку  $PRD$  и коэффициент сжатия имеющая вид:

$$Q(\Theta) = PRD + \frac{w}{CR}, w > 1, \quad (16)$$

где  $\Theta$  – пороговое значение,  $w$  – весовой коэффициент задающий приоритет между повышением коэффициента сжатия сигнала или уменьшение значения ошибки  $PRD$ . Спуск в минимум целевой функции (16) позволяет определить пороговое значение  $\Theta$ . В результате опытного применения существующих алгоритмов сжатия, в основе которых лежит аппарат вейвлет-преобразований, и предложенного алгоритма были получены результаты, приведенные в таблице 3.

Таблица 3 – Сравнение предложенного алгоритма сжатия с существующими

	RAR	RAR5	ZIP (Deflate)	7Zip (LZMA)	LZW	Предложенный подход
Коэффициент сжатия	2.2	2.3	2	2.1	2-2.5	3-4

В третьей главе рассматриваются аспекты практической реализации беспроводной системы длительного мониторинга, общий вид прототипа которой приведен на рисунке 3.



Рисунок 3 – Общий вид макета беспроводной системы мониторинга. 1 – Датчик ЭКС, 2 – устройство сбора и обработки данных 3 – коммуникатор.

Приведено описание примененного в системе мониторинга бесконтактного датчика ЭКГ созданного в ИАиЭ СО РАН с участием автора. Приведено описание особенностей разработанной структуры устройства сбора и обработки данных. Исследованы различные методы передачи данных по каналу BLE. Установлено, что предпочтительным способом передачи данных является метод уведомлений, при частоте поступления на вход канала связи отсчетов ЭКС в пределах 100 – 150 Гц. Рассмотрены различные способы согласования частоты дискретизации сигнала и пропускной способности канала BLE. Рассматриваются методы синхронизации при передаче данных между модулями устройства сбора и обработки данных.

Рассмотрен предложенный способ телемониторинга сердечной деятельности в основе которого лежит совместная оценка данных получаемых от датчика ЭКГ, датчика пульса и акселерометра. В процессе работы системы мониторинга производится накопление физиологических сигналов за фиксированный промежуток времени. При этом, во время накопления физиологических сигналов за последующий промежуток времени производится обработка накопленных данных. Обработка заключается в оценке принадлежности частоты пульса к интервалу допустимых значений, производится выявление искаженных участков ЭКС и определяется коэффициент искажения ЭКС, выполняется сравнение сигнала от сенсора физической активности с заданной уставкой уровня физической активности. При этом, на основе сравнения параметров сигналов с заданными уставками определяется необходимость оповещения медицинского персонала о возникновении потенциально опасной ситуации, оповещения пациента о

необходимости проверить и восстановить положение сенсоров физиологических сигналов.

**Заключение** содержит формулировку результатов данной работы.

### **Основные результаты**

1. Предложена система выявления искажений ЭКС, основанная на методе опорных векторов, критериях качества сигнала и предложенном методе адаптивного формирования обучающей выборки. Разработан метод выявления искаженных участков ЭКС в реальном времени. Установлено, что предложенный классификатор обладает параметрами, сравнимыми с классификаторами, рассмотренными в литературе, в основе которых лежит применение трех и более критериев качества – специфичностью  $Sp = 0.88$ , чувствительностью  $Se = 0.86$ .

2. Установлено, что примененные критерии качества сигнала, основанные на статистическом моменте четвертого порядка и первой производной ЭКС требуют существенно меньше (более чем в три раза) вычислительных операций по сравнению с другими известными критериями качества сигнала.

3. Разработан способ мониторинга сердечной деятельности человека, основанный на накоплении и обработке последовательных выборок физиологических сигналов полученных от датчиков пульса, ЭКГ и сенсора физической активности, включающей определение по предложенному алгоритму уровня допустимых искажений ЭКС, принадлежности частоты пульса и уровня физической активности пациента к интервалам допустимых значений, определяемых медицинским персоналом с учетом показаний сенсора физической активности, позволяющий повысить достоверность получаемых данных, обеспечивает оповещение пациента и передачу на оперативную станцию наблюдения данных об отклонении контролируемых параметров физиологических сигналов от заданных или о необходимости коррекции положения регистрирующих датчиков.

3. Предложен алгоритм сжатия электрокардиосигнала основанный на изменении формата представления коэффициентов дискретного вейвлет преобразования ЭКС. Предложенный подход не требует применения дополнительных алгоритмов сжатия и позволяет достичь коэффициента сжатия в пределах 3 – 4 при обработке ЭКС в бинарном представлении, что превышает значение коэффициента сжатия полученного в результате работы известных алгоритмов.

### **Список работ, опубликованных по теме диссертации**

[1] Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н. Применение дискретного вейвлет-преобразования с изменением представления коэффициентов для сжатия данных в

мобильных системах мониторинга ЭКГ // Медицинская техника – 2016. – № 1. с. – 25–28.

[2] Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н. и др. Мобильная система для автоматизированного дистанционного мониторинга сердечной деятельности // Медицинская техника. – 2015. – №1. с. – 5 – 8.

[3] Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н. и др. Телемедицина в кардиологии: новые перспективы //Фундаментальные исследования. – 2013. – № 7 (3) – с. 589–593

[4] Katasonov D.N. Methods for improving parameters of power consumption and received data reliability in wireless mobile ECG monitoring system // 2016 13<sup>th</sup> International Scientific-Technical Conference APEIE – 39281: труды. – 2016. –том 1. с. 140 – 144.

[5] Катасонов Д.Н. и др. Применение беспроводных технологий для мониторинга сердечной деятельности человека // III международная научно-техническая конференция «Радиотехника, электроника и связь»: труды Омск: Издательский дом «Наука», 2015 с. 338 – 344.

[6] Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н. и др. Система мобильного мониторинга сердечной деятельности человека // XXI международная конференция «Лазерно-информационные технологии в медицине, биологии и геоэкологии»: труды. – 2013. – том 3. с. 94 – 105.

[7] Катасонов Д.Н. Система мобильного мониторинга сердечной деятельности человека: о применимости различных методов фильтрации электрокардиосигнала // Автоматика и программная инженерия – 2016. –№3 (17). с. 76–90

[8] Катасонов Д.Н., Бессмельцев В.П. Метод адаптивного формирования обучающей выборки для системы выявления искажений ЭКГ // XXIX международная научная конференция «Математические методы в технике и технологиях (ММТТ-29)»: труды. – 2016. – том 2. с. 156–161.

[9] Катасонов Д.Н. Программа-архиватор электрокардиосигнала получаемого емкостными бесконтактными сенсорами (Комета 3.5). Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ № 2015660701, 08 октября 2015

[10] Катасонов Д.Н., Вилейко В.В., Программа управления беспроводным емкостным сенсором ЭКС (VVVSensor). Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ № 2015619705, 10 сентября 2015

[11] Пат. 2593351 Российская Федерация, МПК А61В 5/0402. Способ мониторинга сердечной деятельности пациента / Катасонов Д.Н., Бессмельцев В.П., Слуев В.А., Морозов В.В., Шевела А.И.; заявитель и патентообладатель ФГБУН Институт автоматизации и электрометрии Сибирского отделения Российской академии наук (ИАиЭ СО РАН), ФГБУН Институт химической биологии и фундаментальной медицины Сибирского отделения Российской академии наук (ИХБФМ СО РАН). - №2015115347/14; заявл. 23.04.15; опубл. 10.08.16, Бюл. № 22.

Подписано в печать 30.10.2017 г. Печать офсетная.  
Бумага офсетная. Формат 60x84 1/16. Усл. печ. 1 л.  
Тираж 100 экз. Заказ № 403  
Отпечатано в типографии «Срочная полиграфия»  
ИП Малыгин Алексей Михайлович  
630090, Новосибирск, пр-т Академика Лаврентьева, 6/1, оф.104  
Тел. (383) 217-43-46, 8-913-922-19-07