

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Сәтбаев Университеті

Институт промышленной инженерии им. А. Буркитбаева

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

Айтбакиев Арзум Рахимжанович

Помехоустойчивая обработка и анализ электрокардиосигналов

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломной работе

5В071600 – Приборостроение

Алматы 2019

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Сәтбаев Университеті

Институт промышленной инженерии им. А. Буркитбаева

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой РТиТСА
кандидат техн. наук
 К.А. Ожикенов
«20» 05 2019 г.

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломной работе

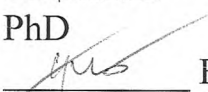
Тема: «Помехоустойчивая обработка и анализ электрокардосигналов»

по специальности 5В071600 – Приборостроение

Выполнил

Айтбакиев Арзум

Рецензент
PhD

 Балбаев Г.К.
«15» 05 2019 г.

Научный руководитель
магистр технических наук,
 Баянбай Н.А.
«20» 05 2019 г.

Алматы 2019

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Сәтбаев Университеті

Институт промышленной инженерии им. А. Буркитбаева

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

5B071600 – Приборостроение

УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой РТиТСА

кандидат техн. наук

К.А. Ожикенов

« 20 » 05 2019 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломной работы

Обучающемуся Айтбкиеву Арзуму Рахимжановичу

Тема: «Помехоустойчивая обработка и анализ электрокардиосигналов»

Утверждена приказом Ректора Университета № 15-п от «06» 11 2018 г.

Срок сдачи законченной работы «24» 05 2019 г.

Исходные данные к дипломной работы: структура и помехи ЭКС

Перечень подлежащих разработке вопросов в дипломной работе:

- а) электрокардиосигнал: структура и основные характеристики, средства для регистрации ЭКС в условия двигательной активности пациента и источники возникновения помех
- б) проблемы и концепция помехоустойчивой обработки ЭКС в условиях двигательной активности и преобразование Гильберта-Хуана
- в) макет регистрации ЭКС: микропроцессная платформа Ардуино, датчик для регистрации ЭКГ, электроды.

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

представлены 25 слайдов презентации работы

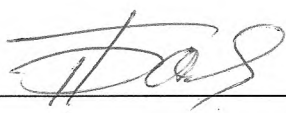
Рекомендуемая основная литература: из 23 наименований _____

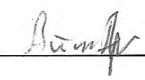
ГРАФИК
подготовки дипломной проекта

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Технологическая часть	15.01 – 05.02.2019 г.	Выполнено
Программная часть	02.03 – 20.04.2019 г.	Выполнено

Подписи
консультантов и нормоконтролера на законченный проект
с указанием относящихся к ним разделов проекта

Наименование разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Нормконтролер	Ж.С.Бигалиева, магистр технических наук, лектор	20.05.2019 г.	

Научный руководитель  Баянбай Н.А.

Задание принял к исполнению обучающийся  Айтбакиев А.Р.

Дата « 20 » 05 2019 г.

АНДАТПА

Дипломдық жұмыстың құрылымы кіріспеден, үш бөлімнен, қорытындыдан және сілтемелер тізімінен тұрады. Диссертациялық жұмыстың көлемі 31 бет, оның ішінде 4 кесте, 11 сурет және 22 көздер пайдаланылады.

Дипломдық жұмыстың мақсаты электрокардиограмманың негізгі сипаттамалары мен параметрлерін, оған кедергі себептерін, оларды сүзу және супрессиялау алгоритмдерін зерттеу болып табылады. Дипломдық жұмыстың мақсаты электрокардиограммалардың концепциясын, сигналдарды тіркеу кезінде туындайтын кедергілерді зерттеу, интерференцияны болдырмау әдістерін зерттеу және олардың тиімділігін бағалау әдістемесін әзірлеу болып табылады.

Дипломдық жұмыста EX EX үлгісін қолданады және жеке араласу сүзгілерінің жұмысын тексереді.

Түйінді сөздер: электрокардиограмма, интерференция, жүрек-тамыр аурулары, электрокардиография, сүзу.

АННОТАЦИЯ

Структура дипломной работы состоит из введения, трех разделов, заключения и списка использованных источников. Объем дипломной работы 31 страница, включает 4 таблиц, 11 иллюстраций и 22 использованных источников.

Цель дипломной работы – изучение основных характеристик и параметров электрокардиосигнала, причин появления помех в нем, их фильтрации и алгоритмов подавления. Задачами дипломной работы являются изучение понятия электрокардиосигналов, помехов, возникающих в ходе регистрации сигналов, изучение методов подавления помех и разработка их методики оценки эффективности.

В дипломной работе применяется макет регистрации ЭКС, который отражает ЭКС и проверка работоспособности отдельных фильтров помех.

Ключевые слова: электрокардиосигнал, помехи, сердечно-сосудистые заболевания, электрокардиография, фильтрация.

ANNOTATION

The structure of the thesis consists of an introduction, three sections, conclusion and list of references. The volume of the thesis is 31 pages, includes 4 tables, 11 illustrations and 22 sources used.

The aim of the thesis is to study the main characteristics and parameters of electrocardiogram, the causes of interference in it, their filtering and suppression algorithms. The objectives of the thesis are the study of the concept of electrocardiograms, interference arising during the registration of signals, the study of methods of suppressing interference and the development of their methodology for evaluating the effectiveness.

In the thesis work applies the registration model EX, which reflects the EX and check the performance of individual interference filters.

Keywords: electrocardiogram, interference, cardiovascular diseases, electrocardiography, filtration.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
1 Влияние помех на регистрацию электрокардиосигналов.....	7
1.1 Электрокардиосигнал: структура и основные характеристики	7
1.2 Средства для регистрации ЭКС в условия двигательной активности пациента	9
1.3 Источники возникновения помех и их классификация.	12
2 Помехоустойчивая обработка и устранение проблем.....	18
2.1 Проблемы помехоустойчивой обработки ЭКС в условиях двигательной активности.....	18
2.2 Концепция помехоустойчивой обработки ЭКС в условиях двигательной активности.....	20
2.3 Преобразование Гильберта-Хуана	21
3 Макет регистрации ЭКС.....	23
3.1 Необходимые элементы для создания макета.....	23
3.1.1 Платформа Arduino UNO и приложение Arduino IDE	23
3.1.2 Модуль ЭКГ с микросхемой AD8232	25
3.2 Схема подключение макета.....	26
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	27
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ.....	28
ПРИЛОЖЕНИЕ А	30
ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....	31

ВВЕДЕНИЕ

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) по данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), занимают первое место среди причин смертности населения нашей планеты, составляя около трети всех случаев смерти [1]. Согласно данным Комитета по статистике в Казахстане смертность по этой же причине занимает первое место, в том числе сосудистые поражения внука, гипертонической и ишемической болезни. В 2017 году количество смертей по причине ССЗ составило 31 536 человек. [2]

К тому же, экспертами (ВОЗ) прогнозируется дальнейший рост сердечно-сосудистой заболеваемости и смертности, как в развитых, так и развивающихся странах, обусловленный старением населения и особенностями образа жизни. По предварительным данным, в 2030 году болезни сердца и инсульт останутся основными отдельными причинами смерти.

В связи с этим возникает необходимость в точной и своевременной диагностике заболеваний сердечно-сосудистой системы на ранних стадиях развития, что является одним из стратегических направлений не только отечественного, но и всемирного здравоохранения.

Основой такой диагностики является электрокардиография. На сегодняшний день данный метод не инвазивного исследования биоэлектрической активности сердца незаменим в диагностике нарушений ритма и проводимости, гипертрофии желудочков и предсердий, ишемической болезни сердца, в том числе ее безболевой формы, инфаркта миокарда и других опасных заболеваний сердца.

Также в связи с особенностями физиологического происхождения и регистрации электрокардиосигналов(ЭКС), существует серьезная и до конца нерешенная проблема их автоматического анализа. ЭКС представляет собой нестационарный структурированный сигнал с циклично повторяющимися информативными участками (ИУ). Именно по признакам, сосредоточенным на этих участках, в электрокардиографии оценивается состояние сердечно-сосудистой системы. Морфология и параметры ЭКС разнообразны, изменчивы и непредсказуемы.

К тому же следует учитывать, что при регистрации ЭКС неизбежно присутствуют многочисленные помехи – другие сигналы различного вида и происхождения, которые оказывают на него влияние, приводя к морфологическому изменению зубцов. В некоторых случаях такие изменения не имеют диагностического значения, но иногда их можно ошибочно считать признаками поражения миокарда, что приводит к постановке неточных или ошибочных автоматических заключений.

Актуальность темы заключается в разработке методов подавления помех, возникающих в ходе диагностики. Что также является основной тенденцией в кардиодиагностике. Каждый из методов имеет свои достоинства и недостатки, поэтому актуальность приобретает разработка методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех в ЭКС. Эффективность процедур подавления

помех будет определяться как степенью подавления помех, так и степенью сохранения диагностической информации.

Повышение эффективности подавления помех в ЭКС позволяет повысить достоверность автоматических заключений, и, в конечном счёте, способствует повышению качества профилактики и лечения заболеваний сердечно - сосудистой системы.

Целью работы является изучение основных характеристик и параметров электрокардиосигнала, знакомство с видами и причинами появления помех в данном сигнале, изучение различных алгоритмов фильтрации, обеспечивающих повышенную эффективность подавления помех.

Основные задачи:

- рассмотреть электрокардиосигнала и его характеристики и помехи, возникающие в ходе регистрации;
- изучить основные методы подавления помех;
- применить макет регистрации ЭКС, который отразит электрокардисигнал.

Объектом исследования являются методы и алгоритмы подавления помех в электрокардиосигналах.

Основным назначением работы является эффективное подавление помех при длительном исследовании электрокардиосигналов в режиме свободной двигательной активности пациентов.

1 Влияние помех на регистрацию электрокардиосигналов

1.1 Электрокардиосигнал: структура и основные характеристики

Электрокардиография - метод электрофизиологического исследования деятельности сердца при здоровом состоянии организма и различных патологиях, основанный на регистрации и анализе электрической активности миокарда, распространяющейся по сердцу в течение сердечного цикла. Регистрирующаяся кривая, представленная на рисунке 1, носит название электрокардиограмма.

Этот метод исследования биоэлектрической активности сердца является сегодня незаменимым в диагностике нарушений ритма и проводимости, гипертрофий желудочков и предсердий, ишемической болезни сердца, инфаркта миокарда и других заболеваний сердца. Основными его преимуществами являются:

- высокая информативность и достоверность;
- безболезненность и безопасность;
- оперативность проводимых исследований;
- отсутствие противопоказаний.

Электрокардиосигнал (ЭКС) – это сигнал, являющийся проявлением сократительной активности сердца, может быть легко записан с помощью поверхностных электродов, помещенных на конечности или на грудь. ЭКС, возможно, является наиболее широко известным, признанным и используемым биомедицинским сигналом. [3]

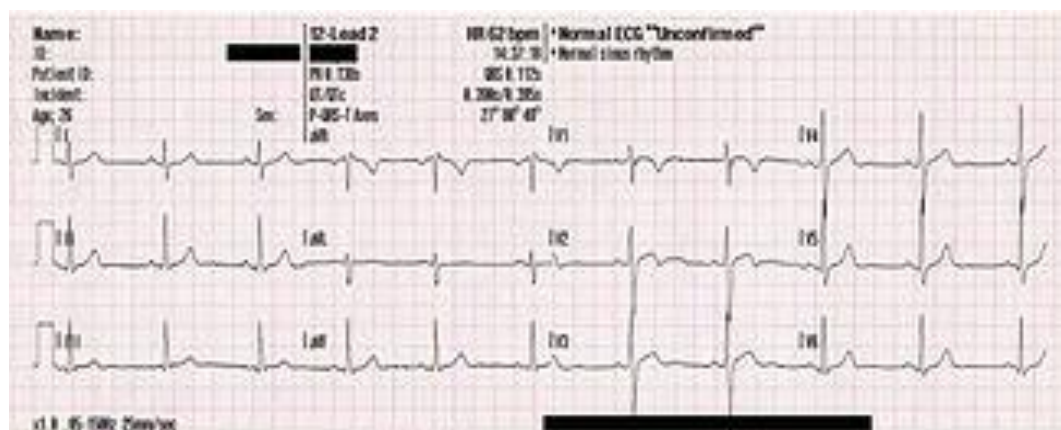


Рисунок 1 – Электрокардиограмма

Типовой ЭКС человека, представленный на рисунке 2, состоит из пяти положительных и отрицательных колебаний – зубцов, соответствующих циклу сердечной деятельности. Их обозначают латинскими буквами P, Q, R, S, T, а грудные отведения (перикардиальные) – V (V1, V2, V3, V4, V5, V6). Три зубца (P, R, T) направлены вверх (положительные зубцы), а два (Q, S) – вниз (отрицательные зубцы). Амплитуду зубцов измеряют в милливольтках (мВ), 1

мВ соответствует отклонению от изоэлектрической линии на 1 см. Ширину зубцов и продолжительность интервалов измеряют в секундах. При скорости движения ленты 50 мм/с 0,1 мВ соответствует 0,02 с (0,5 мВ – 0,1 с). Ширину зубцов и продолжительность интервалов оценивают по тому отведению, где эти параметры имеют наибольшую величину. Традиционно все измерения зубцов и интервалов принято производить во втором стандартном отведении, обозначаемом римской цифрой II.

Зубец Р отражает период возбуждения предсердий, его амплитуда варьирует от 0,05 до 0,25 мВ, а продолжительность равна 0,06-0,1 с.

Интервал PQ (PR) соответствует времени прохождения возбуждения по предсердиям и атриовентрикулярному соединению до миокарда желудочков. Он изменяется по продолжительности в зависимости от возраста, массы тела и частоты ритма. В норме интервал PQ составляет 0,12-0,20 с.

Комплекс QRS регистрируется во время возбуждения желудочков, его продолжительность отражает внутри желудочковую проводимость. Амплитуда зубцов комплекса может значительно варьировать и зависит от положения сердца в грудной клетке, отведений. Первый отрицательный зубец комплекса называют зубцом Q, другие отрицательные – зубцами S. Зубец R всегда положителен. Зубец Q отражает деполяризацию межжелудочковой перегородки. Зубец R – самый высокий в ЭКГ, он представляет собой деполяризацию верхушки сердца, задней и боковой стенок желудочков. Зубец S отражает охват возбуждением основания желудочков.

Сегмент ST занимает второе по значимости место на ЭКГ кривой. Если появление патологического зубца Q указывает на некроз мышцы сердца, то патологическое изменение сегмента ST может указывать на повреждение мышцы сердца (сегмент повреждения). Сегмент ST отражает способность (или неспособность) мышцы сердца одновременно находится в состоянии возбуждения. В первом случае нет разности потенциалов и сегмент ST находится на изолинии или отклоняется от нее на +0,1 мВ, если же имеется очаг повреждения, то появляется разность потенциалов и сегмент ST отклоняется от изолинии на большую величину. [3]

Зубец Т отражает процессы реполяризации желудочков. В отведениях от конечностей у здорового человека амплитуда зубца Т не превышает 0,5-0,6 мВ, а в грудных отведениях – 1,5-1,7 мВ. Продолжительность зубца Т колеблется от 0,16 до 0,24 сек.

Комплекс QRS совпадает с реполяризацией предсердий. Его продолжительность составляет 0,06-0,1 с. Комплекс QRST обусловлен появлением и распространением возбуждения в миокарде желудочков, поэтому его называют желудочковым комплексом. Общая продолжительность QRST приблизительно равна 0,36 с. Условная линия, которая соединяет две точки ЭКГ с наибольшей разностью потенциалов, называется электрической осью сердца. [4]

Интервал R-R характеризует время одного полного кардиоцикла, или время одного сердечного сокращения. При отсутствии патологий во всех

отведениях формируются стандартные элементы ЭКС (импульсы и интервалы между ними), повторяющиеся от одного кардиоцикла к другому и отражающие процесс возбуждения и покоя различных участков сердечной мышцы. Собственно, ЭКС представляет собой последовательность кардиоциклов, повторяющихся через случайные интервалы времени. Каждый отдельный кардиоцикл определяется квазидетерминированной функцией сложной формы, последовательные компоненты которого имеют стандартные буквенные обозначения. [4]

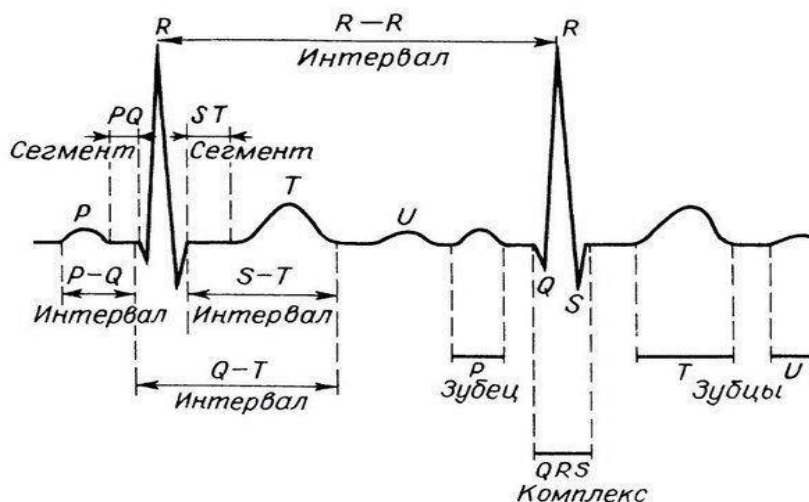


Рисунок 2 – Общий вид ЭКС

Таким образом, ЭКС в общем случае представляют собой нестационарные сложно структурированные сигналы с циклически повторяющимися информативными участками, в виде разнополярных импульсов. Именно по признакам, сосредоточенным на локальных информативных участках ЭКС в электрокардиографии оценивается состояние сердца. Форма и параметры информативных участков ЭКС разнообразны, изменчивы и не всегда предсказуемы. Кроме того, в канале регистрации ЭКС неизбежно присутствуют помехи различного вида и происхождения, которые проявляются особенно сильно в условиях длительной регистрации и двигательной активности пациентов.

Также особое внимание необходимо уделить средствам регистрации ЭКС, так как их неисправность и некачественная работа влияет на записанные показания.

1.2 Средства для регистрации ЭКС в условия двигательной активности пациента

На сегодняшний день разнообразии приборов регистрации ЭКС позволяет медицинским учреждениям не только выбрать эффективный и качественный, но и более гибкий в использовании.

К примеру, прибор Поли-Спектр-Радио-1, который используется для передачи и регистрации по радиоканалу физиологических сигналов на частоте 900 МГц от человека или животного, которые отображаются в режиме реального времени на подключенных компьютерах, а также сохраняются в памяти передатчика и, конечно же, компьютерах. [5]

Основное преимущество аппарата заключается в следующем:

- он может находиться на расстоянии до 300 метров от передатчика;
- есть возможность регистрировать сигналы нескольких участников (пациентов);
- благодаря сохранению записи на передатчике, имеется возможность её восстановления. [5]

Прибор применяется в таких отраслях, как: медицина, в том числе профессиональная и восстановительная медицина, курортология, кардиология и в ходе различных научных исследованиях физиологии человека и животного. [5] Изображение аппарата представлено на рисунке 3.

Аппарат работает в следующем порядке: сначала электронный блок передатчика со встроенной антенной устанавливается на тело человека. Затем к передатчику подсоединяется двух-, трех- или пятиэлектродный кабель отведений ЭКГ с электродами, установленными на груди или других участках тела. После включения передатчика начинается регистрация всех сигналов и передача их по радиоканалу. Приемник устанавливается на удалении до 300 метров от передатчика и подключается к компьютеру через интерфейс *USB*. К приемнику с помощью коаксиального кабеля подсоединяется приемная антенна. Приемник осуществляет прием сигналов и передачу их по кабелю *USB* на компьютер. На компьютере устанавливается программа, которая отображает на мониторе все регистрируемые сигналы в режиме реального времени. Программа может сохранять все данные в памяти компьютера и проводить их анализ с помощью модулей Поли-Спектр-Ритм, Поли-Спектр-Эрго, Поли-Спектр-Спорт. [5]



Рисунок 3 – прибор Поли-Спектр-Спорт

Вторым примером прибора регистрации ЭКС является «АСТРОКАРД – ТЕЛЕМЕТРИЯ» 3G, изображение представлено на рисунке 4.

Основное преимущество заключается в беспроводном дистанционном использовании по 3 отведениям в течении длительного (до 30 суток) времени, за счет регистрации и передачи данных по мобильной связи на специализированный облачный сервер, что в последствии дает возможность просматривать и анализировать данные через компьютеры или смартфоны (с ПО iOS и Android) медицинскими сотрудниками. [6]

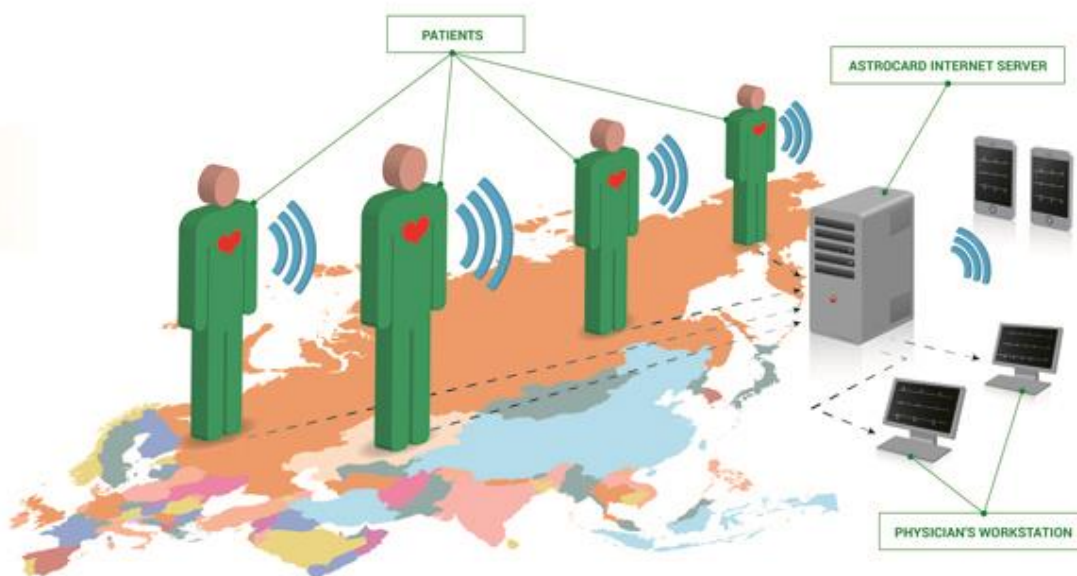


Рисунок 4 - «АСТРОКАРД – ТЕЛЕМЕТРИЯ» 3G

Если посмотреть на рисунок 4, то можно представить визуально как функционирует аппарат регистрации ЭКС. Сначала специализированный регистратор крепится на пациента, затем начинается процесс регистрации ЭКС. Полученные данные за счет встроенного модуля передаются по мобильной связи на специализированный сервер или облако, к которому

можно подключиться через компьютер или же телефоны для быстрого доступа врачом медицинского учреждения. [6]

Таким образом, можно выделить следующее:

- Качественная, непрерывная запись ЭКГ по 3-м отведениям в течении до 30 суток, т.к. замена одноразовых электродов пациентом осуществляется под контролем врача.**

- Диагностика редко возникающих состояний, связанных с аритмией сердца, в том числе выявление бессимптомной фибрилляции предсердий.**

- Возможность досрочного прекращения мониторинга при появлении диагностически значимого события.**

- Контроль проводимого лечения, послеоперационный контроль. [6]**

Однако, несмотря на наличии различных приборов регистрации ЭКС имеются помехи, которые отражаются изменениями формы ЭКС, что приводит к искажению диагностических признаков, что, в свою очередь, может повлиять на правильность постановки диагноза. Поэтому для снижения вероятности постановки ошибочных или неточных диагностических заключений необходимо качественно обрабатывать исходный ЭКС, удаляя из полезной составляющей помеховую. Это приводит к необходимости разработки новых способов и средств устранения помех.

1.3 Источники возникновения помех и их классификация.

Для эффективной борьбы с помехами, искажающими ЭКС, в первую очередь необходимо рассмотреть их источники, виды и характеристики, причины возникновения, а также систематизировать помехи по значимым признакам.

Помехи, возникающие при усилении биопотенциалов, по способу взаимодействия с входным полезным сигналом (в данном случае ЭКС) разделяют на аддитивные и мультипликативные[7].

Если помеха складывается с сигналом и на вход приёмника действует их сумма, то такую помеху называют аддитивной. Если результирующий сигнал равен произведению помехи и передаваемого сигнала, то помеху называют мультипликативной.

Аддитивные помехи определяются внешними воздействиями на среду передачи сигналов и не зависят от значений и формы ЭКС, а также не изменяют его информативной составляющей.

Мультипликативные или деформирующие помехи могут изменять форму информационной части сигнала, иметь зависимость от его значений и от определенных особенностей в сигнале и т.п. Их величина зависит от качества средств канала связи и качества обслуживания. Стандартных способов компенсации мультипликативных помех не существует, вместе с тем, если известен их характер, то возможна коррекция сигнала на влияние этих помех.

Помехи, возникающие при регистрации ЭКС, разнообразны по происхождению и структуре. Это могут быть внешние помехи, помехи от биологического объекта и помехи, создаваемые техническими средствами.

Существуют различные классификации помех: по происхождению и структуре, по энергетическому спектру, по способу взаимодействия с полезным сигналом, по вероятностным характеристикам и другим признакам.

Несмотря на многообразие источников, большую часть электрокардиографических помех можно объединить всего в несколько групп с точки зрения их проявления на зарегистрированном ЭКС (и с точки зрения методов их подавления) [7, 8]. Основными помехами являются:

- сетевая помеха;
- мышечный тремор;
- дрейф изолинии;
- артефакты движения;
- импульсные помехи;
- высокочастотные шумы электродов и усилителей.

Сетевая помеха выглядит как зубцеобразная нулевая линия с периодическим повторением зубцов и представляет собой наводку, являющуюся суперпозицией гармоник разных фаз, с частотами кратными частоте колебаний напряжения в силовой линии. Первая гармоника, имеющая наибольшую мощность, равна 50 Гц. Хотя типичная форма сетевой помехи известна заранее, однако неизвестна ее фаза. Более того, эта помеха в общем случае не является точной синусоидой, что проявляется присутствием в ее спектре гармоник от основной частоты.

Причинами появления сетевой помехи являются плохой контакт электродов с кожей, неправильная организация места проведения исследований.

Мышечный тремор выглядит как хаотически колеблющаяся в достаточно широком диапазоне (30...200 Гц) изолиния. Причиной тремора является электрическая активность тканей, через которые проводится импульс (например, скелетные мышцы), сопротивление тканей, особенно кожи, а также сопротивление на входе усилителя.

Мышечные биопотенциалы образованы интерференцией множества случайных некогерентных потенциалов отдельных мышц и представляют собой случайную последовательность остроконечных импульсов с амплитудой 0,03–2 мВ [9]. Амплитудные и частотные параметры тремора зависят от физической нагрузки и места расположения электродов. Что касается спектральных и статистических характеристик этих помех, то обычно их близкими к Гауссовому шуму с неравномерным спектром, Clifford [11] считает их Гауссовым фликкер-шумом (мощность шума обратно пропорциональна частоте), а Pander [10] – нестационарным шумом, описываемым симметричным распределением с «тяжелыми» хвостами (из-за наличия импульсной составляющей). Видимо, последняя характеристика более соответствует действительности.

Тремор накладывается на ЭКС у пациентов с дрожательным параличом, хореей, тетанией, паркинсонизмом. Колебания, вызываемые мышечным тремором, достаточно трудно отличить от трепетания предсердий. Так как скелетные мышцы генерируют сигнал независимо от ЭКС, то тремор можно считать аддитивной помехой.

Дрейф изолинии представляет собой низкочастотные колебания с частотой менее 1 Гц. Среди наиболее существенных причин происхождения низкочастотного дрейфа ЭКС следует выделить:

- двигательную активность пациента, в частности дыхание и работу гуморальной системы человека;
- изменение электрических свойств взаимодействия между кожей пациента и электродом, обусловленных нарушением контактов и поляризацией кожи под электродом.

Особенность дрейфа изолинии в результате физиологических воздействий состоит в случайности ее поведения и наличии монотонности, часто охватывающих несколько десятков электрокардиоциклов.

Наибольшее влияние дрейф изолинии оказывает на анализ низкочастотных участков ЭКС, особенно ST-сегментов. Кроме того, непостоянство изолинии влияет на точность измерения амплитудных параметров зубцов, т.к. именно от изолинии ведется отсчет их амплитуды. Clifford [11] характеризует эту помеху «коричневым» шумом (мощность шума обратно пропорциональна квадрату частоты). Стабильность изолинии зависит от наличия достаточно высокого входного сопротивления усилительной системы и минимального кожного сопротивления.

Артефакты движения (Motion Artifacts) проявляются как одиночные или циклические волны с частотой от единиц до 30-40 Гц, которые вызваны движениями мышц пациента или небольшими изменениями положения электродов во время двигательной активности. Одиночные артефакты связаны со случайными механическими воздействиями на аппаратуру или электроды в месте контакта с кожей, кашлем, икотой, перистальтикой кишечника. Такие артефакты по спектру очень близки к спектру QRS комплексов похожи на желудочковые экстрасистолы. При высокой физической нагрузке артефакты движения могут так сильно исказить ЭКС, что они становятся непригодными даже для визуальной интерпретации.

Импульсные помехи – аддитивные помехи, которые отличны от нуля лишь на отдельных интервалах времени, разделенных значительно более длительными интервалами, свободными от помехи. Импульсная помеха является регулярной или случайной последовательностью мешающих импульсов. К источникам импульсных помех относят атмосферные разряды, промышленные установки, медицинские и бытовые электроприборы и т. д.

Высокочастотные шумы электродов и усилителей – случайный шум физической (чаще всего тепловой) природы. Различают «Джонсоновский шум», дробовой шум, фликкер-шум.

Необходимо отметить, что спектры всех описанных выше помех в значительной степени перекрывается со спектром ЭКС, что приводит к возникновению трудностей при их устранении [12].

По спектральным характеристикам (области частот, в которой лежит основная часть спектра помехи), все помехи разделяют на следующие виды:

- высокочастотные (ВЧ) помехи, к которым относятся сетевая помеха и мышечный тремор;
- низкочастотные (НЧ) помехи, к которым относятся дрейф изолинии и артефакт движения.

Кроме перечисленных, существуют и другие помехи (в основном ВЧ инструментальные и электрохирургические шумы, некоторые артефакты, полученные при регистрации и обработке ЭКС, аппаратные помехи, шум квантизации и алиазинг), однако их спектр сильно отличается от спектра ЭКС, вследствие чего устранение таких помех уже не представляет серьезных проблем.

Все вышеперечисленные помехи могут стать причиной погрешностей измерения параметров ЭКС и недостоверных обнаружений элементов сигнала, что, в конечном счете, может привести к неточным или ошибочным диагностическим заключениям. С одной стороны, возможна гипердиагностика (принятие системой артефактов за различные фиктивные патологии), с другой – гиподиагностика (пропуск патологий), вызванная маскирующим действием помех. Помехи при некоторых электрокардиографических исследованиях (особенно связанных с двигательной активностью пациентов) представляют серьезную проблему для автоматического анализа. Процент непригодных (из-за артефактов) к анализу результатов холтеровского мониторингирования составляет от 3,7 до 12,4% исследований [13]. Основные сложности в расшифровке результатов холтеровского мониторингирования, как правило, связаны с артефактами, имитирующими опасные нарушения ритма сердца [14]. В литературе появился даже термин «Артефактные псевдоаритмии». Псевдоаритмии могут серьезно повлиять на результаты исследования и в конечном итоге на постановку правильного диагноза и определение всей тактики ведения больного.

Еще одной серьезной проблемой может быть не устранённый или некачественно устраненный дрейф изолинии («инфарктно-подобная электрокардиограмма»), который может быть принят системой автоматического анализа за ложную депрессию или элевацию сегмента ST, и тем самым, привести к гипердиагностике повреждения миокарда

О влиянии искажений, полученных в результате неадекватной фильтрации, на диагностические свойства ЭКС неоднократно упоминал в своих статьях [15] эксперт по медицинским вопросам компании «Альтоника» Д.В. Дроздов («Альтоника» – один из ведущих производителей отечественной медицинской аппаратуры).

В таблице 1 приведены возможные результаты ошибочной автоматической диагностики при наличии в ЭКС помех различного вида.

Таблица 1 - Возможные результаты ошибочной автоматической диагностики при наличии в ЭКС помех различного вида

Вид помехи	Промежуточные результаты (к чему приводят и за что могут быть приняты соответствующие помехи)	Возможный результат ошибочной диагностики
1	2	3
Артефакты движений (икота, кашель, толчки и др.)	Желудочковые экстрасистолы, патологические QRS комплексы. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.
Мышечный тремор	Трепетания предсердий. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.

Продолжение таблицы 1

1	2	3
Дрейф изолинии	Смещение или искажение ST сегмента. Погрешности измерения АВП.	Повреждение миокарда. Перикардит. Миокардит. Ишемия миокарда. Гликозидная интоксикация. Нарушение реполяризации.
Сетевая помеха	Ошибки обнаружения QRS комплексов. Трепетания предсердий. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.
Одиночные импульсные помехи	Ошибки обнаружения QRS комплексов. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.

Одним из основных требований к алгоритму обработки ЭКС, помимо подавления помех, является максимально возможное сохранение параметров Q, R, S пиков и гладких экстремумов Р и Т зубцов. При нарушениях работы сердца в ЭКС возможно наличие расщеплений, мелких пиков, патологических зубцов и специфических деформаций QRS-комплекса и ST-сегмента, которые также важно сохранить при обработке. Поэтому выбор алгоритма фильтрации ЭКГ по динамическим свойствам необходимо осуществлять, исходя из цели максимального сохранения сигналов вида пиков, перепадов, изломов, гладких экстремумов, а по статистическим характеристикам – обеспечения эффективного подавления флуктуаций, обусловленных аддитивными и мультипликативными помехами.

Поэтому важно использовать фильтры, которые не только эффективно подавляют помехи, но и не искажают сигнал.

Таким образом, для корректной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний и заболеваний сердца необходимо устранять помехи с обязательным оцениванием качества их устранения.

Большое разнообразие электрокардиографических помех, их негативное влияние на полезный сигнал и результат автоматической интерпретации требуют более подробного рассмотрения и анализа методов и алгоритмов подавления помех в ЭКС.

2 Помехоустойчивая обработка и устранение проблем

2.1 Проблемы помехоустойчивой обработки ЭКС в условиях двигательной активности

Обработку и выявление диагностических признаков в ЭКС затрудняют помехи, которые искажают полезный сигнал и затрудняют процесс.

На сегодняшний день существуют различные определения, схожие между собой. К примеру, в технической сфере помехи – это физические явления, препятствующие нормальной работе технических средств: радио, средств связи и т.д.

В рамках нашего исследования помехи определяются как: сигналы внешнего или внутреннего характера, не являющиеся биопотенциалами и влияющие на информативные параметры полезного сигнала, искажающие результаты их измерения и, в конечном счете, приводящие к снижению достоверности диагностических заключений. [17]

Таким образом наличие помех приводит к изучению проблем помехоустойчивой обработки ЭКС, которые представлены четырьмя видами:

- априорная неопределенность сигнально-помеховой обстановки;
- сложная частотно-временная структура ЭКС;
- негауссовость и пересечение спектров полезного сигнала и помех;
- необходимость сохранения формы полезного сигнала.

Выделенные проблемы в определенной мере характерны для всех технических средств электрокардиографии, но для систем ЭКС-диагностики, работающих в условиях свободной активности пациентов, эти проблемы имеют ключевое значение. От их решения зависит помехоустойчивость системы и, следовательно, достоверность автоматических заключений.

Для решения каждой представленной проблемы существуют определенные методы.

Проблема 1. Априорная неопределенность сигнально-помеховой обстановки. Для её решения целесообразно сформировать оценку помехи в отсутствии полезного сигнала. При этом постулируется следующее. [17]

1. Сегментацию ЭКС возможно провести при значительном уровне помех, при этом можно обойтись без априорной информации о плотности распределения вероятностей (ПРВ) и дисперсии помех.

2. Все регистрируемые сигналы на *TP* сегменте ЭКС являются помехами. Выделение *TP* сегмента ЭКС позволяет оценить помеху не только для этого участка, но и для всего кардиоцикла ЭКС. Это связано с тем обстоятельством, что кардинальное изменение свойств и характеристик помехи в течение одного кардиоцикла маловероятно, поэтому в рамках одного кардиоцикла с высокой достоверностью помеху можно считать стационарной, а выделенный участок изолинии – реальной помеховой составляющей всего кардиоцикла ЭКС.

Эти постулаты позволяют выбрать метод решения проблемы – формирование оценки помехи на неинформативном участке ЭКС.

Проблема 2. Сложная частотно-временная структура ЭКС. Для устранения этой проблемы постулируется следующее: «адаптивное частотно-временное представление ЭКС повышает эффективность обработки». Методы решения проблемы – ПГХ и адаптивная агрегация фильтров. [18]

Проблема 3. Негауссовость и пересечение спектров полезного сигнала и помех. Для решений данной проблемы необходимо «применение нелинейных процедур при обработке ЭКС повышает эффективность подавления помех», что реализуется в рамках преобразования Гильберта-Хуана и адаптивной агрегации фильтров. Данный метод устранения проблемы применим и к четвертой проблеме «необходимость сохранения формы полезного сигнала».

Таким образом можно выделить три основных метода решения проблем помехоустойчивой обработки ЭКС:

- формирование оценки помехи в отсутствии полезного сигнала,
- применение адаптивного разложения по локально сосредоточенным базисам,
- адаптивная агрегация фильтров.

Таблица 2 – Проблемы обработки ЭКС и методы их устранения

	Проблемы при обработке ЭКС	Гипотезы (положения концепции)	Предлагаемые методы решения
1	Априорная неопределенность СПО	На ТР– помехи всего КЦ. Принципиальная возможность сегментации ЭКС при высоком уровне помех	Формирование оценки помехи в отсутствии полезного сигнала
2	Сложная частотно-временная структура ЭКС	Адаптивное частотно-временное представление ЭКС. Локально-адаптивная фильтрация	Преобразование Гильберта-Хуана Адаптивная агрегация фильтров
3	Негауссовость и пересечение спектров полезного сигнала и помех	Локально-адаптивная фильтрация Нелинейные процедуры	
4	Необходимость сохранения формы полезного сигнала	Нелинейные процедуры	

Многие исследования показывают, что каждый из методов способен устранить все проблемы помехоустойчивой обработки ЭКС, однако, наиболее эффективным методом будет являться: объединение методов и их комплексное применения, что позволит за счет синергетического эффекта повысить их эффективность в подавлении помех при обработке ЭКС.

2.2 Концепция помехоустойчивой обработки ЭКС в условиях двигательной активности

Представленные методы за счет их объединения имеют синергетический эффект, что улучшает их эффективность в устранении проблем и отражается в концепции.

На основании таблицы 2 можно выделить три уровня концепции: проблемы обработки ЭКС; положения концепции (гипотезы) помехоустойчивой обработки ЭКС; методы помехоустойчивой обработки ЭКС.

Предложенная концепция является основой для разработки концептуального подхода к обработке ЭКС в условиях двигательной активности и методики оценки эффективности алгоритмов помехоустойчивой обработки ЭКС. На рисунок 5 представлена визуализация концепции помехоустойчивой обработки ЭКС в условиях двигательной активности. [19]

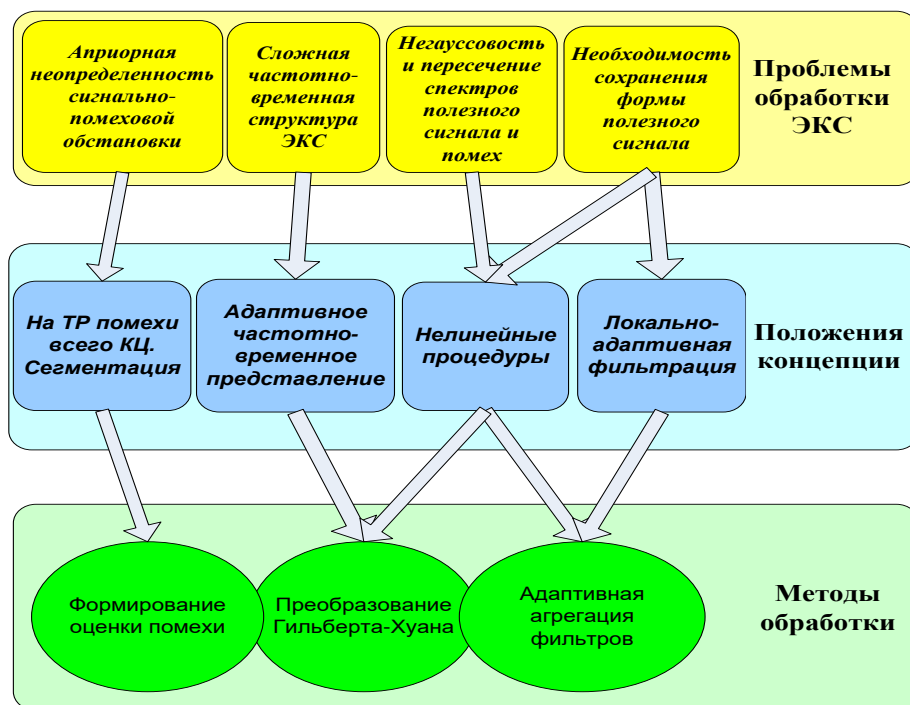


Рисунок 5 – Концепция помехоустойчивой обработки ЭКС в условиях двигательной активности

На основе концепции разработан концептуальный подход к помехоустойчивой обработке на основе преобразования Гильберта-Хуана (ПГХ), построения и анализа поверхности энергетической плотности (ПЭП), вычитания из ПЭП помехи, сегментации, формирования оценки помехи, адаптивной агрегации фильтров. Графическая иллюстрация концептуального подхода к помехоустойчивой обработке ЭКС показана на рисунке 6.

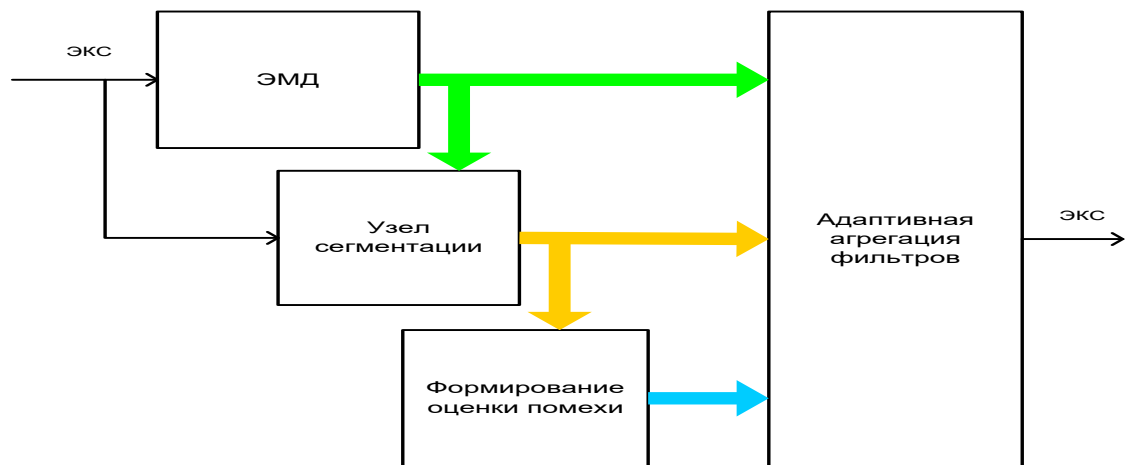


Рисунок 6 - Концептуальный подход к помехоустойчивой обработке на основе ПГХ, формированию оценки помехи и адаптивной агрегации фильтров

Для выявления диагностических признаков проводится сегментация либо входного ЭКС, либо эмпирических мод (ЭМ), полученных в результате эмпирической модовой декомпозиции (ЭМД). При этом в зависимости от сложности ЭКС, интенсивности помех и СПО решение принимается в самом узле сегментации.

Информация с узла сегментации позволяет подобрать эффективные фильтры для различных участков ЭКС, кроме того, сегментация ЭКС позволяет сформировать оценку помехи при отсутствии полезного сигнала, которая используется для выбора фильтров и их параметров в узле адаптивной агрегации фильтров (ААФ).

2.3 Преобразование Гильберта-Хуана

Преобразование Гильберта – Хуанга – это методы, который был предложен в 1995 году Норденом Хуангом, когда он работал в Nasa, и изучал там поверхностные волны тайфунов. В 1998 г. был проведен анализ метода вместе с соавторами на временные ряды. Первоначально методы назывался англ. «EMD-HSA» - метод эмпирической модовой декомпозиции нелинейных и нестационарных процессов в последующим Гильбертовым спектральным анализом.

Метод ПГХ выполняется в два шага. Первый шаг – это разложение сигнала на эмпирические моды, второй шаг – это применение преобразования Гильберта к разложенным ЭМ.

В основу первого шага лёг алгоритм построения гладких огибающих по максимумам и минимумам последовательности, а то есть разложение и дальнейшее вычитание среднего этих огибающих из исходной последовательности. Для этого производится поиск максимумов и минимумов

и строятся сплайны, проходящие через эти точки. Эти сплайны и образуют верхнюю и нижнюю огибающие.

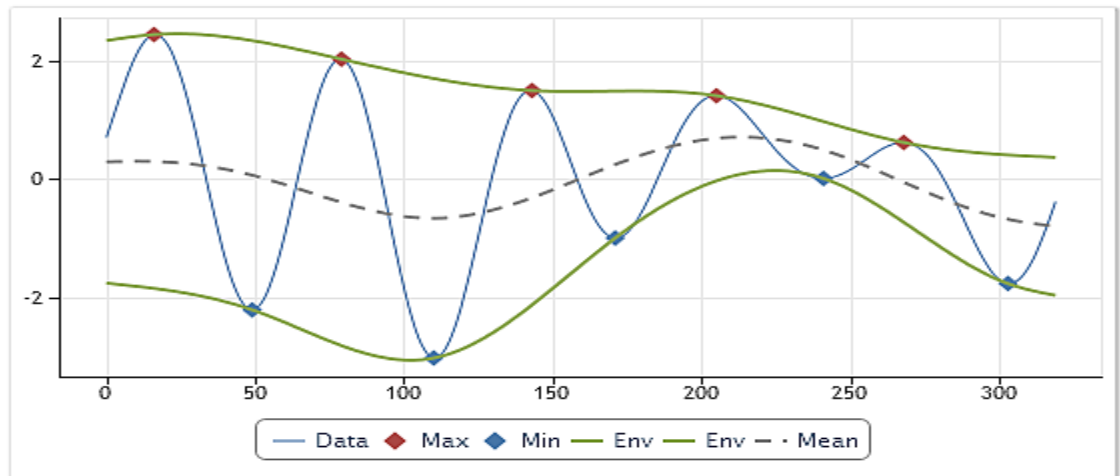


Рисунок 7 - Построение огибающих и средней линии

Анализируемая последовательность представлена на рисунке 7 тонкой синей линией. Максимумы и минимумы этой последовательности отмечены красным и синим цветом соответственно. Огибающие показаны зеленым цветом.

По двум огибающим вычисляется среднее значение. Это среднее показано на рисунке 7 штриховой линией. Найденное таким образом среднее значение, далее вычитается из исходной последовательности.

В результате перечисленных шагов в первом приближении находится искомая эмпирическая функция. Для полноценного выделения IMF необходимо вновь найти максимумы и минимумы у этой оценки IMF, и повторить изложенные ранее действия. Этот повторяющийся процесс называется просеиванием (sifting). Процесс просеивания продолжается до тех пор, пока не будет достигнут заданный критерий его останова. Выбор критериев останова просеивания является одним из ключевых моментов, влияющих на результат декомпозиции в целом.

Если процесс просеивания удачно завершен, то в результате мы получаем первую найденную эмпирическую функцию. Далее, для того чтобы найти следующую IMF, необходимо из исходного сигнала вычесть уже найденную IMF и снова повторить описанную процедуру. Так продолжается до тех пор, пока не будут найдены все IMF. Поиск очередной IMF обычно прекращается тогда, когда остаток имеет, например, не более двух экстремальных точек.

Как видим, описанная процедура эмпирической модовой декомпозиции базируется не на строгих математических выкладках, а полностью оправдывая свое название, действительно является эмпирической. Несмотря на простоту и ясность предложенного Хуангом описанного выше алгоритма, он содержит ряд моментов, которые можно отнести к его недостаткам.

3 Макет регистрации ЭКС

3.1 Необходимые элементы для создания макета

Для технической реализации макета была использована микропроцессорная платформа Ардуино, датчик для регистрации ЭКГ, электроды и макетная плата.

3.1.1 Платформа Arduino UNO и приложение Arduino IDE

Данная платформа базируется на микроконтроллере ATmega328. Здесь присутствует 20 цифровых разъемов ввода и вывода, USB подключение, порт Power jack, кварцевый генератор 16 МГц, внутрисхемное программирование ICSP и кнопки интерфейса. В качестве питания Arduino использует USB подключение к персональному компьютеру, либо с помощью блока питания и батареи.

На рисунке 8 представлена Плата Arduino Uno, которая необходима создания макета регистрации ЭКС.

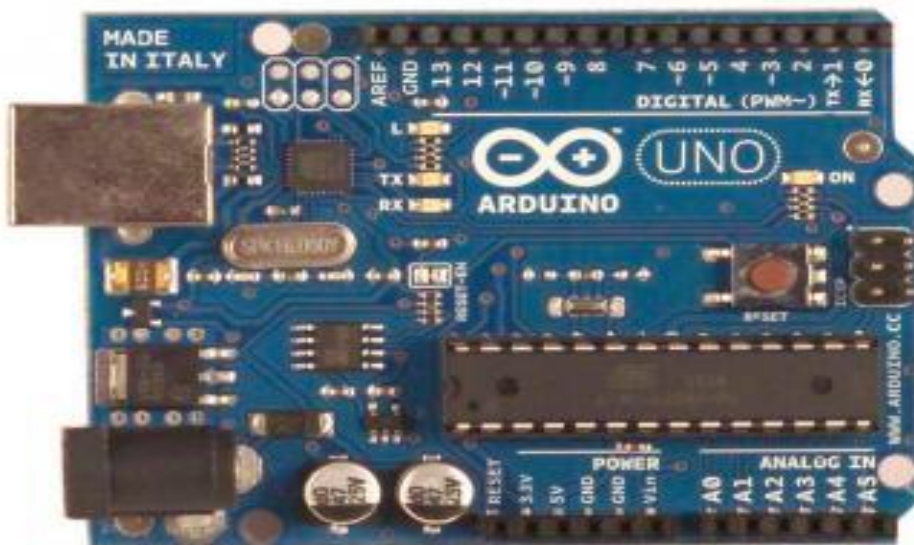


Рисунок 8 – Плата Arduino Uno

В таблице 3 представлены основные характеристики Arduino Uno, которые включают в себя следующие показатели: величина рабочего напряжения, диапазон рекомендуемого входного напряжения, диапазон входного напряжения, число цифровых разъемов ввода и вывода, число аналоговых

входов, постоянный ток через вход/выход, постоянный ток для вывода 3,3В, Flash – память, RAM, EEPROM, тактовая частота работы. [22]\

Таблица 3 – Характеристики Arduino Uno

Микроконтроллер	Atmega328
Величина рабочего напряжения	5 В
Диапазон рекомендуемого входного напряжения	7 – 12 В
Диапазон входного напряжения	6 – 20 В
Число цифровых разъемов ввода и вывода	14
Число аналоговых входов	6
Постоянный ток через вход/выход	40 мА
Постоянный ток для вывода 3,3В	50 мА
Flash – память	32Кб , из которых 0,5 Кб используются для загрузчика
RAM	2 Кб (Ф)
EEPROM	1 Кб
Тактовая частота работы	16 МГц

В качестве среды разработки компания разработала специальное приложение Arduino IDE (Integrated Development Environment). Данное программное обеспечение предназначена для программирования, тестирования платы Arduino. Особенности Arduino IDE являются простота использования, широкий функционал и легкое освоение. Для добавления дополнительной функциональности предусмотрено подключение специальных библиотек, что позволяет интегрировать Arduino во множество сфер. Язык программирования плат Arduino базируется на популярном языке C/C++, который объединен с библиотекой AVR Libc и использовать все ее функции. [22]

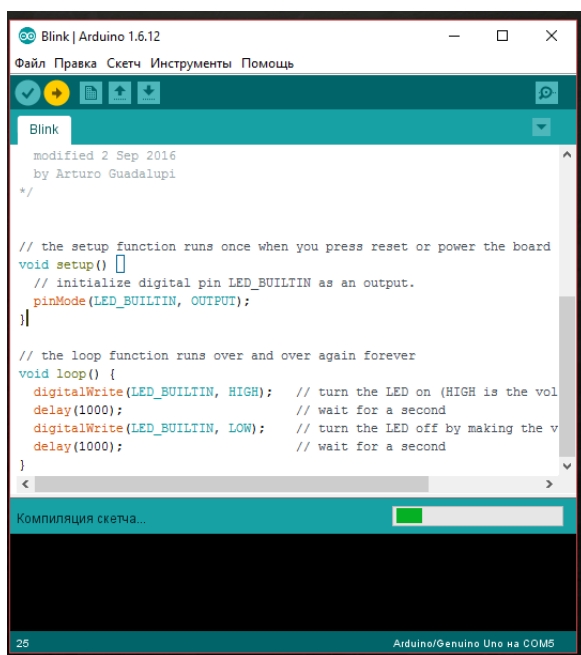


Рисунок 9 - Интерфейс Arduino IDE

3.1.2 Модуль ЭКГ с микросхемой AD8232

Принцип работы основан на самом распространенном методе снятия ЭКГ - по стандартным двухполюсным отведениям, предложенным в 1913 г. Эйнтховеном, фиксирующим разность потенциалов между двумя точками электрического поля, удалёнными от сердца и расположенными во фронтальной плоскости (электроды на конечностях). Модуль с микросхемой AD8232 обеспечивает доступ к девяти выводам AD8232. Контакты SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND обеспечивают необходимые линии для работы с микросхемой с помощью Arduino или другой платы разработки. На этой плате также предусмотрены линии RA (правая рука), LA (левая рука) и RL (правая нога) для крепления и использования ваших собственных датчиков.

Кроме того, есть светодиодный индикатор, который будет отображать ритм пульса. Рабочее напряжение модуля составляет 3.3 В. Для подключения биомедицинской сенсорной площадки можно использовать 3,5-миллиметровый разъем или задействовать 3-контактный разъем. [23]

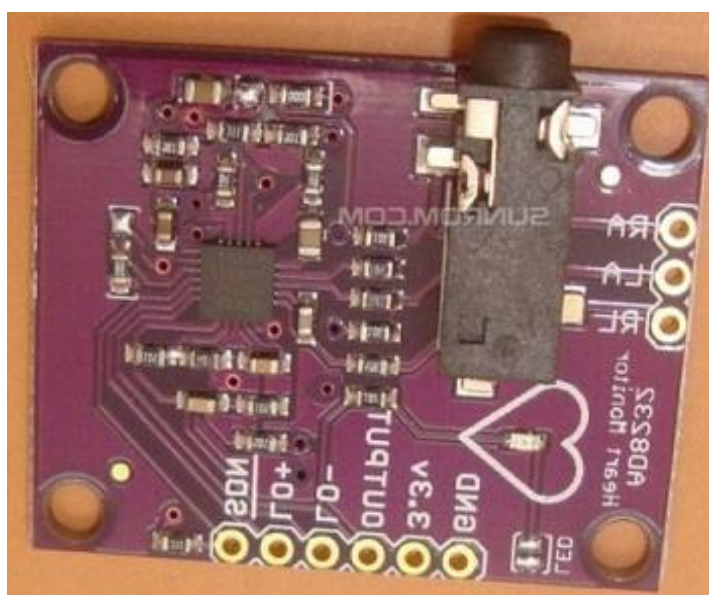


Рисунок 10 - Интерфейс Arduino IDE

Датчик ЭКГ с электродами прикрепляется непосредственно к телу, чтобы обнаруживать сердечный ритм. Электроды датчика ЭКГ преобразуют удары сердца в электрический сигнал. Датчики ЭКГ очень легкие, тонкие и точно измеряют непрерывный сердечный ритм и дают данные о нем.

3.2 Схема подключение макета

Датчик ЭКГ подключается и Arduino Uno подключаются к макетной плате, как показано на рисунке 11.

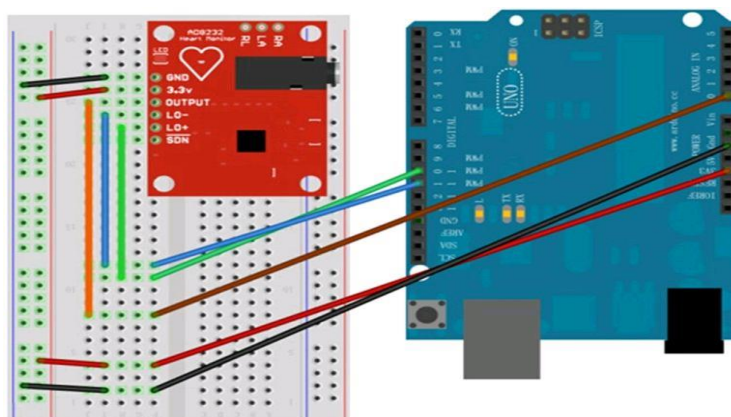


Рисунок 11 – Схема подключения AD8232 к ардуино

В таблице 4 представлено подробное описание схемы подключения AD8232 к ардуино, которая в целом зависит от правильного подключения соответствующие портов друг к другу.

Таблица 4 - Подключение AD8232 к Arduino Uno по входам

Обозначение на печатной плате «Модуля ЭКГ»	Назначение вывода	Подсоединение к Arduino UNO
1	2	3
GND	Общий	GND
3.3 v	Напряжение питания 3.3 В	3.3 v
OUTPUT	Выходной сигнал	A0
LO-	Leads-off Detect -	11
LO+	Leads-off Detect +	10
SDN	Выключение	Не используется

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На сегодняшний день диагностика сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) имеет особую значимость в исследованиях различных авторов, что связано не только со общемировой статистикой смертности по данной причине, но и с научными исследованиями физиологии организма человека и животных.

Целью данной работы являлось изучение основных характеристик ЭКС и процессом его диагностики с целью подавления помех, что позволило бы получать отфильтрованный ЭКС для назначения эффективного лечения и для дальнейших научных изучений.

Цель была достигнута за счет выполнения следующих задач:

1) Был рассмотрен ЭКС, который представляет собой нестационарные сложно структурированные сигналы с циклически повторяющимися информативными участками, в виде разнополярных импульсов. Именно по признакам, сосредоточенным на локальных информативных участках ЭКС в электрокардиографии оценивается состояние сердца. Сам же процесс регистрации ЭКС производится различными приборами, имеющимися в организациях. На сегодняшний день в мировой практике основное внимание уделяется приборам с дистанционным использованием и портативного характера, что позволяет иметь доступ к полученным данным с различных устройств и в разное время, а также способствует диагностики в процессе двигательной активности исследуемого. Однако, даже самое эффективное устройство не исключает наличие помех в ходе регистрации ЭКС, что выделяет такие виды помех, как: сетевая помеха, мышечный тремор, дрейф изолинии, артефакты движения, импульсные помехи и высокочастотные шумы электродов и усилителей.

2) Были изучены основные проблемы помехоустойчивой обработки и методы их подавления, которые заключаются в формировании оценки помехи в отсутствии полезного сигнала, а также преобразование Гильберта-Хуана и адаптивной агрегация фильтров.

3) Были изучены элементы макета регистрации ЭКС, такие как: микропроцессная платформа Ардуино, датчик для регистрации ЭКГ, электроды и макетная плата.

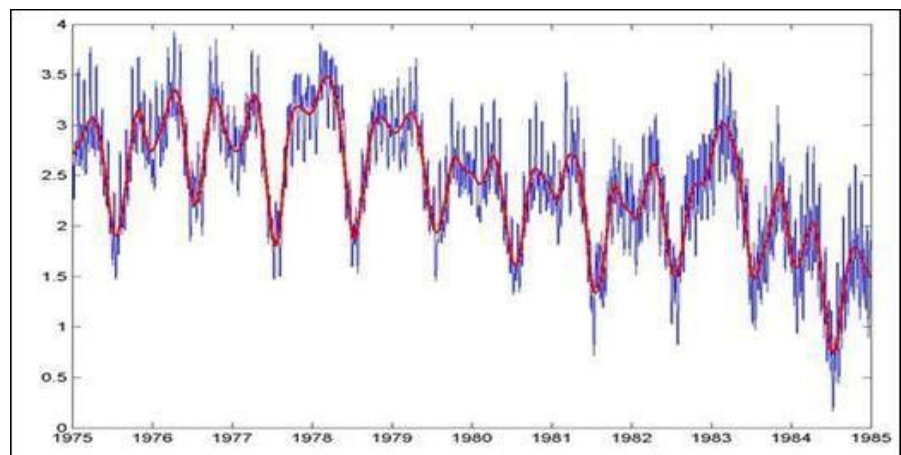
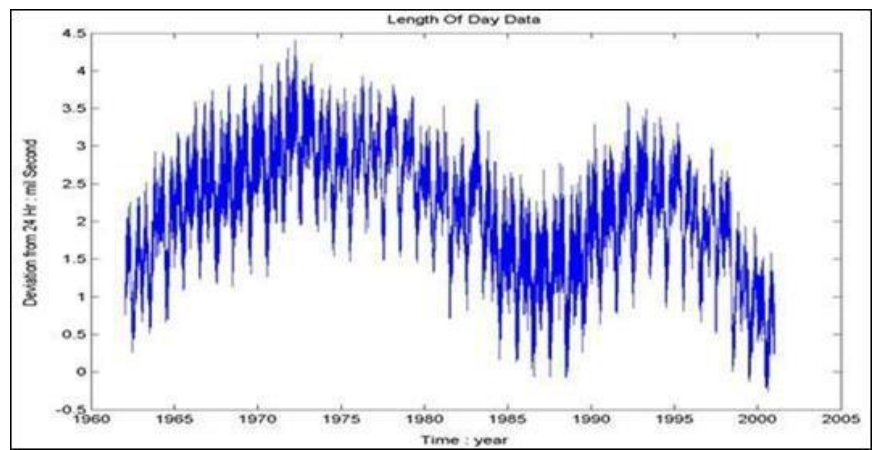
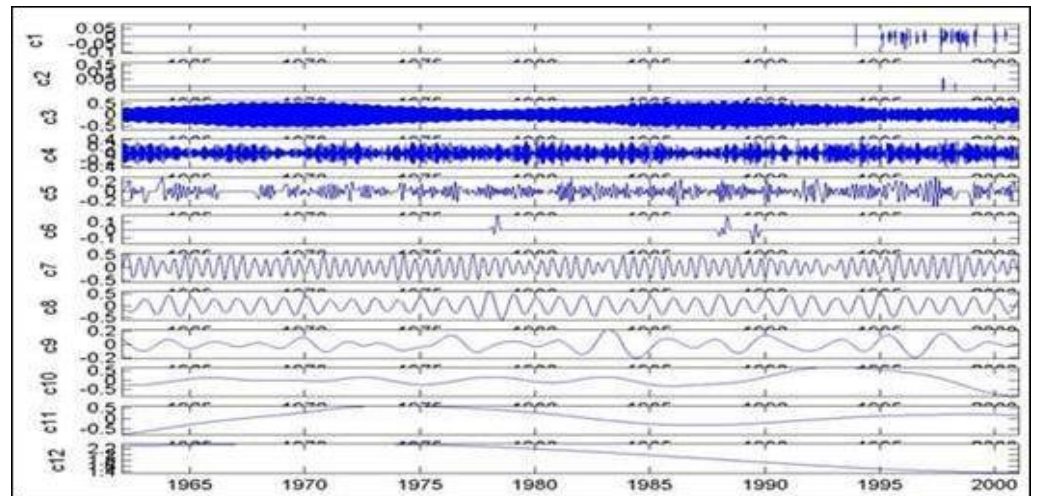
Таким образом, исследование показало, что эффективность использования методов подавления помех в ходе регистрации ЭКС заключается в модификации приборов регистрации ЭКС, а также в комплексном использовании методов устранения проблем помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов, что позволит эффективно проводить диагностики и продолжать научные исследования изучения физиологии организмов человека и животного.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. 10 ведущих причин смерти в мире // Всемирная организация здравоохранения // <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>. Дата посещения 10.04.19.
2. Мусапирова А. // От чего умирают казахстанцы? // <https://kursiv.kz/news/tendencii-i-issledovaniya/2018-11/ot-chego-umirayut-kazakhstancy>. Дата посещения 10.04.19.
3. Кипенский А.В., Шамардина В.Н., Дейнеко Д.М. Электрокардиография: Учебно-методическое пособие. – Харьков, НТУ «ХПИ», 2002. – 52 с.
4. Меньшикова И.Г. Основы клинической электрокардиографии: Учебное пособие. – Благовещенск, 2010. – 112 с.
5. Поли-Спектр-Радио-1 система регистрации и передачи физиологических сигналов по радиоканалу // Официальный сайт компании Нейрософт // <https://neurosoft.com/ru/catalog/view/id/214>. Дата посещения 10.04.19.
6. Комплекс для телеметрической регистрации ЭКГ «Астрокард® - Телеметрия» 3G // Официальный сайт АО «Медитек» // <https://www.astrocard-meditek.ru/index.php>. Дата посещения 10.04.19
7. Мурашко, В.В. Электрокардиография: учебн. пособие. / В.В. Мурашко, А.В. Струтынский – 5-е издание. – М.: МЕДпресс-информ, 2001.
8. Зудбинов Ю. И. Азбука ЭКГ. Изд. 3-е. Ростов-на-Дону: из-во «Феникс», 2003. – 160 с.
9. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007.
10. Барановский А. Л., Калиниченко А. И. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. – М.: Радио и связь, 1993. 112 с.
11. Pander T. Impulsive Noise Filtering In Biomedical Signals With Application of New Myriad Filter // Analysis of Biomedical Signals and Images: Proc. of the Int.Conf. – 2010. – V. 20. P. 94 -101.
12. Clifford G. D., Azuaje F, McSharr P. E. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Artech House, Inc. 2006.
13. Кривоногов, Л.Ю., Дадонов, А.А., Клебнева, А.Е. Адаптивный алгоритм подавления помех в электрокардосигналах // Научные технологии и интеллектуальные системы в нанотехнологиях: сборник материалов Всероссийской молодежной конференции. – Саратов: ООО «Издательство Научная книга», 2012. – С. 35-39.
14. Зайченко, К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие / Под ред. К.В. Зайченко. СПбГУАП. СПб. 2001. 140 с.
15. Хуанг Т.С., Эклунд Дж-О., Нуссбаумер Г.Дж., Зохар Ш. и др. Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображений. Под. ред. Т.С.Хуанга. Пер. с англ. – М.: Радио и связь, 1984. 224 с.

16. Неймарк, Ю.И. Распознавание образов и медицинская диагностика. – М.: Наука, 1972.
17. Бодин, О.Н. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики: монография. / О.Н. Бодин, Е.А. Ломтев, Л.Ю. Кривоногов, К.А. Ожикенов – Алматы: LEM, 2016. 216 с.
18. Aiman K. Ozhikenova, Kuralbay K. Kurakbayev, Vladimir Z. Kucherenko, and Kassymbek A. Ozhikenov The Effectiveness of Using Hospital-Replacing Technologies in Health-Care System Throught the Example of a Big Town.
19. Ozhikenova A.K., Kurakbayev K.K., Ozhikenov K.A. Evaluation of economic efficiency and organization of medical aid to rural population in Kazakhstan. The European Journal of Public Health 2015 Impact Factor: 2.751. 2016 Journal Citation Reports® (Thomson Reuters, 2016).
20. Ожикенов К.А., Михайлов П.Г. Технические измерения в технологии и производстве радиоэлектронной аппаратуры и измерительных систем. Учебное пособие. Алматы: ТОО «Издательство LEM», 2016. -134 с.
21. Ожикенов К.А., Бодин О.Н. и др. Патент на изобретение Российской Федерации № 2644303 от 08.02.2018 на «Способ оказания экстренной кардиологической помощи».
22. Российское сообщество // <https://arduinomaster.ru/platy-arduino/plataarduino-uno>. Дата посещения 29.04.19.
23. Iarduino, каталог // <http://cxem.net/medic/medic38.php>. Дата посещения 29.04.19.

ПРИЛОЖЕНИЕ А



ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Код состоит из 2 частей, это – скетч Arduino для приема данных с датчика и код на языке Processing для отображения полученных данных на экране монитора компьютера.

```
1) void setup() {  
  pinMode(10, INPUT);  
  pinMode(11, INPUT);  
  void loop() {  
    Serial.begin(9600);  
    if((digitalRead(10)==1)|| (digitalRead(11)==1)){  
      Serial.println("Gagal"); } else {  
        Serial.println(analogRead(A1)); }  
    delay(100);  
    Serial.end();  
    delay(100); }  
2) import processing.serial.*;  
  Serial myPort;  
  int xPos = 1;  
  float height_old = 0;  
  float height_new = 0;  
  float inByte = 0;  
  void setup () { size(1000, 400);  
    println(Serial.list());  
    myPort = new Serial(this, Serial.list()[2], 9600);  
    myPort.bufferUntil('\n');  
    background(0xff); }  
  void draw () {}  
  void serialEvent (Serial myPort) {  
    String inString = myPort.readStringUntil('\n');  
    if (inString != null) {  
      inString = trim(inString);  
      if (inString.equals("!")) {  
        stroke(0, 0, 0xff);  
        inByte = 512; } else {  
          stroke(0xff, 0, 0);  
          inByte = float(inString); }  
      inByte = map(inByte, 0, 1023, 0, height);  
      height_new = height - inByte;  
      line(xPos - 1, height_old, xPos, height_new);  
      height_old = height_new;  
      if (xPos >= width) { xPos = 0;  
        background(0xff); } else {  
          xPos++; } } }
```