

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТОМСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ».

На правах рукописи

Куцов Михаил Сергеевич

Программно-аппаратный комплекс для контроля процедуры сердечно-
легочной реанимации человека

Специальность 05.11.17 Приборы, системы и изделия медицинского назначения
Диссертация на соискание ученой степени кандидата
технических наук

Научный руководитель д-р тех. наук,
профессор В. И. Сырямкин

Томск 2016

Оглавление

ВВЕДЕНИЕ	3
1. Обзор методов получения и анализа данных о состоянии сердечно-сосудистой системы человека	12
1.1. Обзор современного состояния проблемы исследований.....	12
1.2. Математические методы обработки и анализа акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека.	19
1.2.1. Методы выделения полезной составляющей сигнала	20
1.2.2. Методы анализа акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека	25
1.3. Постановка задачи	38
2. Разработка программно-аппаратного комплекса для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека.....	41
2.1. Введение. Постановка задач Главы 2.....	41
2.2. Разработка общего алгоритма работы экспериментального образца Устройства.....	43
2.3. Разработка алгоритмов предварительной обработки акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека	49
2.4. Разработка алгоритмов определения шумов кровотока.	53
2.4.1. Алгоритм поиска участков с определенной степенью вклада в спектр выделенной полосы частот.....	59
2.4.2. Алгоритм поиска участков с определенным диапазоном скорости изменения амплитуды сигнала.....	61
2.4.3. Алгоритм поиска участков в сигнале, соответствующих заданным фрагментам	63
2.4.4. Алгоритм определения состояния.....	65
2.5. Разработка алгоритмов определения частоты сердцебиения.	66
2.6. Заключение	84
3. Экспериментальные исследования программного-аппаратного комплекса оценки частоты сердечных сокращений на основе анализа акустических данных	85
3.1. Введение.	85
3.2. Экспериментальные исследования алгоритмов предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека	86
3.3. Экспериментальные исследования алгоритмов определения наличия шумов кровотока	90
3.4. Экспериментальные исследования алгоритмов определения частоты сердечных сокращений.....	96
3.5. Экспериментальные исследования совместной работоспособности алгоритмов в составе Устройства.	104
3.6. Заключение	107
Заключение	109
Список литературы.....	111
Приложение А. Акты внедрения результатов диссертационной работы.....	124

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы.

Одной из основных стратегических задач системы здравоохранения Российской Федерации является снижение смертности населения, в том числе в ходе проведения реанимационных мероприятий. [1, 2] При этом процент граждан, обладающих навыками оказания квалифицированной доврачебной (первой) помощи, в том числе реанимационных мероприятий, ничтожно мал. Для примера – в течение 2014 года на территории Томской области правилам оказания первой помощи обучено всего 278 человека (при населении 1070128 человек) [3]. Повысить качество проведения сердечно-легочной реанимации (далее - СЛР) людьми, не обладающими достаточными навыками проведения реанимационных мероприятий, можно за счет создания технических средств, которые позволят проводить оценку качества проведения непрямого массажа сердца (далее - НМС) и искусственной вентиляции легких, а так же координировать действия реаниматора [4,5, 6].

На сегодняшний день существует несколько моделей устройств иностранного и отечественного производства, которые оценивают правильность проводимых реанимационных мероприятий лишь по косвенным признакам – по степени компрессии грудной клетки или по силе нажатия на нее, что не является достоверными данными о качестве проведения НМС. Также известными устройствами не проводится оценка состояния пациента во время проведения СЛР и не контролируется возникновение собственного сердцебиения [7-14]. Это является важным аспектом, так как продолжение НМС после появления самостоятельной сердечной деятельности может привести к возникновению травм сердца и развитию функциональных нарушений сердечной деятельности.

Достоверно оценить качество проведения НМС можно путем определения наличия динамики кровотока в сонных артериях пациента, поскольку ее наличие говорит о том, что выполнение непрямого массажа обеспечивает достаточную компрессию камер сердца для выброса из них крови и поддержания жизнеспособности мозга [15-31].

Временной промежуток между наступлением клинической смерти и началом реанимационных мероприятий является одним из наиболее важных факторов, влияющих на выживаемость. В связи с этим чрезвычайно важным параметром технических средств контроля проведения реанимационных мероприятий является оперативность процедуры запуска, включающей расположение датчиков на теле пациента. Простота расположения датчиков является особенно важным при проведении реанимационных мероприятий людьми, не обладающими специальными медицинскими навыками.

Исходя из необходимости оперативного расположения датчиков на теле пациента, наиболее подходящим методом регистрации данных о состоянии кровотока является метод анализа акустических данных. Применение этого метода позволяет избежать использования сложных схем расположения датчиков, а так же токопроводящих и электропроводящих гелей, необходимых для работы методов на основе электрокардиографии и ультразвуковых методах исследования. Также важной отличительной особенностью акустического метода является возможность оценивать наличие шумов кровотока, возникающие в результате проведения НМС. Кроме этого, использование акустического метода позволяет избежать влияния электрических помех различной природы.

Крупный вклад в развитие принципов обработки и анализа акустических данных о состоянии сердечно-сосудистой системы человека был внесен В.В. Головкиным, М.А. Щербаковым, Н.М. Астафьевой, Д. Баласубраманиам, Д. Недумаран, Г. Амит. Работы этих ученых охватывают теоретические и практические аспекты акустических методов исследования сердечно-сосудистой системы человека, часть которых была использована в процессе создания программно-аппаратного комплекса для контроля проведения процедуры сердечно-легочной реанимации, разрабатываемого в рамках исследований, проведенных автором диссертационной работы.

Целью работы является повышение качества проведения сердечно-легочной реанимации путем разработки программно-аппаратного комплекса для контроля

сердечно-легочной реанимации человека, обеспечивающего контроль проведения непрямого массажа сердца.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Разработать концепцию программно-аппаратного комплекса для контроля сердечно-легочной реанимации человека.
2. Разработать алгоритмы предварительной обработки изображений.
3. Разработать алгоритмы определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий.
4. Разработать алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении НМС.
5. Реализовать разработанные алгоритмы в виде программно-алгоритмического комплекса и провести экспериментальные исследования для оценки их работоспособности.

Методы исследования. В качестве основных методов исследования в работе использованы методы цифрового моделирования работы программного обеспечения для апробации созданных алгоритмов и имитационного моделирования для проведения экспериментальных исследований.

Основные научные положения, выносимые на защиту:

1. Концепция программно-аппаратного комплекса для контроля сердечно-легочной реанимации человека, обеспечивающего решение задач регистрации и анализа акустических данных с целью оценки правильности проведения НМС сердца и состояния пациента при проведении процедуры сердечно-легочной реанимации.
2. Алгоритмы определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий, основанные на поиске характеристических фрагментов в сигнале и обеспечивающие обнаружение кровотока, возникающего как в ходе проведения НМС, так и в результате собственной сердечной деятельности реанимируемого.
3. Алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении НМС и собственных сердечных сокращений пациента, основанные на вычислении и

анализе энергии Шеннона и позволяющие определять частоту компрессионных движений при проведении НМС.

Научная новизна работы:

1. Предложена концепция программно-аппаратного комплекса для контроля сердечно-легочной реанимации человека, отличающегося от известных технических решений тем, что позволяет осуществлять контроль и корректировку проведения реанимационных мероприятий, а также оценку состояния пациента.

2. Разработаны алгоритмы анализа акустических данных, отличающийся от уже существующих тем, что позволяет определить факт наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий независимо от их частотных характеристик, а также обеспечить поиск самостоятельных сердечных сокращений пациента.

3. Разработаны алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении сердечно-легочной реанимации пациента, отличающиеся от уже существующих тем, что позволяет осуществить поиск и подсчет моментов, соответствующих моментам прохождения крови по сонным артериям при проведении НМС и собственной сердечной деятельности пациента.

Практическую ценность работы составляют:

1. Принципы построения программно-аппаратного комплекса, обеспечивающего контроль и корректировку действий при проведении процедуры сердечно-легочной реанимации на основании акустических данных, полученных с поверхности тела пациента над местами бифуркаций его сонных артерий.

2. Специализированное программное обеспечение, позволяющее обеспечить оценку корректности проведения НМС на основании результатов анализа акустических данных, характеризующих шумы кровотока в местах бифуркаций сонных артерий пациента.

Реализация выводов и рекомендаций работы.

Диссертация является обобщением результатов, полученных в Национальном исследовательском Томском государственном университете (далее – НИ ТГУ) и ООО «Диагностика +» в течение 2014-2016 годов, при участии

автора в процессе выполнения научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ, осуществляемых при поддержке Министерства образования РФ. Результаты внедрения диссертационной работы отражены в актах внедрения, представленных в приложении А к настоящей диссертации. Результаты работы использованы НИ ТГУ и ООО «Диагностика +» (г. Томск) при разработке и выпуске алгоритмического, аппаратного и программного обеспечения. В эти организации переданы научно-техническая документация, пакеты программного обеспечения. Результаты исследований использованы в учебном процессе НИ ТГУ (Приложение А). Также разработанные алгоритмы использованы в работе, выполняемой в рамках Соглашения о предоставлении субсидии от «28» ноября 2014 г. № 14.578.21.0078 (уникальный идентификатор RFMEFI57814X0078) по теме «Устройство для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека» ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2014-2020 годы», что подтверждается соответствующими актами внедрения (приложение А).

Достоверность полученных в работе выводов и рекомендаций подтверждается теоретическим анализом предложенных гипотез и использованных допущений, результатами экспериментальных исследований.

Апробация работы.

Основные положения работы и отдельные главы диссертации докладывались, обсуждались, а также представлялись на следующих конференциях и выставках:

1. Научная конференция «Медицинская кибернетика и междисциплинарная подготовка специалистов для медицины» (г. Томск, 2014);
2. 5-я Международная научная конференция «Новые оперативные технологии» (г. Томск, 2015);

3. XII международная научно-техническая конференция «Опτικο-электронные приборы и устройства в системах распознавания образов, обработки изображений и символьной информации» (г. Курск, 2015).
4. Всероссийская научно-техническая конференция с международным участием «Научная сессия ТУСУР 2015» (г. Томск, 2016).
5. Всероссийская научно-практическая конференция студентов и молодых ученых «Неразрушающий контроль: электронное приборостроение, технологии, безопасность» (г. Томск, 2016).
6. Российская школа-конференция «Информационные технологии неразрушающего контроля» с международным участием (г. Томск, 2015).
7. Разработка удостоена Дипломом I степени с вручением золотой медали в номинации «Лучший инновационный проект в области приборостроения» Конкурса «Лучший инновационный проект и лучшая научно-техническая разработка года» Петербургской технической ярмарки.

Публикации

По теме диссертации опубликовано 19 работ, в том числе 3 – в издании из списка ВАК, 5 в изданиях из баз данных Scopus и Web of Science. Получено 6 свидетельств о регистрации программ для ЭВМ. Кроме того, результаты исследований изложены в 8 отчетах по НИР и НИОКР, зарегистрированных в ОНТИ НИ ТГУ и ЦИТИС.

Структура и объем работы:

Диссертационная работа представлена тремя разделами, в полной мере отражающим состав проведенной работы. Автором настоящей диссертационной работы проведен обзор современного состояния исследований и реализованных решений, позволяющих решить задачу предварительной обработки и анализа акустических сигналов, характеризующих состояние сердечно-сосудистой системы человека. Результаты проведенного анализа были положены в основу созданных алгоритмов, обеспечивающих определение шумов кровотока в местах

бифуркаций сонных артерий и подсчета количества компрессий при проведении НМС. Для проведения экспериментальных исследований был создан тестовый программно-аппаратный комплекс, позволяющий оценить работоспособность созданных алгоритмов. В качестве экспериментальных данных использовались акустические данные о состоянии сердечно-сосудистой системы взрослых людей, а также модельные сигналы, полученные на тренажере для отработки навыков проведения процедуры СЛР. Результаты экспериментальных исследований показали работоспособность разработанных алгоритмов предварительной обработки и анализа акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека в составе экспериментального образца Устройства для контроля сердечно-легочной реанимации человека.

Краткое содержание работы.

Во введении обоснована актуальность темы диссертационной работы, определены цели и задачи исследования, показана научная новизна и практическая ценность работы, изложены научные положения, выносимые на защиту.

В первой главе диссертационной работы приведен обзор состояния проблемы исследований в данном направлении, обзор методов обработки и анализа сигналов сердечно-сосудистой системы человека, а также осуществлена постановка задач исследований.

Обзор существующих устройств для контроля СЛР показал, что на сегодняшний день отсутствуют системы, позволяющие в полной мере контролировать правильность проведения сердечно-легочной реанимации и состояние пациента.

В ходе работ были рассмотрены наиболее распространенные методы получения сигналов сердечно-сосудистой системы человека, такие как электрокардиография, ультразвуковые методы исследований и анализ акустических данных. По результатам обзора сделан вывод о том, что анализ акустических данных является наиболее перспективным для решения поставленных задач. Основным преимуществом метода, в случае применения

алгоритмов в составе программно-аппаратных комплексов для контроля проведения реанимационных мероприятий, является способность получать информацию о наличии шумов кровотока, возникающих при правильном проведении НМС. Также, важным преимуществом метода является отсутствие необходимости в большом количестве датчиков, отсутствие необходимости использования токопроводящих и звукопроводящих гелей.

Также был проведен обзор методов обработки и анализа акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека. По результатам обзора была проведена классификация методов получения, обработки и анализа сигналов сердечно-сосудистой системы человека и осуществлена постановка задачи исследований.

Во ходе работ над второй главой диссертационной работы были разработаны основные принципы функционирования разрабатываемого ПАК:

- обобщенная схема и общий алгоритм функционирования ПАК;
- алгоритм предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, обеспечивающий удаление шумовой составляющей сигнала, препятствующей работе алгоритмов определения наличия динамики шумов кровотока и подсчета количества компрессий при проведении НМС;
- алгоритм определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий, с целью контроля проведения НМС и контроля наличия самостоятельной сердечной деятельности пациента;
- алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении НМС.

В третьей главе настоящей диссертационной работы описано проведение экспериментальных исследований, целью которых была проверка работоспособности разработанных алгоритмов.

Первым этапом экспериментальных исследований являлась проверка работоспособности алгоритмов удаления фоновых шумов акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека. В предыдущей главе в качестве наиболее перспективных были выбраны два метода предварительной обработки сигнала – метод цифровой фильтрации и метод на основе вейвлет-преобразований. В ходе

экспериментальных исследований было выявлено, что более эффективным методом предварительной обработки сигнала является полиномиальный фильтр Баттерворта. Основным его преимуществом является минимальное искажение сигнала в полосе пропускания.

Вторым этапом экспериментальных исследований является проверка работоспособности алгоритмов подсчета количества компрессий при проведении НМС;. В основе алгоритмов лежит метод вычисления и анализа энергии Шеннона акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека. В ходе работы алгоритмов происходит создание массива значений энергии Шеннона анализируемого сигнала, а так же нормализация, обработка сигнала медианным и пороговым фильтром.

Третьим этапом экспериментальных исследований является проверка работоспособности алгоритмов определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий. Для этих целей было создано тестовое приложение, имитирующее работу устройства контроля процедуры сердечно-легочной реанимации в режиме мониторинга состояния пациента и в режиме проведения сердечно-легочной реанимации. В результате исследований было решено, что алгоритмы пригодны к практическому использованию в составе этого устройства.

Заключительным этапом экспериментальных исследований являлась проверка совместной работы разработанных алгоритмов в составе экспериментального образца Устройства для контроля сердечно-легочной реанимации человека.

Автор выражает сердечную благодарность научному руководителю, доктору технических наук, профессору, заслуженному работнику высшей школы РФ – Сырямкину Владимиру Ивановичу, определившему научное направление, область исследования и разработок, а также сотрудникам ООО «Диагностика +» - директору Бурееву Артему Шамильевичу и ведущему программисту Жданову Дмитрию Сергеевичу за содействие при организации и проведении экспериментальных исследований.

1. Обзор методов получения и анализа данных о состоянии сердечно-сосудистой системы человека

1.1. Обзор современного состояния проблемы исследований

СЛР, сердечно-лёгочно-мозговая реанимация – неотложная медицинская процедура, направленная на восстановление жизнедеятельности организма и выведение его из состояния клинической смерти [2]. Включает искусственную вентиляцию лёгких (искусственное дыхание) и компрессии грудной клетки (непрямой массаж сердца). Начинать выполнение процедуры СЛР пострадавшего необходимо как можно раньше. При этом наличие двух из трёх признаков клинической смерти – отсутствие сознания и пульса – достаточные показания для её начала.

Основы СЛР включают в себя концепции и методики, создающие фундамент эффективной неотложной помощи. Целью СЛР является обеспечение искусственной циркуляции крови в жизненно важных органах (особенно в сердце и мозге) в попытке остановить дегенеративные процессы, вызванные ишемией и аноксией, вплоть до момента восстановления самостоятельной циркуляции крови. Основные методы поддержания жизненно важных функций сами по себе могут спасти жизнь в некоторых случаях; в большинстве же случаев требуется дальнейшее проведение реанимационных мероприятий. Наиболее важным фактором, определяющим успешность реанимационных усилий, является время, необходимое для надежного восстановления эффективной самостоятельной циркуляции [5, 6].

Положительное влияние правильно выполненной СЛР на выживаемость подробно описано, однако объективных данных о реальном качестве СЛР при остановке сердца очень мало. Большое значение имеют данные авторитетного исследования, посвященного изучению качества СЛР, проводимой при остановке сердца в условиях стационара, проведенного под руководством д-ра Лэнс Б. Беккер, клиника Университета Чикаго в 2005 году [16]. Исследователи обнаружили, что некоторые параметры СЛР отличаются нестабильным качеством и не соответствуют опубликованным нормам даже в том случае, когда процедура

выполняется квалифицированными медицинскими работниками. В частности, частота компрессии грудной клетки во многих случаях оказалась ниже рекомендованных 100/мин, глубина компрессии часто была меньше минимального значения 38 мм, частота вентиляции была больше рекомендованных 12–16/мин, а период времени без циркуляции крови оказывался дольше, нежели мог быть при четком соблюдении рекомендаций.

Эти данные подтверждают другие, более давние исследования [17] в которых предполагается, что качество СЛР в реальной практике может заметно варьироваться. Качество сердечно-легочной реанимации в настоящее время представляет собой неподдающуюся измерению, но потенциально важную величину в большинстве опубликованных клинических исследований, связанных с исходами остановки сердца. Благодаря появлению возможности измерения показанных параметров исследователи, изучающие методы увеличения выживаемости при остановке сердца, должны учитывать важность этой величины. При проведении исследований во многих случаях отмечалась гипервентиляция; аналогично этому, исследование Ауфдерхайде и др. [18] показало, что медработники среднего звена зачастую превышают норму вентиляции пациента при остановке сердца вне клиники.

Особую сложность представляет определение пульса пострадавшего на сонных артериях. В нескольких исследованиях было показано, что для определения пульса на сонных артериях требуется не менее 10 с. [19, 20], но даже при более продолжительном его определении ошибки встречаются довольно часто. Лица, не имеющие специальной подготовки, в среднем затрачивают на определение пульса на сонных артериях 24 с и при этом ошибаются в 35 % случаях.

Поскольку качество выполнения Сердечно-легочной реанимации (СЛР) играет очень важную роль, необходимо создать средства, которые позволили бы человеку, выполняющему СЛР, получать информацию о корректности выполнения процедуры. Один из вариантов решения проблемы – повышение качества мониторинга и объемов информации для снижения человеческих

ошибок при ручной СЛР за счет создания устройств, способных измерять характеристики СЛР и подавать сигналы, извещающие о неправильном проведении непрямого массажа сердца или искусственной вентиляции легких.

В настоящее время известно о ряде устройств контроля проведения сердечно-легочной реанимации:

- CPRmeter (Laerdal Medical, Норвегия).
- CPREzy (Health Affairs Ltd, Австралия).
- PocketCPR (BIO-DETEK Inc, США).
- ПР-01 (Помощник Реаниматора), Россия.
- ZOLL Autopulse (ZOLL, США).
- LUCAS (Jolife AB, Швеция).

Устройства CPRmeter, CPREzy, PocketCPR, ПР-01 представляют собой компактные приборы, располагаемые в области грудины реанимируемого и отслеживающие физические параметры компрессионных движений – силу, глубину, частоту. Устройства ZOLL Autopulse и LUCAS представляют собой приборы для автоматического осуществления компрессионных движений с заданной частотой и глубиной. Основным недостатком всех вышеперечисленных устройств является тот факт, что оценка правильности проводимых реанимационных мероприятий осуществляется лишь по косвенным признакам. При этом Устройствами не оценивается и не контролируется состояние реанимируемого [7-14].

Контроль состояния пациента при проведении процедуры СЛР можно осуществлять следующими методами:

- оценка наличия динамики изменения диаметра зрачка при световом воздействии;
- оценка степени наполнения кровеносных сосудов реанимируемого биомпедансным методом;
- оценка состояния сердечно-сосудистой системы человека в ходе проведения СЛР (электрокардиография, эхокардиография, анализ акустических данных).

Основным недостатком метода оценки динамики изменения диаметра зрачка реанимируемого является сложность быстрой фиксации такого устройства на пациенте, сложность реализации конструкции с учетом необходимости штатива, обеспечивающем крепление видеокамеры над глазом пациента независимо от его антропометрических особенностей, а также сложность алгоритмов оценки изменения диаметры зрачка.

Основным недостатком метода оценки кровенаполнения сонных артерий реанимируемого путем использования импедансного метода является тот факт, что для реализации данного метода необходим источник стабильного тока, кроме того при использовании данного метода требуется регистрации малых изменений сигнала на уровне в сотни раз превышающего уровня реобазы [7-14].

На сегодняшний день существует множество методов оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека. Исходя из основной цели работы, которая состоит в разработке программно-аппаратного комплекса, позволяющего проводить контроль реанимационных мероприятий, а именно контроль правильности проведения непрямого массажа сердца, были выбраны основные критерии оптимального метода получения сигнала сердечно-сосудистой системы человека в ходе СЛР:

- неинвазивность;
- минимальное количество манипуляций, необходимых для получения и регистрации сигнала;
- возможность контроля правильности проведения НМС.

В настоящее время основными методами диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека являются методы электрокардиографии, эхокардиографии и аускультации.

Электрокардиография (ЭКГ) на сегодняшний день является наиболее распространенным методом диагностики сердечно-сосудистой системы. Метод основан на регистрации на поверхности тела пациента разности потенциалов, возникающих во время работы сердца. Для получения сигнала ЭКГ необходимо два или более электродов. Используется несколько схем расположения

регистрирующих электродов, называемых отведениями (I, II, III, VL, VF и другие). Электрокардиограмма представляет собой последовательность зубцов, соответствующих различным сердечным импульсам (Рисунок 1.7). При анализе электрокардиограммы проводится исследование формы и амплитуды зубцов, а также длительность интервалов между ними [23].

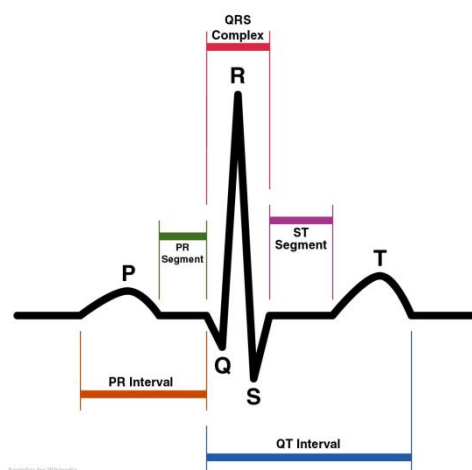


Рисунок 1.1 - Схема измерения отрезков и интервалов электрокардиограммы во II отведении

Таким образом, ЭКГ может использоваться для выявления таких отклонений в работе сердечно-сосудистой системы человека как:

- нарушение ритма;
- нарушение ЧСС;
- нарушение проводимости;
- гипертрофия и/или перегрузка желудочков и предсердий;
- повреждение миокарда (ишемия, дистрофия, некрозы, рубцы) [24].

Недостатками метода ЭКГ для решения поставленных задач являются следующие факторы:

- для правильного проведения исследования необходимо расположить датчики в определенных точках, что затрудняет использование метода неспециалистом;
- для осуществления электрического контакта между поверхностью тела пациента и электродом необходимо использование токопроводящего геля, что усложняет процедуру размещения датчиков;

- метод ЭКГ не дает результатов при отсутствии собственного сердцебиения, поэтому использование этого метода в течение периода клинической смерти пациента для контроля качества непрямого массажа сердца неэффективно [23-26].

Ультразвуковое исследование (УЗИ) сердца (эхокардиография) и сосудов широко применяется в современной кардиологии. Этот метод заключается в исследовании отражения ультразвуковых волн при прохождении границ между различными типами сред. Отраженные ультразвуковые волны фиксируются с помощью специального датчика и являются основой изображения [28, 29, 30].

Помимо того, что метод позволяет получить изображение сердца, его четырех камер, клапанов, имеется возможность оценить динамические параметры сердечно-сосудистой системы в реальном времени. Благодаря таким подходам, эхокардиография позволяет оценить не только строение сердца, но и его функциональное состояние.

Эхокардиография в медицинской практике, прежде всего, используется для распознавания пороков сердца, диагностики ишемической болезни сердца, инфаркта миокарда, состояний после перенесенного инфаркта миокарда; болезней мышечной и наружной оболочек сердца (кардиомиопатии, перикардиты). Метод позволяет выявлять самые ранние расстройства деятельности сердца [31].

В качестве отдельного вида ультразвуковых методов исследований можно выделить доплерографию. В основу метода положен эффект Доплера, под которым подразумевается изменение длины волны, отраженной от движущихся предметов. Такой эффект позволяет изучать кровоток и состояние проходимости кровеносных сосудов [20].

К общим недостаткам ультразвуковых методов исследования для решения поставленной задачи можно отнести следующие факты :

- метод УЗИ подразумевает наличие направленного активного излучения, что требует точного позиционирования датчика, включая угол между направлением распространения излучения и направлением кровотока в исследуемом кровеносном сосуде;

- датчики, использующиеся для реализации ультразвуковых методов исследований, отличаются высоким энергопотреблением;
- при применении необходимо использование звукопроводящего геля между датчиком и телом пациента, что требует дополнительных манипуляций при расположении датчиков [28-31].

Методы исследования акустических данных являются наиболее доступным из методов исследования сердечно сосудистой системы. К этой группе можно отнести такие методы как аускультация сердца, фонокардиография, фоноангиография.

При аускультации сердца происходит выслушивание тонов либо шумов, возникающих в результате удара крови о структуры сердца. Выслушивание проводится в определенных точках грудной клетки и позволяет определить такие показатели сердечной деятельности, как частота и ритмичность сокращений, наличие шумов, чистоту и мелодию звучания сердца, сердечные тоны. Для проведения аускультации применяются стетоскопы и фонендоскопы – медицинские приборы, представляющие собой звукоулавливающую головку и гибкий звуковод, направляющий сигнал в слуховой канал исследователя. С технической точки зрения фонендоскоп отличается от стетоскопа наличием мембраны. На практике это различие проявляется в том, что стетоскопом лучше выслушиваются низкочастотные шумы, а фонендоскопом высокочастотные. Основной проблемой аускультации является субъективность результатов исследования, в том числе по причине особенностей слуха специалиста, проводящего процедуру [15,16].

Фонокардиография - это один из методов диагностического исследования сердца, основанный на графической регистрации звуков, сопровождающих сердечные сокращения. Регистрация и обработка сигнала проводится с помощью микрофона, который преобразует звуковые колебания в электрические, усилителя, системы частотных фильтров и регистрирующего устройства. Регистрируются в основном тоны и шумы сердца. Получаемое при этом графическое изображение называют фонокардиограммой. Фонокардиография

существенно дополняет аускультацию и дает возможность объективно определить частоту, форму и продолжительность регистрируемых звуков, а также их изменение в процессе динамического наблюдения за больным. Используется фонокардиография главным образом для диагностики пороков сердца, фазового анализа сердечного цикла [16-18].

Также существует метод аускультации сосудов, который позволяет исследовать шумы кровотока и состояния крупных сосудов.

Разновидностью фонокардиографии можно считать фоноангиографию - метод регистрации акустических шумов, возникающих при движении крови по кровеносным сосудам [16,19, 21].

Основные преимущества метода анализа акустических данных:

- 1) отсутствие необходимости большого количества датчиков, что позволяет уменьшить временные затраты при наложении датчиков;
- 2) акустический метод позволяет фиксировать шумы кровотока при НМС в доступных для наблюдения крупных артериях при отсутствии собственного сердцебиения, что позволяет использовать этот метод для контроля корректности выполнения непрямого массажа сердца;
- 3) отсутствие необходимости использования токопроводящих и звукопроводящих гелей: для использования акустических датчиков достаточно лишь плотного прилегания датчика к поверхности тела пациента;
- 4) акустические датчики менее чувствительны к электромагнитным помехам, не требуют сложных цепей защиты при использовании дефибриллятора во время проведения реанимационных мероприятий [15, 16, 21].

По результатам проведенного обзора методов получения сигнала сердечно-сосудистой системы человека, применяющихся в медицинской практике, были выявлены их преимущества и недостатки, на основании которых сделан вывод о том, что для решения поставленных задач, оптимальным методом является метод анализа акустических данных.

1.2. Математические методы обработки и анализа акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека.

1.2.1. Методы выделения полезной составляющей сигнала

В практике для обработки акустических данных чаще всего используются алгоритмы сглаживания данных, обеспечивающие подавление грубых шумовых помех акустического сигнала. В общем виде данные методы можно описать следующим образом.

Пусть имеется последовательность из N дискретных значений сигнала $x[1]$, $x[2]$, ..., $x[N]$, представляющих собой аддитивную смесь полезного сигнала y и ограниченной по уровню помехи e :

$$x[n] = y[n] + e[n]. \quad (1.1)$$

Полагая, что помеха e имеет случайную природу и с неизвестным законом распределена на интервале $[0, n]$, причем $E\{e[0], e[n]\} = 0$, где E –математическое ожидание. Для подавления такой шумовой составляющей неэффективно применять частотно-избирательные фильтры, поскольку спектр случайной помехи распределен практически во всей полосе частот от 0 до частоты Найквиста. Один из возможных подходов к получению оценок $y^*[n]$ состоит в использовании методов сглаживания данных, среди которых наибольшую популярность получили метод экспоненциального сглаживания и метод скользящего среднего [47]. Известны несколько разновидностей метода экспоненциального сглаживания: метод Холта, а также метод Винтерса.

Особенностью метода скользящего среднего является то, что в нем используются лишь предшествующие значения зашумленного сигнала. В тех же случаях, когда не требуется вести обработку сигнала в реальном масштабе времени, для оценки очередного сглаженного значения разумно использовать не только предшествующие, но и последующие значения зашумленного сигнала.

Метод скользящего среднего с переменной апертурой сглаживания решает указанную выше проблему, но он требует двойного прохода по сигналу, что увеличивает время его выполнения. Заметим, что при сглаживании все точки в окне могут усредняться с равным весом. Такая процедура может рассматриваться как дискретная свертка обрабатываемого сигнала с ядром прямоугольной формы. Однако используются и другие симметричные ядра, в частности, с известными

окнами Бартлетта (Bartlett window), Гаусса (Gaussian window), Хемминга (Hamming window), Блэкмана (Blackman window), Ханна (Hann window) и многими другими. В этом случае вес более далеких от центра окна точек будет постепенно уменьшаться, вплоть до нуля на границе окна [47].

Разложение одно- или многоканальных сигналов является еще одним из распространенных подходов к сглаживанию акустических сигналов. В этом способе сигналы разлагаются на различные компоненты с помощью соответствующих базисных функций. Базисные функции могут быть выбраны из классов, которые, так или иначе, согласовываются с временной, частотной или масштабной характеристикой сигнала. Среди таких методов можно выделить вейвлет преобразование [48,49] и matching pursuit [50].

Вейвлет-преобразование отображает сигналы во временной области в частотную область, сохраняя при этом и частотную и временную информацию. Основная идея вейвлет-анализа заключается в измерении степени сходства между первоначальным сигналом и функцией вейвлет-преобразования (материнский вейвлет) при помощи вычисления вейвлет-коэффициентов.

Процесс расчета выполняется на сдвинутой версии материнского вейвлета (таким образом, достигается движение по времени) и по вытянутой или сжатой версии материнского вейвлета (для изменения частоты). Непрерывное вейвлет-преобразование определяется как свертка между исходным сигналом $s(t)$ и вейвлетом $\psi_{ab}(t)$.

$$W_{\psi}(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \bar{\psi}_{ab}(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \bar{\psi}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (1.2)$$

где $s(t)$ является входным сигналом, a – коэффициент масштабирования, b – параметр сдвига и $\psi(t)$ – функция преобразования (материнский вейвлет). Материнский вейвлет определяется по формуле:

$$\psi_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \quad \psi_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \quad (1.3)$$

Существует большое семейство вейвлетов, например, Хаара, Добеши (Рисунок 1.22), Малла и многие другие.

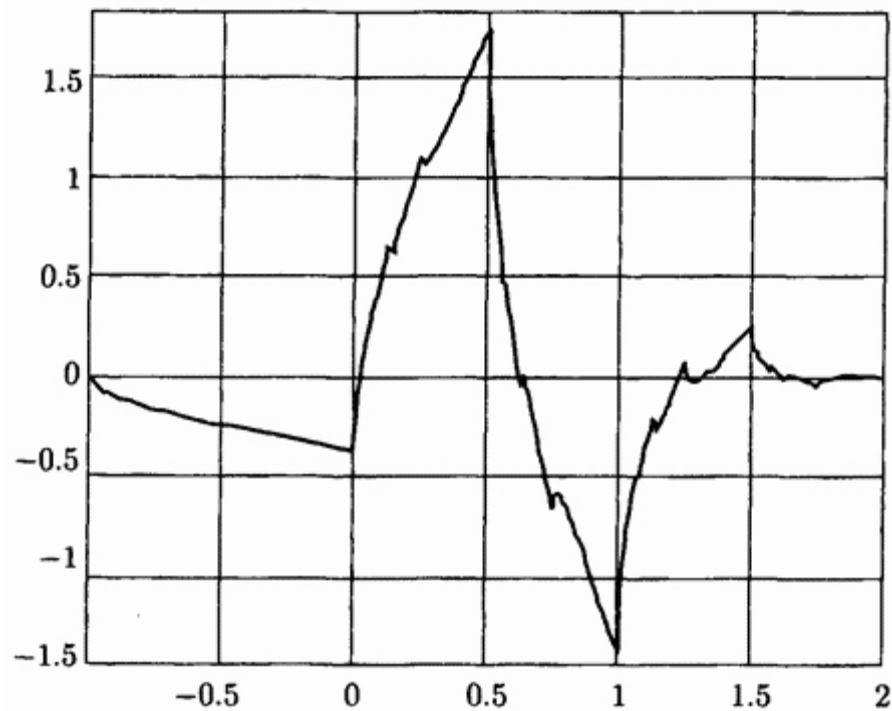


Рисунок 1.2 – вейвлет Добеши 2 порядка.

Шумоподавление с использованием различного рода вейвлетов осуществляется в следующем порядке

- разложение сигнала до определенного уровня, превышающего предположительный уровень шума;
- ограничение по порогу;
- реконструкция (свертка).

Первый и последний шаги выполняются с выбором подходящего вейвлета. Порог же выбирается для понижения сигнала шума. Для определения порога используются следующие алгоритмы:

- универсальный порог;
- минимальный порог;
- строгий порог SURE [51-53].

Так же для уменьшения шумовой составляющей акустического сигнала могут быть применены цифровые фильтры.

Структура фильтра определяется видом разностного уравнения и соответствующей передаточной функции. Весьма распространенной в цифровой обработке сигнала является прямая структура рекурсивного фильтра. Для фильтра второго порядка ее можно представить следующим образом (Рисунок 1.33). [54, 55].

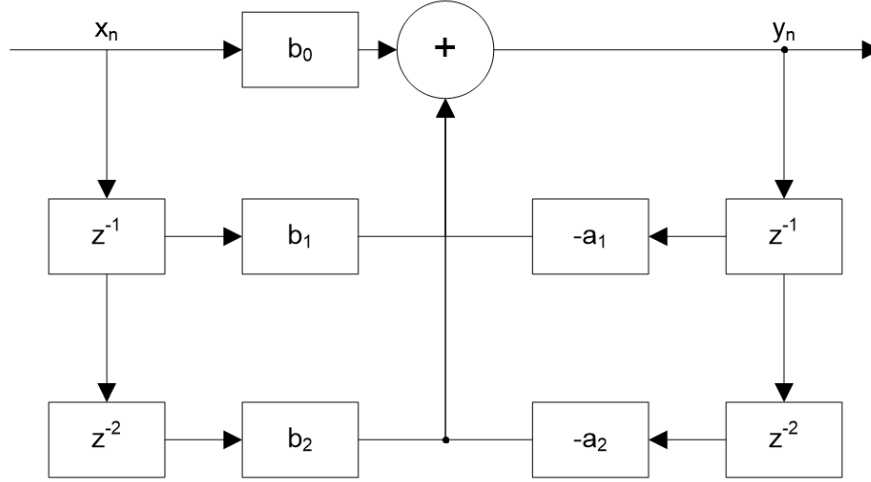


Рисунок 1.3 - Прямая структура рекурсивного фильтра.

Представленная структура соответствует разностному уравнению:

$$y_n = b_0 x_n + b_1 x_{n-1} + b_2 x_{n-2} - a_1 y_{n-1} - a_2 y_{n-2}, \quad (1.4)$$

которое соответствует передаточной функции $H(z)$:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}}. \quad (1.5)$$

Однако фильтрующие свойства представленных фильтров во многих случаях оказываются недостаточными, что требует их каскадного включения. Передаточную функцию такого фильтра высокого порядка можно описать как:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^{N-1} b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^{M-1} a_k z^{-k}} = \prod_{i=1}^N H_i(z). \quad (1.6)$$

Прямая структура нерекурсивного фильтра приведена на рисунке 1.4. Она соответствует разностному уравнению:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x_{n-k}, \quad (1.7)$$

и передаточной функции:

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} b_k z^{-k} \quad (1.8)$$

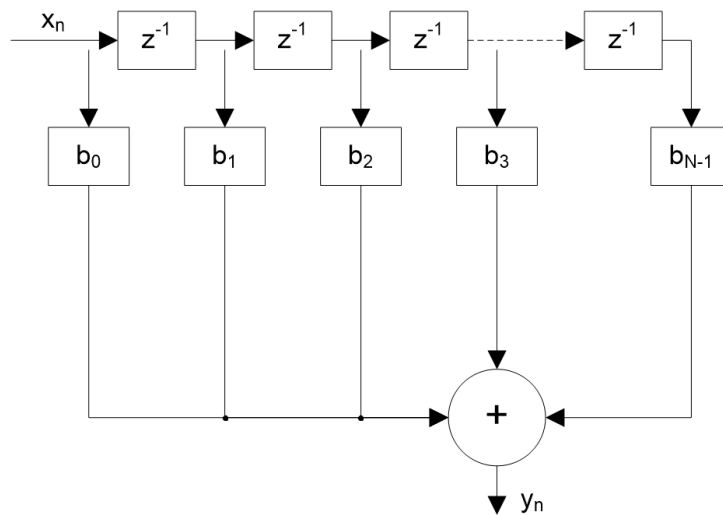


Рисунок 1.4 - Прямая структура нерекурсивного фильтра.

В том случае, если импульсная характеристика системы представляет собой конечную последовательность, ее называют КИХ-фильтром. К этой категории относят преимущественно нерекурсивные фильтры. Если импульсная характеристика системы представляет собой бесконечную последовательность, ее называют БИХ-фильтром. Как правило, они реализуются по рекурсивной схеме.

Поскольку основные особенности проектирования и использования фильтров связаны именно с видом импульсной характеристики, а не с наличием или отсутствием обратной связи (рекурсивный или нерекурсивный), для указания типа фильтра используют как правило термины "КИХ-фильтр" или "БИХ-фильтр" [56].

В соответствии с целями работы, целесообразен акцент на малозатратных по времени, но эффективных алгоритмах. С этой точки зрения наиболее перспективными являются методы полиномиальной фильтрации [57]. Применение полиномиальных преобразований сигнала при соответствующем подборе параметров позволяет сохранять локальные особенности сигнала при фильтрации [58]. Данное свойство определяет предпочтение полиномиальных фильтров, поскольку согласуется со спецификой акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, в которой полезной составляющей является

квазипериодическая последовательность локальных максимумов — отдельных тонов ЧСС [59].

Из известного набора наиболее распространенных полиномиальных фильтров выделим фильтр Баттерворта. Фильтры данного типа имеют максимально гладкую монотонную амплитудно-частотную характеристику на частотах полосы пропускания, что обеспечивает наименьшее искажение сигнала. Фильтры Баттерворта при соответствующем подборе параметров достаточны для решения поставленных в работе задач.

1.2.2. Методы анализа акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека

Каждый сердечный цикл сопровождается несколькими отдельными звуками, которые называются тонами сердца. Первый тон сердца, S1 (низкий) возникает одновременно с началом систолы желудочков и обусловлен вибрацией створок атриовентрикулярных клапанов, включая их сухожильные струны, сокращением мускулатуры желудочков и механическими колебаниями начальных отделов аорты и легочной артерии. Первый тон называют систолическим, его общая продолжительность составляет приблизительно 0,12 с, что соответствует фазе напряжения и началу периода изгнания крови.

Второй тон сердца, S2 (высокий) продолжается около 0,08 с, его возникновение связано с захлопыванием полулунных клапанов и происходящей при этом вибрацией их стенок. Этот тон называют диастолическим. Интенсивность первого тона зависит от крутизны нарастания давления в желудочках во время систолы, а второго — от давления в аорте и легочной артерии [60]. Графическая запись тонов сердца называется фонокардиограммой. Пример фонокардиограммы приведен на рисунке 1.5.



Рисунок 1.5 – Общий вид ФКГ.

Работа алгоритмов локализации тонов сердца на ФКГ сводится к выделению событий в звуковом сигнале сердца с помощью начального преобразования, которое может быть разделено на три основные категории: преобразование на основе частоты, морфологические преобразования и преобразования на основе сложности. Преобразование максимизирует расстояние между звуковым сигналом сердца и фоновым шумом, а результат сглаживается и фильтруется по порогу с помощью алгоритма пикового детектора. Главная цель локализации акустического сигнала сердца - это найти первый и второй тоны сердца, но без их идентификации. Также, не проводится определение границы, разделяющей эти тоны. Авторами [60] предложен метод RBF (Radial Basis Function), реализованный в нейронной сети в виде преобразования, которое выделяет звуковой сигнал сердца. Метод хорошо работает на сигналах с низким уровнем шума, в присутствии высокого шума производительность метода RBF уменьшается. Это объясняется тем, метод работает непосредственно на первичных данных звукового сигнала без выделения его характерных особенностей.

Д. Баласубраманиам (D. Balasubramaniam) и Д. Недумаран (D. Nedumaran) описали систему, предназначенную для наблюдения и выслушивания тонов сердца в режиме реального времени [61]. В системе звуковой проводилось усиление звукового сигнала, его оцифровка и обработка различными методами. Например, проводился частотный анализ, направленный на выявление звуковых шаблонов для нормальных и патологических сердечных сокращений, используя оконное преобразование Фурье. Для выделения сигнала сердца, применялось вейвлет-преобразование с использованием базисную функцию Морле. Выбор

данной базисной функция Морле обусловлен тем, что она повторяет форму сигналов, образующих фонокардиограмму (рисунок 1.6).

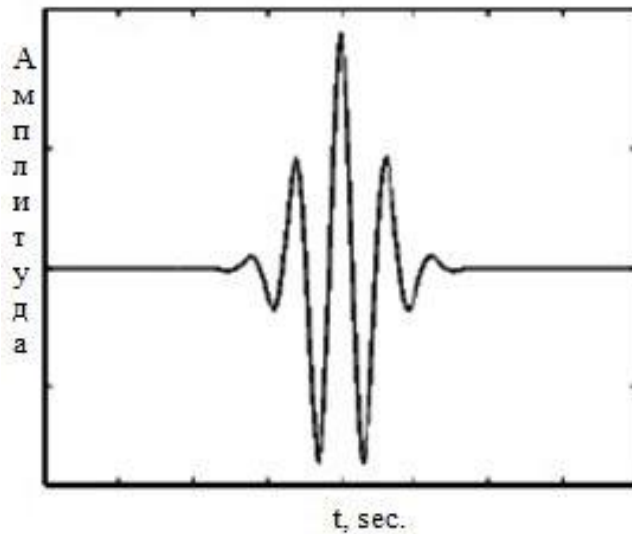


Рисунок 1.6 – Пси-функция Морле.

Г. Амит с соавторами описали схему анализа акустических сигналов сердца для выявления различных морфологий сердечных тонов [62]. В основе данной схемы - иерархическая кластеризация, компактное представление данных в пространстве признаков интервалов кластера и систематизирующий алгоритм. Авторы применили предложенную схему к двум наборам данных сердечных звуков, полученных в результате чередования контролируемых физиологических условий, и проанализировали морфологические изменения, которые привели к первому сердечному тону (S1), а также возможность предсказания физиологических переменных из морфологии S1. Таким образом, в этом исследовании показано, что, используя алгоритмы распознавания образов, можно провести точный анализ морфологических отклонений сигнала. Это позволяет выявить значительные изменения, которые лежат в основе физиологических процессов.

Один из недостатков данного метода заключается в трудности отличать изменения в сердечных звуках, вызванных модуляцией физиологических процессов от изменений, вызванных внешними факторами, такими как движения тела и окружающий шум. Поскольку сигналы регистрируются снаружи, то они составляют косвенное и, возможно, искаженное отображение производящих их

процессов. Эта трудность устраняется алгоритмом кластеризации, который отбирает нестандартные сигналы и присваивает им незначащие (insignificant) кластеры. Значимые (Significant) кластеры содержат только периодически повторяющиеся сигналы, а, следовательно, нерегулярные или шумовые сигналы отображаются как выбросы из пространства признаков кластера, и исключаются из анализа.

Для решения проблемы работы с зашумленным сигналом может быть применен метод локализации, названный SRBF [63]. Этот метод направлен на извлечение огибающей сигнала путем применения характеристик сигнала, извлеченных из матрицы S-преобразования звукового сигнала сердца (т.е. ФКГ) к радиальной базисной функции (RBF) нейронной сети. Другими словами, метод RBF работает не с первичным сигналом, а с его огибающей. Показано, что по сравнению с другими существующими методами локализации звукового сигнала, SRBF значительно расширяет чувствительность. Прогностическая ценность этого метода и надежность оказалась выше, чем метод аддитивного белого гауссовского шума.

Авторами [64] представлен алгоритм сегментации, в котором информативные характеристики S_1 , S_2 и дополнительные акустические шумоподобные сигналы сердца описываются огибающими фонокардиограмм, полученными методом преобразований Гильберта. С помощью таких преобразований исходный сигнал трансформируется в гладкую кривую-огибающую, называемую энVELOграммой, которая позволяет разделить полезный сигнал и шум.

Более подробно разделение тонов и шумов с использованием энVELOграмм, полученных из ФКГ, рассматривалось в работе [65] этих же авторов, где энVELOграмма извлекалась из исходной ФКГ с помощью гомоморфной фильтрации. Этот метод преобразует нелинейную комбинацию сигналов в виде произведения во временной области в линейную комбинацию посредством логарифмического преобразования. Результирующий спектр представляет собой

высоко- и низко - частотные составляющие, из которого затем удаляется высокочастотная составляющая.

Проводилась экспериментальная проверка этого метода, в которой подбирались пороги отсека высоких частот. Использовался фильтр Чебышева низких частот с частотой пропускания от 10 до 20 Гц и фильтр низких частот с конечной импульсной характеристикой. Эти операции позволяют получить гладкую огибающую исходного ФКГ сигнала. Пример получения огибающей, позволяющей осуществить детектирование пиков сердечных сокращений, приведен на рисунке 1.7.

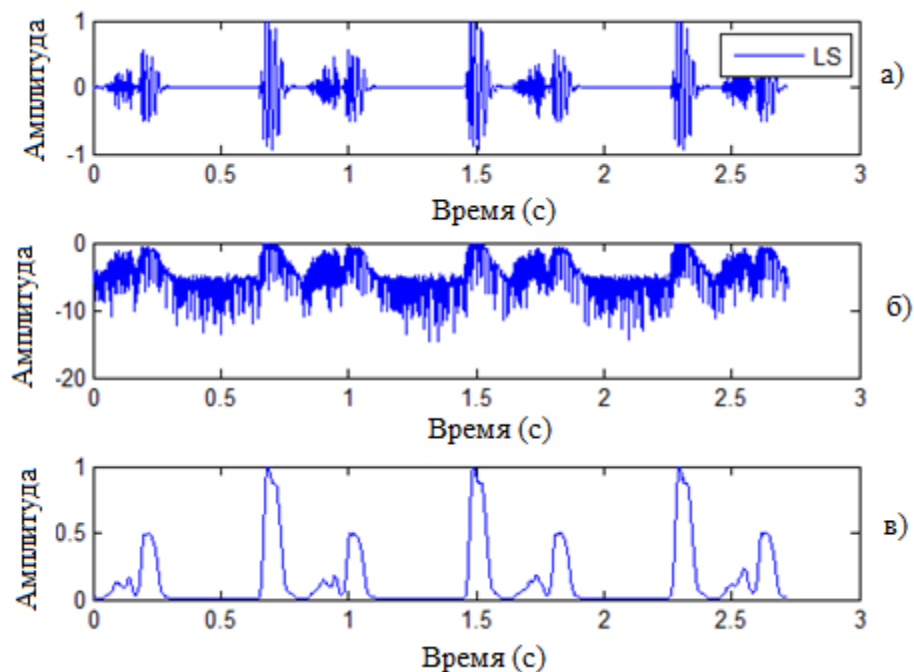


Рисунок 1.7 – Построение огибающей ФКГ: а) ФКГ; б) логарифмическое преобразование ФКГ; в) огибающая (энVELOграмма).

Построенные огибающие ФКГ могут использоваться для сегментации значимых событий (в первую очередь экстремумов, соответствующих тонам S1, S2), содержащихся в ФКГ, с помощью подбора соответствующих порогов. Предложенный в работе [66] подход, использующий энVELOграммы и методы сегментации, позволяет выделить достаточно надежно тоны S1, S2. Выбором порогов можно управлять работой алгоритма и варьировать выделение характеристик значимых событий. Использование гомоморфной фильтрации

обладает преимуществом по сравнению с шенноновской энергией, т.к. приводит к более гладкой огибающей, что позволяет преодолеть проблему разделения пиков и образования зазубренных пиков при других способах построения энVELOграмм, особенно при наличии шумов в сердце.

В работе Гавровска и других [67] отмечается, что хорошие результаты дает использование оконного преобразование Фурье, непрерывного вейвлет преобразования и псевдо преобразования Вигнера-Вилля. Зачастую, для улучшения качества детектирования S1 и S2 используется опорная информация с ЭКГ, но во многих работах стараются обойтись без дополнительной информации. На первом этапе предлагается детектировать приближенные значения для S1 и S2 в частотно-временной области при помощи псевдо преобразования Вигнера-Вилля. Для точного нахождения границ S1 и S2 используется огибающая для нормализованной средней энергии Шеннона для ФКГ. Кластеризация полученных тонов на S1, S2 и остальные проводится на основании максимума нормализованной средней энергии Шеннона для одного кандидата и временных интервалах между текущим и следующим кандидатом. Заявлены результаты для 125 пациентов: чувствительность 90%, точность 96%.

Quiseno и др. [68] предложил использовать нелинейный динамический анализ и декомпозицию высоких частот для сегментации ФКГ сигнала. В этом подходе межтоновая сегментация производится при помощи ведущей DII опорного ЭКГ для обнаружения тона S1. Далее, внутритоновая сегментация производится с использованием recurrence time statistics (RTS), которая чувствительна к изменениям реконструированного аттрактора в пространстве состояний выведенного из нелинейного динамического анализа. Если сегментировать сигнал на основе RTS не удастся, используется альтернативный подход на основе пороговой фильтрации огибающей энергии Шеннона, полученной после фильтрации исходного сигнала фильтром высоких частот. В этой работе Recurrence time statistics (RTS) используется для детекции резких изменений динамики сигнала, соответствующих тонам S1 и S2. Выбирается произвольное положение на траектории, а все возвращения ищутся внутри

гиперсферы с заданным радиусом. Метод скользящего окна помогает в разделении ФКГ в пересекающиеся сегменты. Крайне важным является выбор радиуса в процессе детекции, поскольку слишком маленькое значение ограничит количество данных внутри гиперсферы, а большой радиус приведет к большому количеству шумовых данных. Вейвлет преобразование и энергия Шеннона используются для уточнения тонов S1 и S2, поскольку метод RTS не позволяет хорошо оценить их границы.

Gupta и другие [69] предложил алгоритм сегментации для обнаружения единичного кардиоцикла (s1-систола-s2-диастола) ФКГ на основе гомоморфной фильтрации и кластеризации методом к-средних. Сигнал классифицируется на нормальный (N), систолический шум (S) и диастолический шум (D) при помощи using Grow and Learn (GAL) neural network. Гомоморфная фильтрация преобразуют нелинейные сигналы в линейные при помощи логарифмического преобразования.

Bunluechokchai и другие [70] также предложили использовать вейвлет анализ тонов сердца для оценки кардиозаболеваний. В этой работе изучались две группы пациентов, с нормальной ФКГ и с патологией – регургитацией митрального клапана. Для обеих групп применялось вейвлет преобразование. Высокочастотные компоненты тонов сердца с митральной регургитацией могут наблюдаться на мелких масштабах непрерывного вейвлет преобразования.

Оно может быть представлено как разложение сигнала по базисным функциям, называемым вейвлетами. Непрерывное вейвлет преобразование применялось к сигналу после полосовой фильтрации. Также отмечено, что тоны сердца с патологией имеют менее равномерное распределение энергии непрерывного вейвлет преобразования.

Kouras и другие [71] предположил, что записи биомедицинских сигналов сложные, нестационарные и что сигналы искажены различными типами шумов, что делает их анализ крайне сложным. В процессе выделения тонов S1 и S2 он вычисляет энтропию коэффициентов детализации на каждом уровне вейвлет

преобразования и проводит пороговую фильтрацию для обнаружения шумов сердца.

В работе Фесечко [72] проводится сравнительный анализ использования различных материнских вейвлетов для выделения основных тонов и шумов сердца. Показано, что подходящий выбор материнского вейвлета позволяет идентифицировать шумы и тоны сердца на пятиуровневой аппроксимации исходного сигнала по соотношению амплитуд тонов и шумов.

Головкин и другие, в своем исследовании [73] показали, что использование в качестве материнского вейвлета типа «Мексиканской шляпы» позволяет выделить периодическое возникновение и затухание тоновых и шумовых составляющих сигнала. Сигнал с патологиями, содержит дополнительные компоненты, которые могут характеризовать тяжесть и вид заболевания.

Значительной информационной ценностью обладают скрытые составляющие системных процессов – системные ритмы, которые в современных диагностических системах практически не выделяются и не обрабатываются, что значительно снижает потенциальные возможности перспективных диагностических систем. При этом как частотный, так и частотно-временной анализ не являются эффективным инструментом для выделения параметров модуляции из квазипериодического сигнала. В работе [74] для выделения из квазипериодического низкочастотного сигнала информативных признаков, характеризующих параметры его модуляции, предложена гибридная технология, в которой исходный сигнал $X(t)$, определяющий состояние сложного объекта, поступает на два обрабатывающих блока: селектор системных ритмов и синтезатор вейвлет-плоскости. Селектор системных ритмов нестационарных сигналов посредством оконного преобразования Фурье (ОПФ) входного сигнала выделяет спектральные цуги, определяет их вейвлет-преобразование и проводит морфологический анализ реперных строк полученной вейвлет-плоскости. В результате этой процедуры определяются скрытые системные ритмы, доступные для анализа. В базу состояний живых объектов вводится некоторое состояние или

класс состояний, принадлежность к которому необходимо установить у исследуемого объекта на основании анализа вектора состояний объекта $X(t)$.

В работе [75] О.А. Барра и Л. Моретти описали комплексный алгоритм, позволяющий оценить изменчивость частоты сердцебиений (далее - ИЧС). При описании применяемых в алгоритме формул они заменяют термин «жизненный потенциал» аббревиатурой BMP (от инициалов фамилий авторов). «Жизненный потенциал» для испытуемого P , т. е. BMP_P , определяется следующим образом:

$$BMP_P = \frac{[C_{1P} - ApEn_P + C_{2P} \cdot SampEn_P + C_{3P} \cdot (DFA\alpha_1)_P + C_{4P} \cdot (DFA\alpha_2)_P + C_{5P} \cdot D2_P]}{BMP_P^{AV}} - SF_P. \quad (1.9)$$

В этой формуле BMP_P^{AV} - значение опорного потенциала для молодых здоровых людей; $C_{1P}...C_{5P}$ - набор калибровочных коэффициентов, SF_P - масштабный фактор (нормировка), применяемый для аннулирования значений $BMP > 1$. Эти три параметра являются независимыми. Набор нелинейных переменных $ApEn_P$, $SampEn_P$, $(DFA\alpha_1)_P$, $(DFA\alpha_2)_P$ и $D2_P$, которые, соответственно, являются приближенной энтропией, выборочной энтропией, краткосрочными колебаниями кривой (функции), долгосрочными колебаниями кривой и корреляционной величиной из разброса RR (интервала) данных все чаще используется для исследований ИЧС. Более точно величину BMP_P по мнению авторов следует записывать так:

$$BMP_P[C_{1P}, C_{2P}, C_{3P}, C_{4P}, C_{5P}, SF_P, BMP_P^{AV}]. \quad (1.10)$$

Если $C_{1P}=C_{2P}=C_{3P}=C_{4P}=C_{5P}=1$ и $SF_P = 0,1$, то такой случай называют «стандартным случаем», при котором:

$$BMP_P[1,1,1,1,1,0.1, BMP_P^{AV}] = \frac{[ApEn_P + SampEn_P + (DFA\alpha_1)_P + (DFA\alpha_2)_P + D2_P]}{BMP_P^{AV}} - 0.1, \quad (1.11)$$

т. е. BMP - это безразмерный параметр, являющийся соотношением двух одномерных функций, и его значения колеблются в «стандартном случае», от 0 до 1. Таким образом, этот параметр представляет собой соотношение между жизненным потенциалом пациента и жизненным потенциалом среднего здорового молодого человека.

Скрытые модели Маркова могут быть применены для выбора состояний последовательности наблюдений, а так же для определения вероятности переходов между ними. В работе [77] описано совместное применение характеристики MFCC (mel-frequency cepstral coefficient) и НММ(hidden Markov model) для автоматического звукового прослушивания сердца.

Одним из перспективных подходов к решению задачи выделения ЧСС является вычисление и анализ энергии Шеннона сигнала [78] и применение пороговой фильтрации. Более точно, обнаружение начала тонов сердечного ритма S1, S2 может быть основано на построении огибающей акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека с использованием энергии Шеннона.

На первом этапе предполагается проводить препроцессинг сигнала для удаления шумов сердца [78]. Например, в качестве простого фильтра используется нормализация входного сигнала $x(t)$ аналогичная (1.18):

$$x_{norm}(t) = \left(\frac{x(t)}{\max(|x(t)|)} \right)^2. \quad (1.18)$$

Выделить тоны S1 (первый тон сердца), S2 (второй тон сердца) можно, полагая, что они представлены низкими частоты, а наложенный шум – высокими (рисунок 1.8).

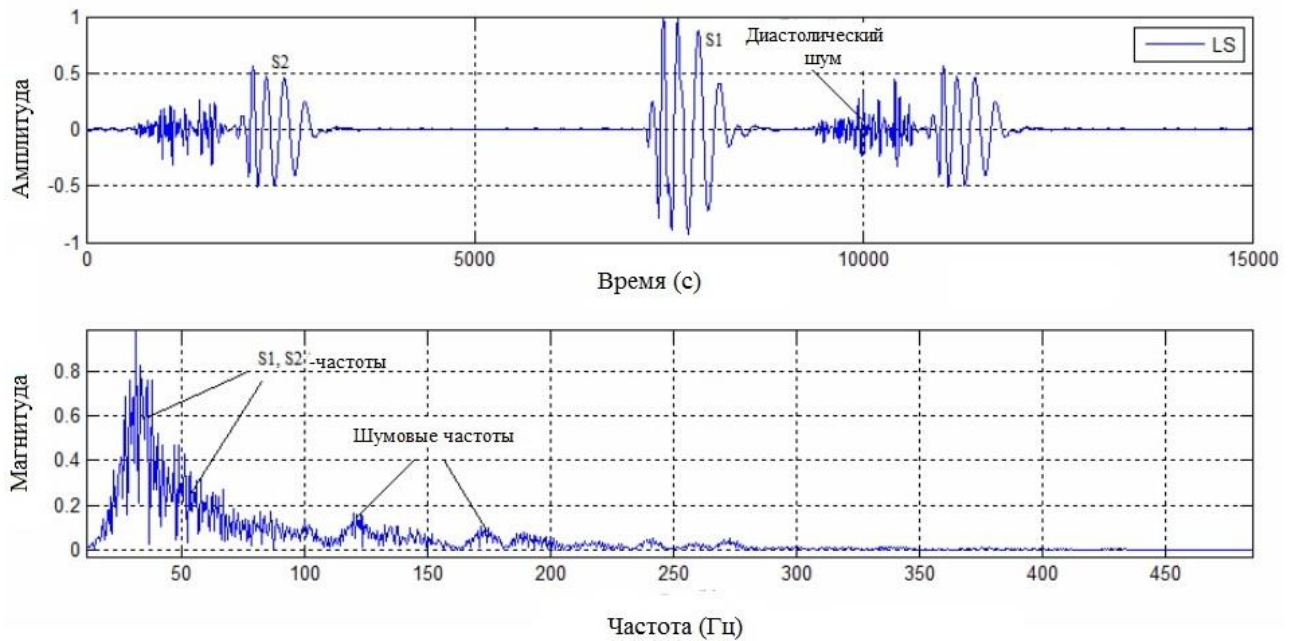


Рисунок 1.8 – Сравнение исходного сигнала и его представления в частотно-временной области.

Сигнал с частотой ниже 100Гц и высокой амплитудой соответствует тонам S1, S2. Поэтому применяется низкочастотный фильтр с частотой среза 100Гц для подавления шумов сердца. Чтобы обнаружить начало S1,S2 строится огибающая ФКГ. Рассматривается энергия по Шеннону:

$$E = -S^2(t) \log S^2(t), \quad (1.19)$$

и усредненная энергия по Шеннону:

$$E_n = \frac{E - m}{std}, \quad (1.20)$$

где m – среднее энергии E , std – стандартное отклонение энергии E .

На основе графика огибающей нормализованной усредненной энергии Шэннона порог T1 выбирается в процентном отношении от максимального значения энVELOграммы. На основе обнаруженных на предыдущем шаге тонов S1 и S2, выберем порог T2 следующим образом: T2 = 0 если t между началом и концом S1 или S2, T2 = 1 в другом случае.

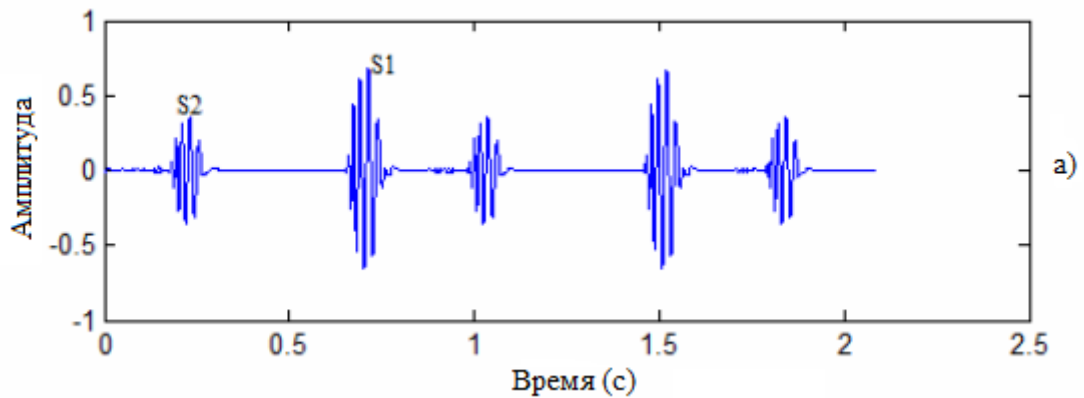


Рисунок 1.9 – графическое изображение исходного сигнала

Вычисление огибающей энергии сигнала с подавленным шумом (Рисунок 1.9) позволят вычислить порог T3 как процентное отношении к максимальному значению энVELOграммы. Порог T3 позволяет локализовать и удалить шумы.

Обнаружение границы расположения тонов сердца направлено на оценку начальной и конечной точек тона. Точная оценка границы важна для извлечения содержательных особенностей каждой части сердечного цикла в целях диагностики. Большинство существующих методов сегментации акустического сигнала используют характеристики длительности систолы и диастолы, чтобы классифицировать S1 и S2.

Различные алгоритмы обнаружения границ тонов сердца активно разрабатывались в течение последних двух десятков лет. Например, границы оцениваются с применением порогового критерия для огибающей сигнала [79]. Такой подход не является достаточно точным для некоторых сердечных циклов, особенно с патологией, так как порог уровня огибающей устанавливается на основе среднего значения по всем периодам на исследуемом временном интервале. Так же активно используется алгоритм, оконного преобразования Фурье (STFT-short-time Fourier transform) для исследования частотно-временной области сигнала с помощью оценок энергии сигнала. Однако обоснование способов вычисления энергии и точность оценок границ представляются недостаточными.

Для сегментации звуков сердца используется метод выделения признаков на основе метода сингулярного разложения (Singular Value Decomposition (SVD))

применительно к S-матрице. SVD представляет собой мощный инструмент, который обеспечивает компактную матрицу или компактную информацию о сигнале.

Для содержательного анализа ФКГ предпринимались попытки построить ее синтетические модели. Эти модели можно разделить на статистические и математические. Статистические модели основаны на свойствах ФКГ таких как спектры высшего порядка. Основное препятствие применения статистических моделей состоит в том, что такие модели не учитывают морфологию сигнала. Поэтому статистические модели не могут использоваться для синтеза реальных сигналов.

Математические модели основаны на морфологии сигнала и представляют частотно-временные характеристики ФКГ.

В работе McSharry с соавторами [79] введена динамическая модель для ЭКГ. Модель основана на морфологии и способна генерировать синтетический ЭКГ сигнал.

По аналогии с моделью ЭКГ McSharry's в работах [80, 81, 82] представлена динамическая модель ФКГ-сигнала, которая способна генерировать реалистичные сигналы. Эта модель основана на морфологии ФКГ, состоит из трех дифференциальных уравнений и может представлять различные морфологии (т.е. структуры) нормальных сигналов ФКГ.

В отличие от ЭКГ, ФКГ менее квазипериодична и вариация параметров в модели ФКГ от удара к удару значительна и малые изменения одного параметра могут генерировать неправильный звуковой сигнал сердца в виде волнового пакета. Наблюдаемая в реальной ФКГ шумовая составляющая моделировалась белым гауссовым шумом. Это приводит к подобию модельного и реального сигнала. На рисунке 1.10 приведены модельная и реальная ФКГ здорового пациента.

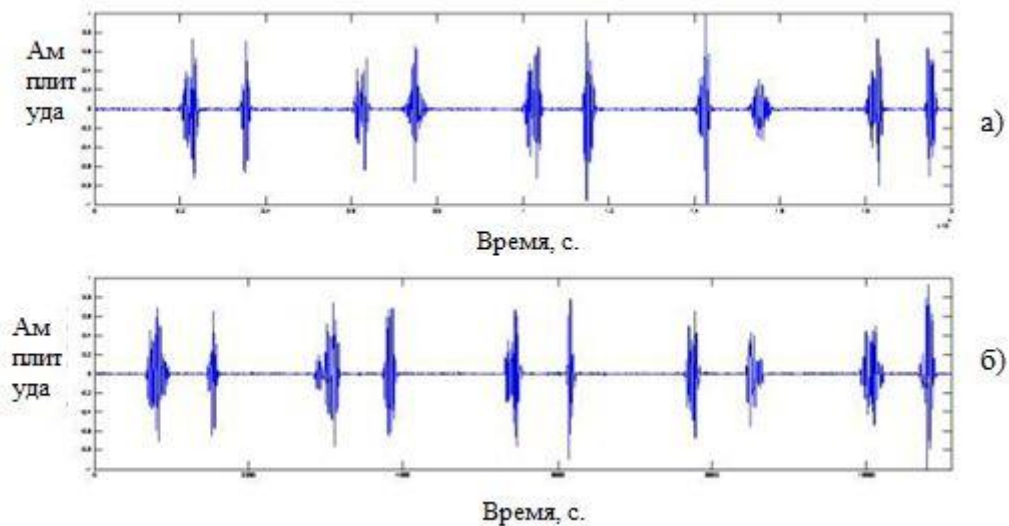


Рисунок 1.10 – Сравнение модельной ФКГ с гауссовым белым шумом (а) и реальной ФКГ здорового пациента (б).

Модельные параметры могут быть выбраны так, чтобы генерировать различные ФКГ с правильной морфологией волновых пакетов. Частота и интервалы между ударами также могут быть согласованы с помощью параметров модели.

Matching pursuit – является одним из видов разреженного приближения. Данный алгоритм включает в себя нахождение "наиболее подходящей" проекции многомерных данных на чрезмерно полный словарь D . Основная идея заключается в представлении сигнала f из гильбертова пространства H , в виде взвешенной суммы функций g_{γ_n} (называемые атомами) взятыми из D :

$$f(t) = \sum_{n=0}^{+\infty} a_n g_{\gamma_n}(t), \quad (1.19)$$

где n – индексы атомов и a_n – весовые коэффициенты (амплитуды) для каждого атома. При фиксированном словаре, алгоритм matchingpursuit сначала находит один атом, который имеет самый большой внутренний продукт, затем вычитается вклад найденного атома, и процесс повторяется, пока сигнал удовлетворительно не разложится.

1.3. Постановка задачи

Как показал представленный выше анализ существующих методов неинвазивной регистрации сигналов сердечно-сосудистой системы человека

(рисунок 1.11) наиболее перспективным и реализуемым в составе мобильных программно-аппаратных комплексов для оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека, является аускультативный метод.

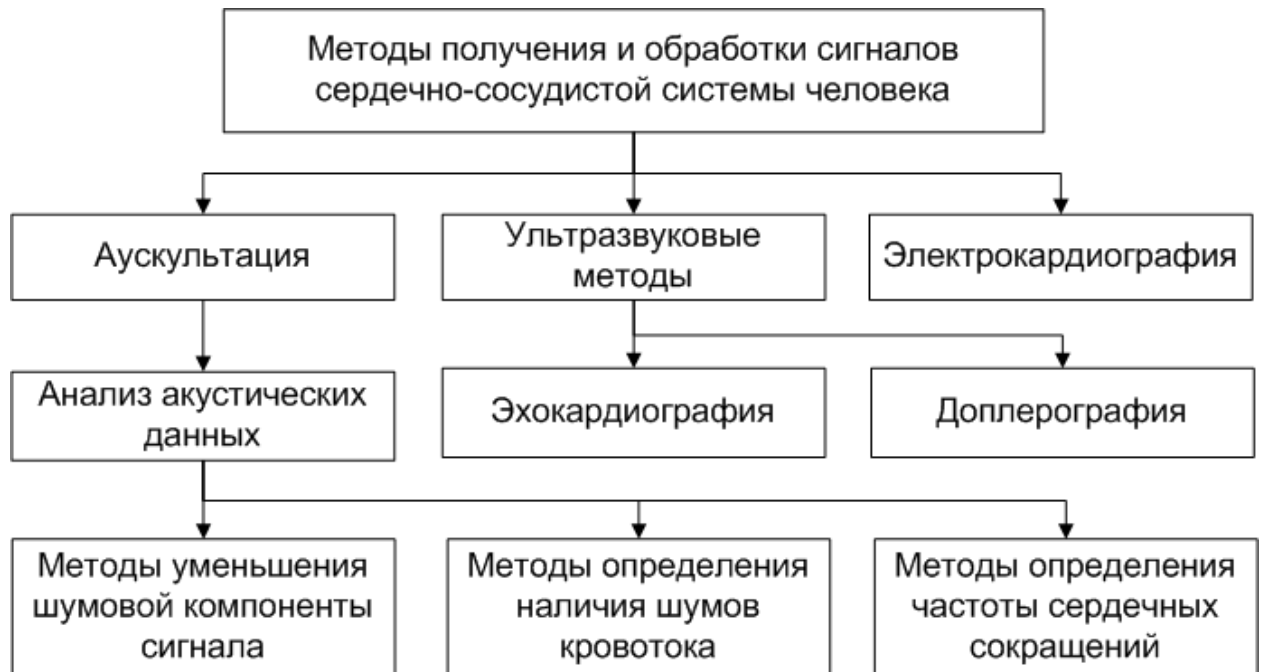


Рисунок 1.11 – классификация методов получения и обработки сигналов сердечно-сосудистой системы человека

Основным преимуществом этого метода является его простота применения и размещения датчиков, заключающаяся в отсутствии необходимости использования токопроводящих и звукопроводящих гелей. Еще одной важной особенностью аускультативного метода является тот факт, что он может контролировать шумы кровотока, возникающие в ходе проведения непрямого массажа сердца, что позволяет использовать этот метод для контроля проведения реанимационных мероприятий. В связи с этим, автором настоящей диссертации было принято решение о разработке специализированного программно-алгоритмического обеспечения, позволяющего осуществить обработку и анализ акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека. В результате проведения исследований должны быть решены следующие задачи.

1. Выработать требования и разработать обобщенную схему программно-аппаратного комплекса, обеспечивающего регистрацию и анализ акустических

данных, характеризующих шумы кровотока в местах бифуркаций сонных артерий пациента.

2. Разработать алгоритмы предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, обеспечивающий удаление шумовой составляющей сигнала, препятствующей работе алгоритмов определения наличия динамики шумов кровотока и определения частоты компрессий при проведении НМС.

3. Разработать алгоритмы определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий, с целью контроля проведения НМС и контроля наличия самостоятельной сердечной деятельности пациента.

4. Разработать алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении НМС.

5. Реализовать разработанные алгоритмы в виде программно-алгоритмического комплекса и провести экспериментальные исследования для оценки их работоспособности.

2. Разработка программно-аппаратного комплекса для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека.

2.1. Введение. Постановка задач Главы 2.

В рамках настоящей диссертационной работы был разработан программно-аппаратный комплекс, обеспечивающий регистрацию акустических данных, характеризующих динамику кровотока в местах бифуркаций сонных артерий пациента и их анализ, направленный на оценку состояния пациента и контроль проведения непрямого массажа сердца. Разработанные алгоритмы можно условно разделить на следующие группы:

- 1) алгоритмы предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, обеспечивающий удаление шумовой составляющей сигнала, препятствующей работе алгоритмов определения наличия динамики шумов кровотока и определения частоты компрессий при проведении НМС;
- 2) алгоритмы определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий, с целью контроля проведения НМС и контроля наличия самостоятельной сердечной деятельности пациента;
- 3) алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении НМС.

Новизна разработанных алгоритмов заключается в том, что они позволяют осуществить комплексный анализ акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, направленный на определение шумов кровотока и подсчета количества компрессий при проведении НМС. Применение разработанных алгоритмов позволит создать новые типы программно-аппаратных комплексов, обеспечивающих неинвазивную диагностику состояния сердечно-сосудистой системы человека в результате регистрации и анализа акустического сигнала.

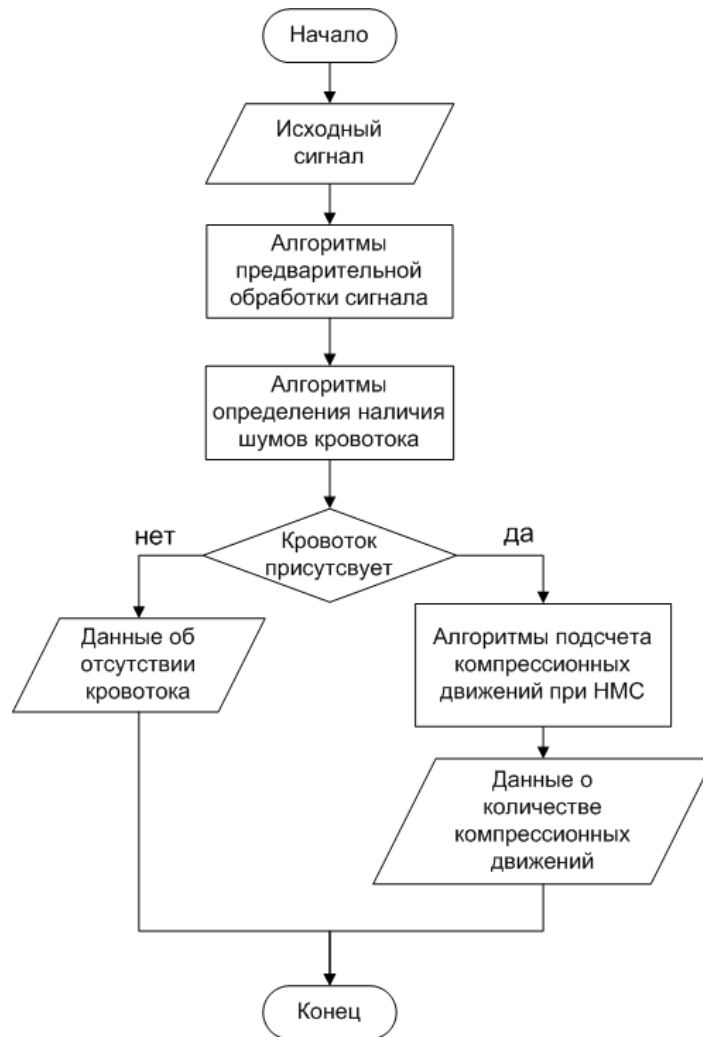


Рисунок 2.1 – принципиальная схема работы алгоритмов

Последовательность работы алгоритмов представлена на рисунке 2.1. Первым этапом работы алгоритмов является предварительная обработка исходного сигнала, в ходе которого происходит выделение диапазона частот, соответствующего частоте шумов кровотока. Далее сигнал передается на вход алгоритмов определения наличия шумов кровотока. Основным принципом работы этой группы алгоритмов является поиск фрагментов сигнала, соответствующих определенным состояниям кровотока в местах бифуркаций сонных артерий человека. Каждому состоянию соответствуют определенное информационное представление, то есть определенный набор характеристик, таких как, распределение частотных вкладов и степень вклада определенной полосы частот в спектр участка сигнала, скорость изменения амплитуды сигнала.

После определения наличия сердечных сокращений могут быть запущены алгоритмы подсчета компрессий при НМС. В основе алгоритмов лежит метод вычисления и анализа энергии Шеннона акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека. В ходе работы алгоритмов происходит создание массива значений энергии Шеннона анализируемого сигнала, а так же нормализация, обработка сигнала медианным и пороговым фильтром.

2.2. Разработка общего алгоритма работы экспериментального образца Устройства.

Экспериментальный образец Устройства, разрабатываемого в рамках диссертационной работы, должен обеспечивать контроль правильности проведения НМС путем анализа наличия шумов кровотока.

Устройство представляет собой портативный прибор, имеющий в своем составе пульт, включающий в себя органы управления и индикации, и воротник с комплектом акустических датчиков, регистрирующих шумы кровотока в местах бифуркаций сонных артерий реанимируемого.

Комплект датчиков крепится на шею реанимируемого при помощи воротника, обеспечивающего выполнение тройного приема Сафара – голова запрокинута назад, а челюсть выдвинута вперед.

Устройство предназначено для:

- определения наличия кровотока в сонных артериях, что позволяет оценить корректность проведения непрямого массажа сердца;
- координации действий реаниматора в ходе проведения СЛР с помощью световых и звуковых сигналов;
- ведения протокола реанимационных процедур;
- оценки текущего состояния реанимируемого и возможного использования в качестве простейшего монитора состояния пациента.

Один цикл реанимации человека можно представить в виде временной последовательности СЛР (рисунок 2.2):

T_0 – момент времени, в который реанимирующий персонал производит фиксацию вспомогательного устройства на теле пациента;

T_H – время фактического начала сердечно-легочной реанимации. В этот момент происходит включение вспомогательного устройства;

$T_{слр}$ – временной цикл мероприятий СЛР, состоящий из последовательных интервалов $T_{нмс}$, $T_{ивл}$ и двух интервалов $T_{пр}$;

$T_{нмс}$ – временной интервал проведения НМС;

$T_{ивл}$ – временной интервал проведения ИВЛ;

$T_{пр}$ – временной интервал проверки наличия основных витальных функций пациента;

$T_{кэ_нмс}$ – временной интервал контроля эффективности проведения НМС.

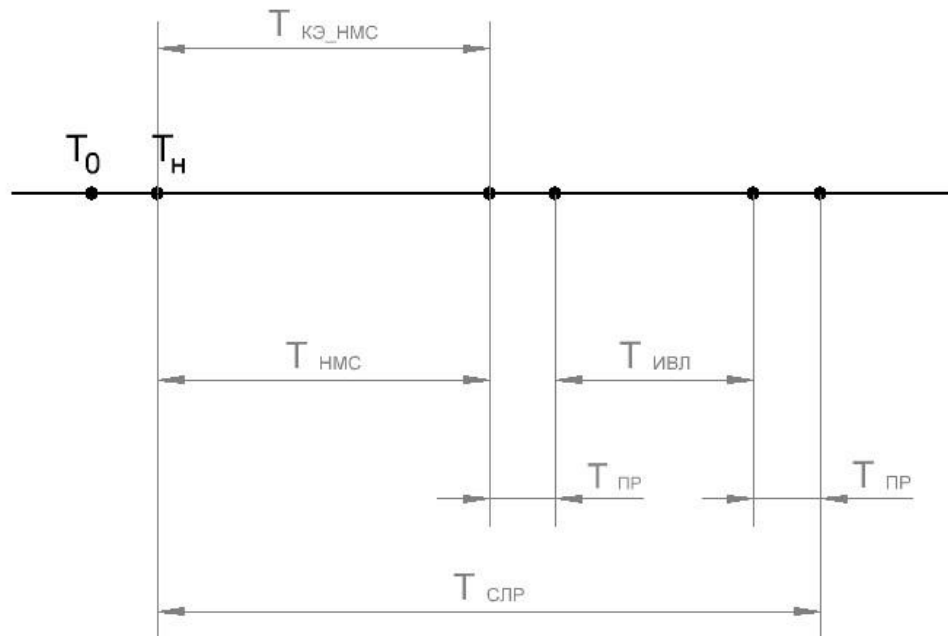


Рисунок 2.2 - Методика автоматического контроля параметров компрессии грудной клетки человека при его СЛР.

Функционирование Устройства можно представить в виде алгоритма (рисунок 2.3):

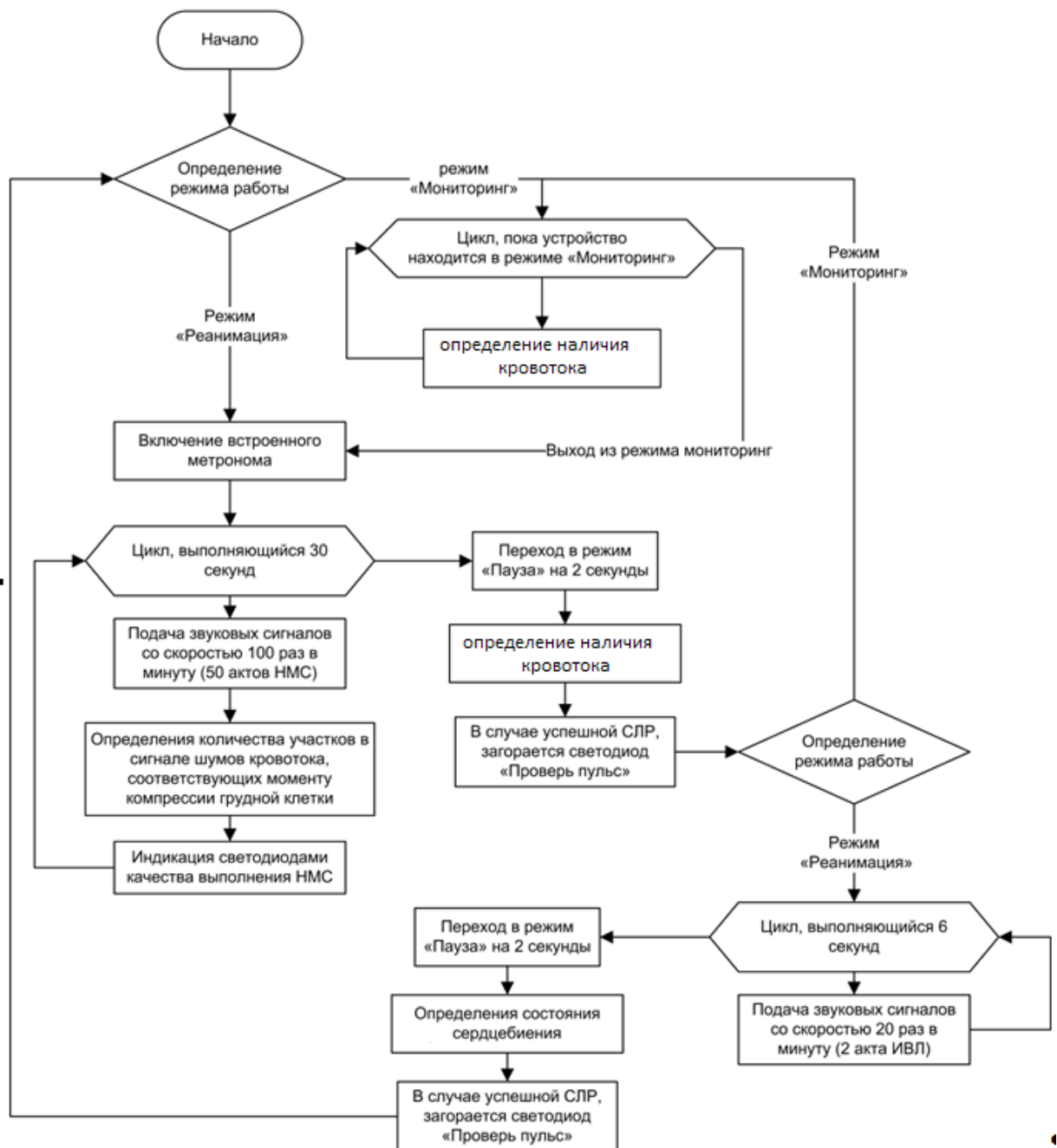


Рисунок 2.3 - Алгоритм работы Устройства.

После включения устройства определяется режим его работы («Реанимация» или «Мониторинг»). Если устройство находится в режиме «Мониторинг», происходит непрерывный сбор данных с акустических датчиков шумов кровотока, и производится оценка динамики кровотока, во время которой устройство может сделать вывод, что самостоятельное сердцебиение прекратилось и перейти в режим «Реанимация».

Если устройство находится в режиме «Реанимация», то инициируются мероприятия СЛР. Первым этапом СЛР является проведения НМС в течение 30

секунд. Во время проведения НМС устройство с помощью встроенного динамика задает ритм выполнения компрессии грудной клетки, который необходимо соблюдать, а также непрерывно считывает сигнал шумов кровотока, анализируя которые, устройство определяет количество компрессий грудной клетки, выполненных реаниматором на данный момент.

Для контроля эффективности компрессионных движений грудной клетки на корпусе экспериментального образца Устройства введено отображение текущей скорости компрессий, выполняемых реаниматором, в интуитивно понятной форме при помощи светодиодного табло индикации текущей скорости НМС, которое состоит из трех сегментов красного, желтого и зеленого цветов:

- 1) при скорости ниже 100 компрессионных движений в минуту загорается желтый сегмент табло индикации;
- 2) при скорости выше 100 компрессионных движений в минуту загорается красный сегмент табло индикации;
- 3) при скорости 100 компрессионных движений в минуту загорается зеленый сегмент табло индикации;

После проведения НМС осуществляется переход в режим «Пауза», длительностью 2 секунды, во время которого устройство с помощью алгоритма определения состояния получает текущее состояние сердцебиения и кровотока.

Если устройство определит наличие самостоятельного сердцебиения, то делается вывод об успешности мероприятий СЛР и загорается светодиодный индикатор «Проверь пульс». Персонал, соответственно, проверяет пульс и, либо подтверждает успешность мероприятий СЛР переводом устройства в режим «Мониторинг», либо продолжает мероприятия СЛР.

Если в течение первой паузы определено, что СЛР не принесло положительного результата, выполняется искусственная вентиляция легких (ИВЛ), за которой вновь осуществляется переход на две секунды в режим «Пауза» и проводится определение успешности мероприятий СЛР.

Если в течение второй паузы определено, что СЛР не принесло положительного результата и устройство находится в режиме «Реанимация», то мероприятия СЛР начинаются заново с НМС.

Внешний вид лицевой панели Устройства с указанием назначения органов управления и индикации приведен на рисунке 2.4.

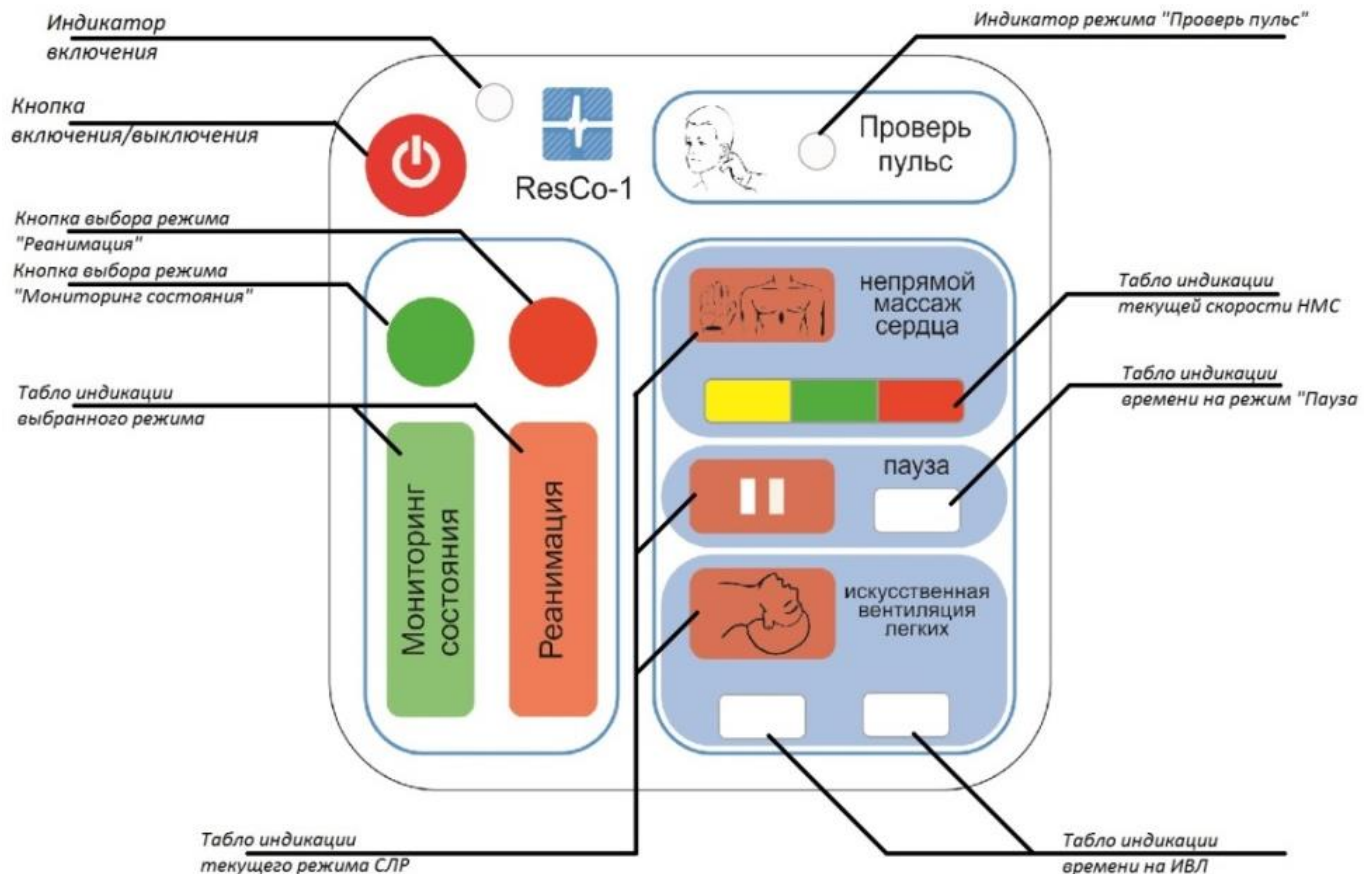


Рисунок 2.4 - Внешний вид лицевой панели Устройства.

Общая функциональная схема устройства для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации представлена на рисунке 2.5.

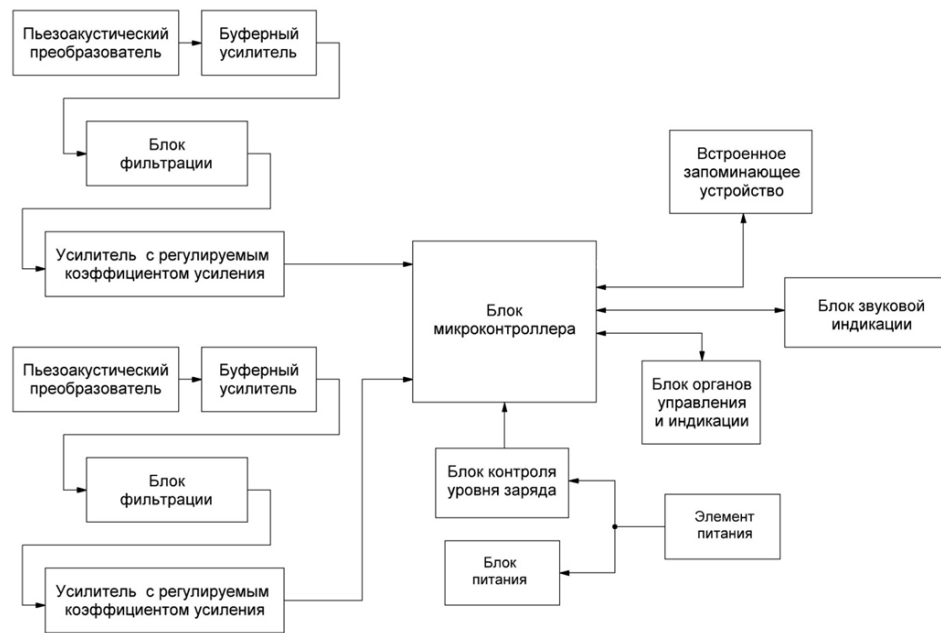


Рисунок 2.5 - общая функциональная схема экспериментального образца Устройства.

Пьезоакустические преобразователи, расположенные на сонных артериях реанимируемого, улавливают слабые звуковые сигналы и преобразуют их в электрические сигналы. Пройдя через блок буферного усилителя и блок фильтрации, сигналы усиливаются и фильтруются с целью уменьшения влияния помех и посторонних шумов. Пройдя через блок усилителя с регулируемым коэффициентом усиления, сигналы нормируются и попадают на вход аналого-цифрового преобразователя, интегрированного в микроконтроллер. Далее блок микроконтроллера производит преобразование аналогового сигнала в цифровой код, его обработку и анализ при помощи программно-алгоритмического комплекса, в соответствии с результатами работы которого воспроизводится визуальная и звуковая сигнализация о ходе проведения процедуры СЛР. Отображение состояния пациента и режима работы Устройства, а также его управление производится с помощью блока органов управления и индикации. Устройство работает от автономного блока питания, необходимого для формирования и поддержания в нужном диапазоне напряжений питания составных блоков устройства при изменяющемся из-за разряда питающих элементов входном напряжении.

2.3. Разработка алгоритмов предварительной обработки акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека

Алгоритмы предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека предназначены для их очистки от шумовых составляющих и артефактов, скрывающих тоны сердца человека. Кроме этого, данные алгоритмы позволяют обеспечить выделение из анализируемых фонокардиограмм частотного диапазона, характерного именно для шумов кровотока и тонов сердца. По результатам анализа литературных источников было установлено, что данный диапазон лежит в интервале от 250 Гц и до 2 кГц [83, 84].

С точки зрения эффективности и экономии вычислительных ресурсов, наиболее перспективными являются методы полиномиальной фильтрации. Применение полиномиальных преобразований сигнала при соответствующем подборе параметров позволяет сохранять локальные особенности сигнала. Данное свойство определяет предпочтение полиномиальных фильтров, поскольку согласуется со спецификой акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, в котором полезной составляющей является квазипериодическая последовательность локальных максимумов – отдельных тонов сердца человека [85-90].

Из известного набора наиболее распространенных полиномиальных фильтров можно выделить фильтр Баттерворта. Это обусловлено тем, что фильтры данного типа имеют максимально гладкую монотонную амплитудно-частотную характеристику на частотах полосы пропускания, что обеспечивает наименьшее искажение сигнала. Фильтры Баттерворта при соответствующем подборе параметров достаточны для очистки ФКГ от грубых шумов (например, сторонние шумы) и помех (например, наводки) [86,88, 90, 91].

Для реализации алгоритма фильтрации необходимо построение цифрового фильтра Баттерворта, применение коэффициентов которого позволяет «отсечь» на анализируемом акустическом сигнале частоты выше 2 кГц, что, соответствует частотной области тонов сердца человека.

Разработанный алгоритм удаления шумовых составляющих подразумевает использование уже заранее рассчитанных коэффициентов фильтра. Расчет коэффициентов можно произвести двумя способами:

- основываясь на положении так называемых полюсов проектируемого фильтра [92] – метод обладает значительным быстродействием, но при проектировании фильтра необходимо задавать довольно большой частотный коридор, что ведет к тому, что будет обеспечиваться не полное подавление части частотного диапазона, находящегося в зоне заграждения фильтра;
- основываясь на результатах расчета коэффициентов полинома фильтра [92] – метод более ресурсоемок, по сравнению с вышеприведенным методом, но проектируемые с его помощью цифровые фильтры обладают значительно лучшими амплитудо-частотными характеристиками в полосе заграждения.

При расчете передаточных функций фильтра методом поиска нулей и полюсов необходимо производить операции, основанные на использовании комплексной арифметики. Данный подход обеспечивает существенное повышение быстродействия реализованных алгоритмов расчета передаточных функций цифрового фильтра.

Входными данными для расчета коэффициентов фильтра Баттерворта являются его порядок, частота пропускания, частота дискретизации акустических данных, а также набор рассчитанных полюсов фильтра. Алгоритм расчета передаточных функций заключается в расчете аналогового прототипа ФНЧ, после чего рассчитывается число, характеризующее свертку аналогового прототипа ФНЧ. Данный результат в дальнейшем используется для выполнения билинейного преобразования аналогового прототипа ФНЧ в его цифровое представление согласно: [93].

$$H(z) = H_0 \cdot (-1)^{N-M} \cdot \frac{\prod_{k=1}^M (1 - z_k)}{\prod_{k=1}^N (1 - p_k)} \cdot (1 + z^{-1})^{N-M} \cdot \frac{\prod_{k=1}^M \left(1 - \frac{1 + z_k}{1 - z_k} \cdot z^{-1}\right)}{\prod_{k=1}^N \left(1 - \frac{1 + p_k}{1 - p_k} \cdot z^{-1}\right)}, \quad (2.1)$$

где N – порядок проектируемого фильтра,

M – количество полюсов фильтра,

z_k – нули проектируемого фильтра;

p_k – рассчитанные полюса проектируемого фильтра.

Минусом метода проектирования цифровых фильтров, основанного на расположении их нулей и полюсов является достаточно широкий коридор пропускания данного типа фильтров, что не позволяет говорить об уверенном выделении именно заданной полосы частот.

При построении полиномиального фильтра также происходит первоначальный расчет коэффициентов аналогового нормированного ФНЧ с его последующим преобразованием в цифровой фильтр требуемого фильтра.

Поскольку переход от аналогового фильтра к цифровому осуществляется через билинейное преобразование, которое искажает шкалу частот, то на первом шаге необходимо учесть это искажение для того чтобы сформулировать требования к коридору АЧХ аналогового фильтра таким образом, чтобы на пятом шаге при билинейном преобразовании получить фильтр с необходимыми характеристиками. Искажение шкалы частот при билинейном преобразовании происходит согласно выражению:

$$\Omega = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_n}{2}\right)$$

где T – интервал дискретизации, Ω – шкала частот аналогового фильтра, ω_n – нормированная шкала частот цифрового фильтра.

На втором шаге необходимо рассчитать порядок аналогового фильтра N (он же порядок цифрового, поскольку билинейное преобразование не меняет порядка фильтра) по заданному коридору АЧХ аналогового фильтра: Ω_p , Ω_s , R_p , R_s . Порядок ФНЧ Баттерворта:

$$N = \frac{\ln \frac{\varepsilon_s}{\varepsilon_p}}{\ln \frac{\Omega_s}{\Omega_p}},$$

где

$$\varepsilon_s = \sqrt{10^{\frac{R_s}{10}} - 1}; \quad \varepsilon_p = \sqrt{10^{\frac{R_p}{10}} - 1}.$$

На третьем шаге необходимо рассчитать передаточную характеристику $H_n(s)$ аналогового нормированного ФНЧ Баттерворта требуемого порядка. Передаточная характеристика нормированного ФНЧ Баттерворта имеет вид:

$$H_n(s) = \frac{1}{\varepsilon_p (s + \alpha)^r \cdot \prod_{n=1}^L (s^2 + 2 \cdot \alpha \cdot \sin(\theta_n) \cdot s + \alpha^2)},$$

$$\text{где } N = 2 \cdot L + r, \quad \alpha = \frac{1}{N\sqrt{\varepsilon_p}}, \quad \theta_n = \frac{2 \cdot n - 1}{2 \cdot N} \cdot \pi, \quad n = 1 \dots L.$$

Заключительным шагом расчёта цифрового фильтра Баттерворта является билинейное преобразование передаточной характеристики аналогового фильтра в искомую передаточную характеристику $H(z)$ цифрового фильтра.

$$\text{Билинейное преобразование осуществляется подстановкой } s \rightarrow \frac{2}{T} \cdot \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}}.$$

Результатом алгоритма, реализующего описанный метод, является массив данных с плавающей точкой, представляющий собой значения коэффициентов полинома числителя и знаменателя передаточной функции рассчитанного цифрового фильтра. Далее, полученный массив подвергается специфическому преобразованию, позволяющему нормировать получаемые значения.

В общем случае, алгоритм удаления шумовой составляющей представляет собой разностный цифровой фильтр, структурная схема которого представлена на рисунке 2.6 [91]. Реализация цифрового фильтра будет произведена в соответствии с формулой:

$$y(k) = \sum_{m=0}^3 b_m \cdot x(k-m) - \sum_{m=1}^3 a_m \cdot y(k-m), \quad k=0, 1, 2, \dots, \quad (2.2)$$

где $y(k)$ – вычисленное значение (одного элемента) обрабатываемого акустического сигнала,

b_m – соответствующий коэффициент знаменателя,

a_m – соответствующий коэффициент числителя,

$x(k-m)$ – значение исходного элемента акустического сигнала, поступающего на обработку,

$y(k-m)$ – значение элемента акустического сигнала, ранее полученное в результате работы фильтра,

k – порядковый номер элемента анализируемого массива,

m – порядковый номер текущего используемого коэффициента фильтра.

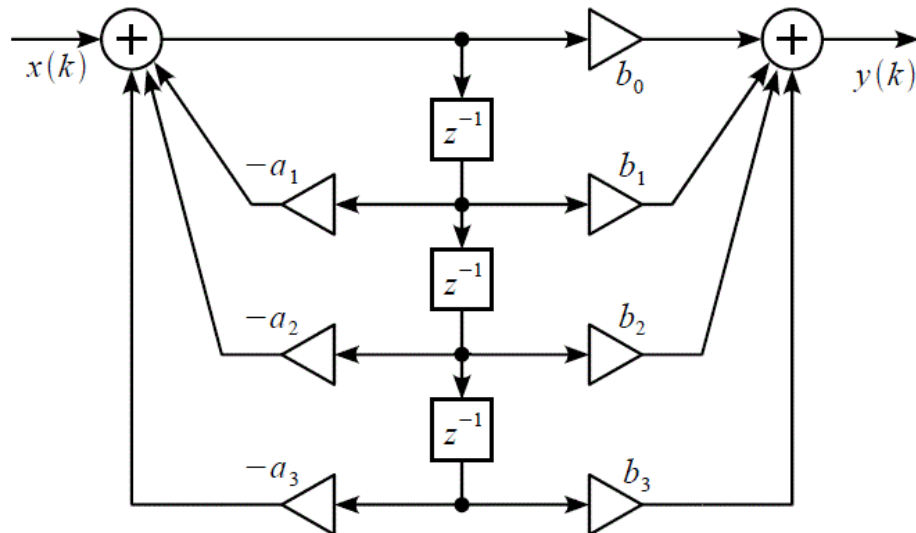


Рисунок 2.6 - Разностная схема реализации полиномиального фильтра.

В ходе проведения исследований было принято решение о проектировании двухкаскадного фильтра, включающего в себя фильтр нижних частот и фильтр верхних частот. Фильтр верхних частот обеспечивает удаление низкочастотной составляющей (от 20 Гц), которая с большой степенью вероятности может характеризовать низкочастотные помехи, обусловленные собственным шумом акустических датчиков. Фильтр же нижних частот обеспечивает выделение диапазона, характерного для шумов кровотока человека (до 80 Гц).

2.4. Разработка алгоритмов определения шумов кровотока.

Для решения ряда прикладных задач возникает необходимость использования экспресс-методов определения наличия сердцебиения пациента. Основным примером является контроль проведения реанимационных мероприятий – контроль правильности проведения непрямого массажа сердца и определение возникновения собственного сердцебиения. Для решения этих задач в рамках Соглашения о предоставлении субсидии от «28» ноября 2014 г. № 14.578.21.0078 ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям

развития научно-технического комплекса России на 2014-2020 годы», было разработано Устройство для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека (далее - Устройство), в состав которого входят алгоритмы, описываемые в данной главе настоящей диссертации. Устройство представляет собой мобильный программно-аппаратный комплекс, который контролирует ряд жизненных параметров пациента и координирует действия реаниматора.

Для решения поставленных задач ранее был выбран метод определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий. Очевидно, что сила шумов, возникающих в местах бифуркаций общих сонных артерий (за счет возникновения турбулентного тока крови), пропорциональна объему проходящего через них кровотока. Таким образом, для качественной оценки наличия кровотока в сонных артериях достаточно регистрировать наличие этих шумов в областях, где ламинарный ток крови сменяется турбулентным. Для кровотока это будут места разделения крупных сосудов (например, разделение сонной артерии на внутреннюю и внешнюю).

В связи с этим, представляется возможным осуществление контроля корректности проведения процедуры СЛР путем получения и анализа информации об интенсивности кровотока в местах бифуркаций общих сонных артерий при проведении НМС реанимируемого.

Для примерной оценки связи скорости движения и уровнем шума можно предположить, что эта связь будет нелинейной в силу нелинейности природы турбулентных явлений, являющихся источником этих шумов. При этом параметры функции будут иметь высокую индивидуальность и временную нестабильность из-за быстрого изменения состояния многих функциональных систем в ходе СЛР, что предполагает использование непараметрических методов оценки.

Два главных свойства этих функций позволяют использовать их для контроля проведения процедуры СЛР: их неотрицательность и однородность.

Такое свойство как неотрицательность является следствием того, что при отсутствии кровотока невозможно произвести регистрацию соответствующих

шумов. Таким образом, граница между нулевыми и положительными значениями функций шумов, фактически, четкая. Однородность функций означает, что за единицу значения функции мы всегда можем выбрать любое ее значение, для любых параметров, а значит и для любых пациентов. Таким образом, по шумам кровотока можно легко определить отсутствие кровотока, а также динамику их интенсивности в каждом конкретном случае.

Рассмотрим подробнее процесс оценки корректности проведения процедуры СЛР. Перед ее началом, кровоток в сонных артериях либо отсутствует, либо очень слаб, а значит, уровень шумов кровотока низкий или отсутствует. Обозначим начальный уровень шумов кровотока N_0 . Во время проведения процедуры СЛР необходимо, чтобы осуществляющее ее контрольное устройство осуществляло фиксацию значений шумов N_i . Если значения N_i больше N_0 , то можно сделать предположение, что мероприятия, проведенные в рамках процедуры СЛР имели положительный эффект. По отношению величин N_i к N_{i-1} , а также к N_0 можно определить состояние пациента и предложить пути корректировки действий при дальнейшем проведении процедуры СЛР (например, сокращение между интервалами при проведении НМС реанимируемого).

Например, пусть динамика N_i соответствует динамике, представленной на рисунке 2.7. Проанализировав представленную кривую можно сделать вывод, что шумы кровотока значительно возросли и приняли ритмичный характер, значит вероятнее всего, гемодинамика восстановлена. Следовательно, процедура СЛР прошла успешно и была восстановлена деятельность сердца реанимируемого пациента.

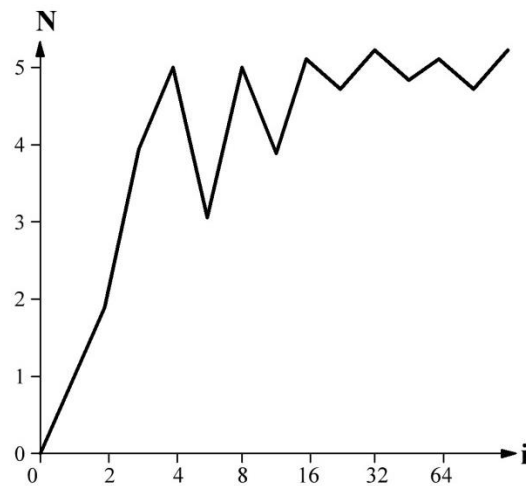


Рисунок 2.7 - Гемодинамические шумы при успешном проведении процедуры СЛР.

Если же динамика N_i имеет вид, представленный на рисунке 2.8, то можно сделать вывод, что текущие значения шумов кровотока значительно меньше максимальных (зарегистрированных в период паузы между при проведении СЛР) и имеют непериодический вид. В данном случае можно сделать вывод, что необходимо дальнейшее проведение реанимационных действий.

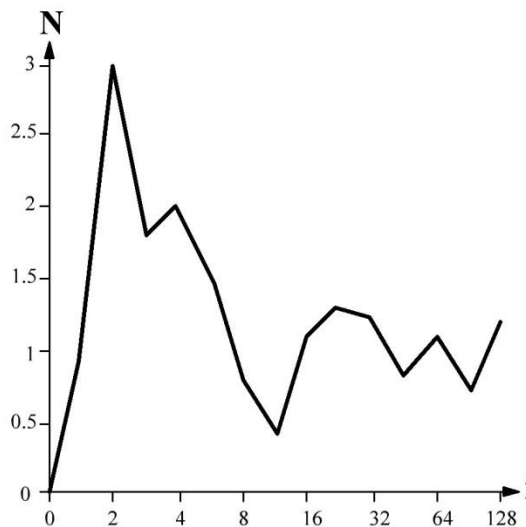


Рисунок 2.8 - Гемодинамические шумы в ходе проведения процедуры СЛР.

Данный метод кроме осуществления контроля хода проведения процедуры СЛР позволяет также выполнить задачу выявления положительной (появления и увеличения силы кровотока), либо отрицательной динамики (исчезновение, либо снижение интенсивности кровотока) состояния пациента во время проведения реанимационных мероприятий.

В ходе проведения СЛР сердечной деятельности реанимируемого соответствует следующий набор состояний:

- 1) сердечные сокращения отсутствуют;
- 2) аритмия;
- 3) собственное сердцебиение (нормальное, тахикардия, брадикардия);
- 4) корректное выполнение НМС с соблюдением ритма;
- 5) некорректное выполнение НМС с нарушением ритма.

Полезная (несущая информацию о состоянии кровотока) составляющая сигнала шумов кровотока будет различной для следующих состояний, которые необходимо различать:

- 1) отсутствие кровотока во время КП (мероприятия всё еще не привели к успеху);
- 2) отсутствие кровотока во время НМС (некорректно выполняется НМС или другая причина);
- 3) отсутствие кровотока во время ИВЛ (мероприятия всё еще не привели к успеху);
- 4) фибрилляция или аритмия во время КП;
- 5) фибрилляция или аритмия во время НМС;
- 6) фибрилляция или аритмия во время ИВЛ;
- 7) собственное сердцебиение (нормальное, тахикардия, брадикардия) КП;
- 8) собственное сердцебиение (нормальное, тахикардия, брадикардия) НМС;
- 9) собственное сердцебиение (нормальное, тахикардия, брадикардия) ИВЛ.

Детектируемый сигнал представляет собой акустическую совокупность окружающих шумов (в том числе производимых реаниматорами во время СЛР) и шумов кровотока в случае сигнала с бифуркаций сонных артерий. Полезный сигнал (шумы кровотока) в каждом из состояний отличаются набором описывающих его характеристик.

В общем случае, каждому состоянию можно сопоставить некоторую группу информационных представлений данного состояния. Каждое информационное представление являет собой математическое описание определенной последовательности признаков фрагментов полезного сигнала, а именно, набор фрагментов представления, их параметры (продолжительность и т.п.),

последовательность и продолжительность промежутков между ними (рисунок 2.9).

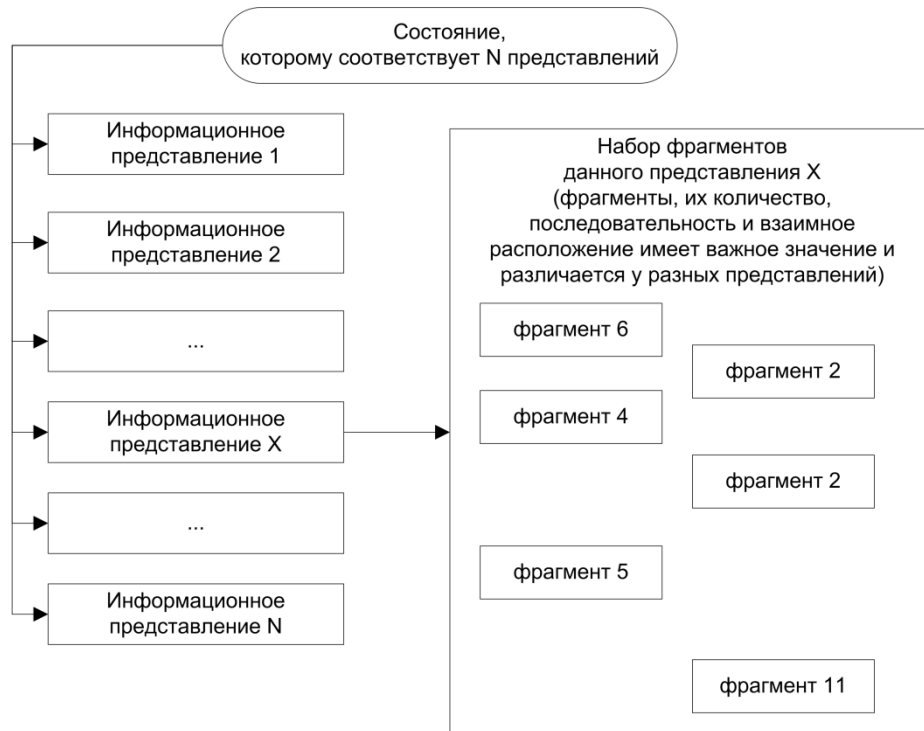


Рисунок 2.9 – Схематическое описание связи состояния, информационных представлений и фрагментов.

Каждый фрагмент, в свою очередь, характеризуется типом фрагмента, который зависит от метода поиска соответствующего ему участка в сигнале, и набором параметров. Другими словами, каждый фрагмент несет в себе информацию о способе идентификации соответствующих ему участков в сигнале.

Исходными данными для работы алгоритмов определения наличия сердечных сокращений могут использоваться акустические сигналы шумов кровотока, зафиксированные аппаратной частью Устройства и прошедшие предварительную обработку.

С точки зрения достоверности и экономии вычислительных ресурсов наиболее оптимальным способом определения наличия сердцебиения по акустическим данным является нахождение в сигнале фрагментов, обладающих определенными характеристиками. В качестве информационно значимых фрагментов для анализа акустических данных шумов кровотока выделяется несколько типов фрагментов, алгоритм обнаружения которых описаны ниже.

2.4.1. Алгоритм поиска участков с определенной степенью вклада в спектр выделенной полосы частот

Данный алгоритм позволяет найти участки в исходном сигнале, у которых на указанную полосу частот приходится определенная доля площади спектра.

Например, если полоса частот от 5 до 10 Гц должна отсутствовать в сигнале, то площадь той части спектра, которая приходится на эту полосу, должна лежать в диапазоне от 0 до 5 % от площади всего спектра.

Алгоритм проходит весь сигнал окном определенной ширины, участок сигнала в окне преобразовывается из амплитудно-временного в частотный вид с помощью дискретного преобразования Фурье, затем вычисляется площадь всего спектра и площадь участка искомой полосы, их отношение сравнивается с заданными границами.

Входящие параметры алгоритма:

- искомая полоса частот $[v_1; v_2]$ (Гц);
- диапазон процентного соотношения площадей искомых частот в сигнале $[F_1; F_2]$;
- L – ширина окна, в котором проводится поиск полосы частот;
- $S[t]$ – массив исходных данных, в котором производится поиск.

Выходные параметры алгоритма (результат работы):

- массив выходных данных, хранящий границы найденных участков;
- количество найденных участков (целое число).

Принципиальная схема алгоритма поиска участков с определенной степенью вклада в спектр выделенной полосы частот представлена на рисунке 2.10.

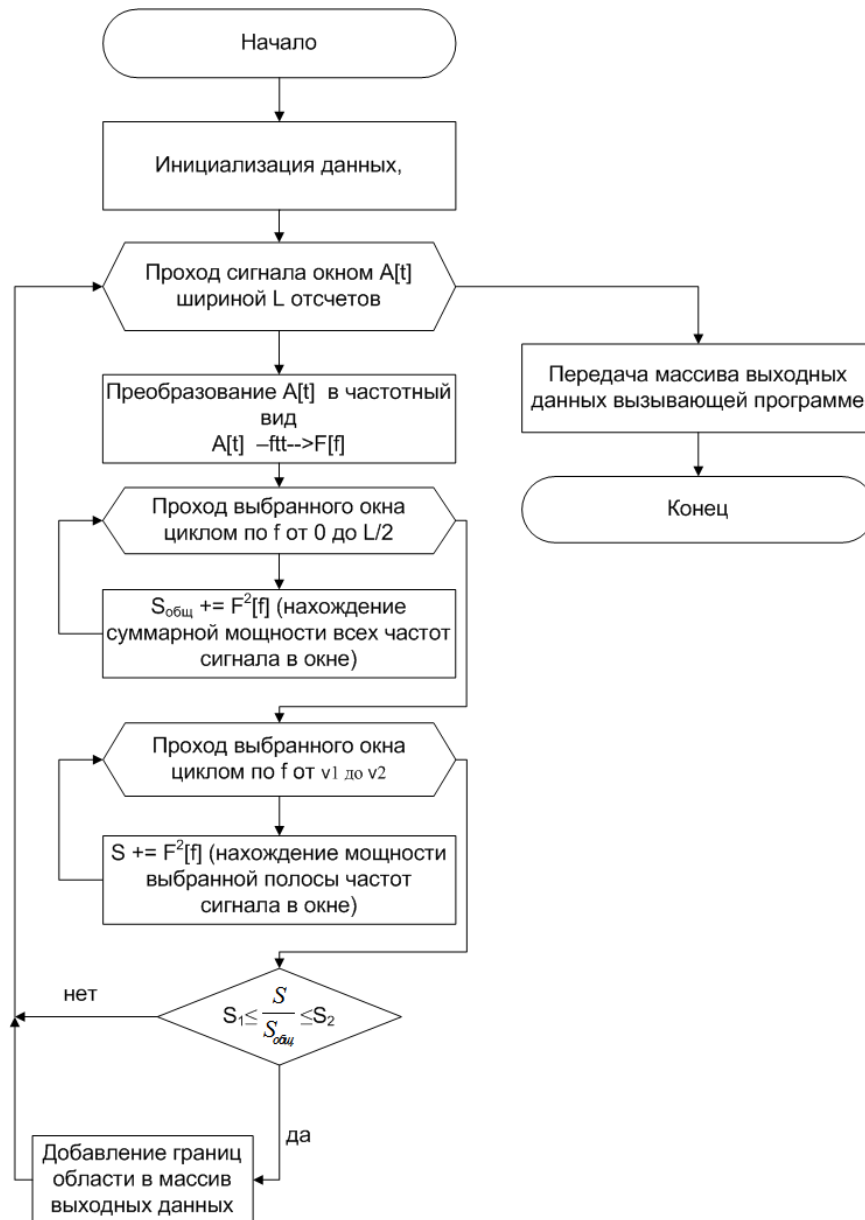


Рисунок 2.10 - Принципиальная схема алгоритма определения некоторой полосы частоты в спектре.

Алгоритм выполняется по следующим шагам:

1) инициализация данных – получение входных данных, выделение памяти под необходимые переменные;

2) запускается цикл, в ходе которого исходный сигнал проходится окном заданной ширины. Для каждого шага цикла (смещения окна) выполняются действия:

а) выбранный участок сигнала (окно) раскладывается в спектр при помощи дискретного преобразования Фурье;

б) запускается цикл по всем частотам исследуемого участка сигнала, в ходе выполнения которого проводится суммирование площадей всех частот спектра исследуемого участка, таким образом, вычисляется суммарная площадь спектра сигнала на исследуемом участке;

в) запускается цикл по всем частотам из искомой полосы частот, в ходе выполнения которого проводится суммирование площадей всех частот из искомой полосы частот, таким образом, вычисляется площадь спектра искомой полосы частот $[v_1; v_2]$ на исследуемом участке сигнала;

г) определение процентного соотношения между площадью спектра искомой полосы частот и суммарной площадью спектра сигнала на исследуемом участке, сравнение полученного отношения с границами диапазона процентного соотношения площадей искомых частот в сигнале $[F_1; F_2]$;

3) в случае успешной проверки проводится добавление границ участка в массив выходных данных;

4) завершение работы алгоритма, освобождение выделенной памяти.

2.4.2. Алгоритм поиска участков с определенным диапазоном скорости изменения амплитуды сигнала

Помимо анализа частотных областей анализируемых сигналов, необходимо также производить анализ их амплитудного представления. В этом случае из анализируемого сигнала происходит выделение участков, характеризующихся значительным усилением, либо ослаблением амплитуды.

Данный алгоритм позволяет локализовать участки сигнала, в которых происходит усиление или ослабление (резкое или слабое) амплитуды сигнала, или наоборот, отсутствует усиление (и/или ослабление) амплитуды сигнала. Алгоритм определяет границы участков сигнала, в рамках которых амплитуда сигнала лежит в диапазоне от Lp_1 до Lp_2 , а тангенс угла наклона касательной к графику сигнала находится в промежутке от α_1 до α_2 .

Так как исходный сигнал представляет собой ломаную, для которой дискретная производная не имеет смысла, в процессе работы алгоритм должен преобразовывать исходный сигнал из амплитудно-временного вида в мощностно-

временной вид и сглаживать его с заданным коэффициентом сглаживания σ , делая возможным корректное вычисление дискретной производной.

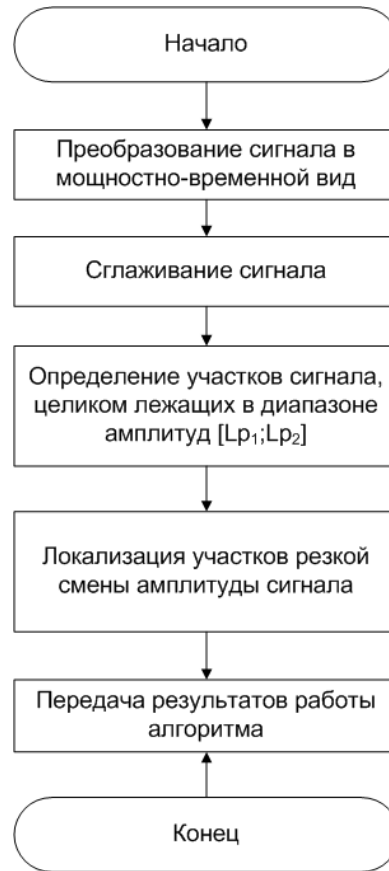


Рисунок 2.11 - Принципиальная схема алгоритма поиска участков с определенным диапазоном скорости изменения амплитуды сигнала

Преобразование в мощностно-временной вид можно осуществить при помощи цикла, в ходе которого массив, содержащий исходный сигнал, обрабатывается поэлементно от начала до конца сигнала и для каждого элемента выполняется действие:

$$P[x] = A^2[x],$$

где $A[x]$ – массив исходного сигнала, $P[x]$ – массив преобразованного сигнала.

Сглаживание сигнала можно осуществить при помощи цикла, в ходе которого массив $P[x]$, содержащий сигнал в мощностно-временном виде, обрабатывается поэлементно от начала до конца сигнала, определяется среднее значение σ соседних элементов и записывается в массив $T[y]$, где $y = \frac{x}{\sigma}$, таким образом, происходит уменьшение частоты дискретизации сигнала в σ раз.

Следующим шагом необходимо определить области сигнала $T[y]$, лежащие в диапазоне уровней $[Lp_1; Lp_2]$, то есть такие области $[y_a^k, y_b^k]$, где для любого значения y из этой области выполняется условие $T[y] \in [Lp_1; Lp_2]$. Так же необходимо контролировать длину найденных областей сигнала и отбрасывать области, длительность которых меньше определенного порогового значения, которое будет определено в ходе экспериментальных исследований.

Далее из найденных на предыдущем шаге областей необходимо выбрать те области, угол наклона касательной к графику которых лежит в определенном диапазоне $[\alpha_1; \alpha_2]$. Тангенс угла наклона касательной к графику может быть определен по формуле:

$$\alpha = \frac{T[y] - T[y_1^k]}{y - y_1^k},$$

где y, y_1^k – порядковые номера текущего и предыдущего отчета, $T[y]$, $T[y_1^k]$ – значение сигнала в точках текущего и предыдущего отчетов. Принципиальная схема работы алгоритма представлена на рисунке 2.11.

2.4.3. Алгоритм поиска участков в сигнале, соответствующих заданным фрагментам

Задачей данного алгоритма является идентификация участков в сигнале, то есть, поиск участков сигнала, соответствующих каким либо возможным фрагментам. Следует заметить, что одна и та же часть сигнала может соответствовать сразу нескольким участкам разных фрагментов.

Во время исполнения алгоритм сначала подготавливает данные, выделяет память под результирующий массив и инициализирует переменные начальными значениями. Затем, для каждого фрагмента из набора искомых фрагментов, соответственно заданным параметрам данного фрагмента осуществляется поиск участков с помощью одного из методов, определяемого согласно типу фрагмента. Все найденные участки помечаются в сигнале (сохраняются соответствующие им границы начала и конца участка, а так же идентификатор текущего фрагмента).

На рисунке 2.13 представлена принципиальная схема алгоритма.

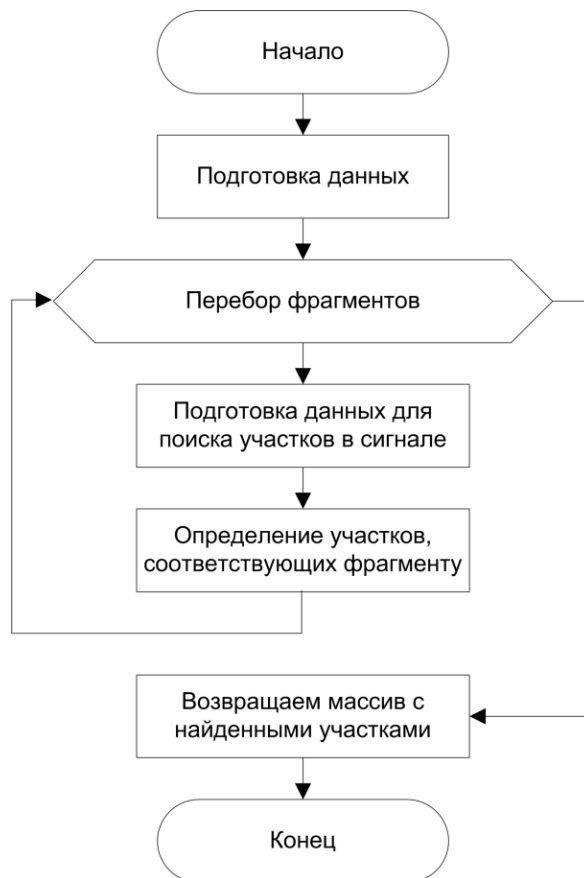


Рисунок 2.12 – Принципиальная схема алгоритма поиска участков в сигнале, соответствующих заданным фрагментам.

На примере сигнала, представленного на рисунке 2.14, покажем возможный результат работы алгоритма.

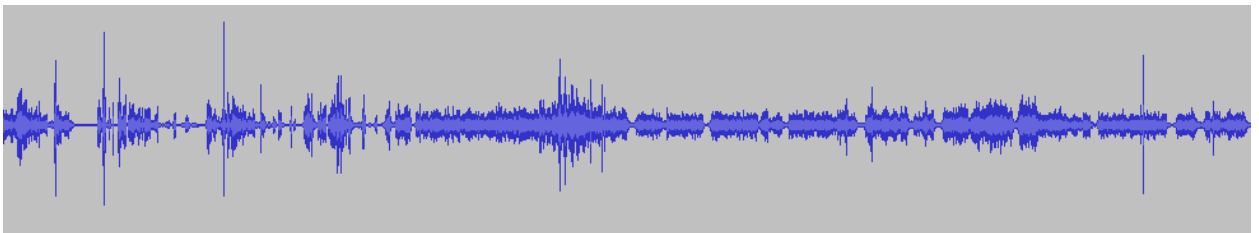


Рисунок 2.13 – Образец акустического сигнала.

На рисунке 2.15 представлен пример результата работы алгоритма. Найдены участки сигнала, которые по характеристикам соответствуют 9 различным фрагментам, причем одному фрагменту, обозначенному на рисунке оранжевым цветом, соответствует участки 2 и 7.

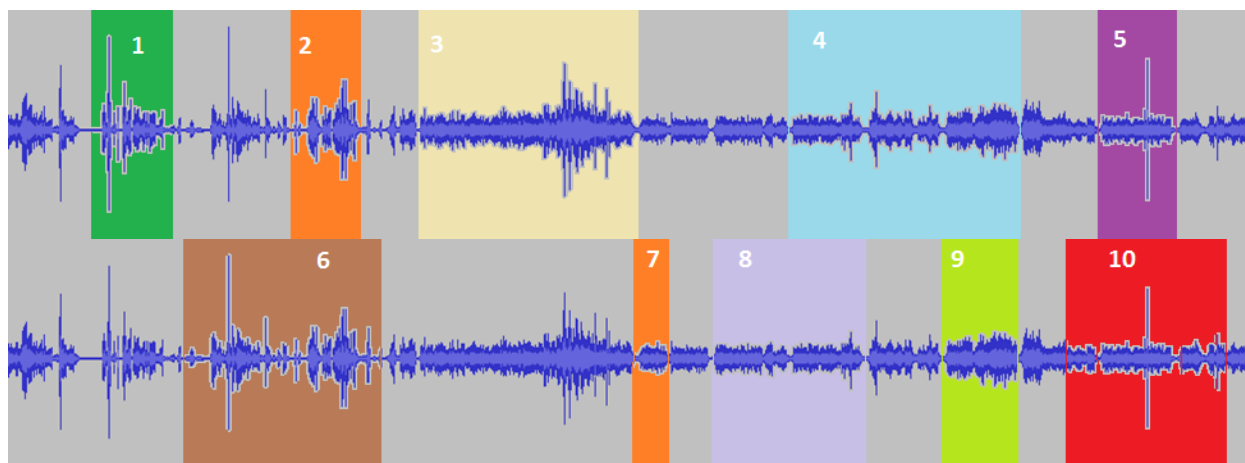


Рисунок 2.14 – Пример результата работы первого шага алгоритма для образца акустического сигнала.

2.4.4. Алгоритм определения состояния

Данный алгоритм определяет наиболее вероятные состояния, для которых предоставлен сигнал, из заданного набора состояний. Другими словами, в зависимости от входящих параметров (сигнала и набора состояний), данный алгоритм может определять сердцебиения.

В ходе работы Устройство применяет этот алгоритм для определения текущего состояния (состояний) сердцебиения по сигналу шумов кровотока.

В процессе работы алгоритма сначала выполняется поиск участков в сигнале, соответствующих заданным фрагментам. Затем алгоритм определяет, соответствуют ли последовательности найденных участков фрагментов какому-либо из информационных представлений и с какой степенью совпадения. Если, например (используя рисунок 1.13), аритмии соответствует информационное представление, состоящее из трех фрагментов: 1, 6 и 3 – идущих друг за другом, то алгоритм, перебирая найденные фрагменты, сопоставит их относительное положение и определит наличие в сигнале признаков аритмии с определенной степенью совпадения.

Таким образом, алгоритм уже определил состояния, информационные представления которых обнаружены в исследуемом сигнале. Фильтруются все состояния, оставляя только те, степень вероятности которых выше пороговой для данного состояния, то есть, принимается решение об их верном определении.

Ранжируя информационные представления по степени совпадения, алгоритм определяет наиболее вероятные состояние.

На рисунке 2.16 представлена принципиальная схема работы алгоритма.

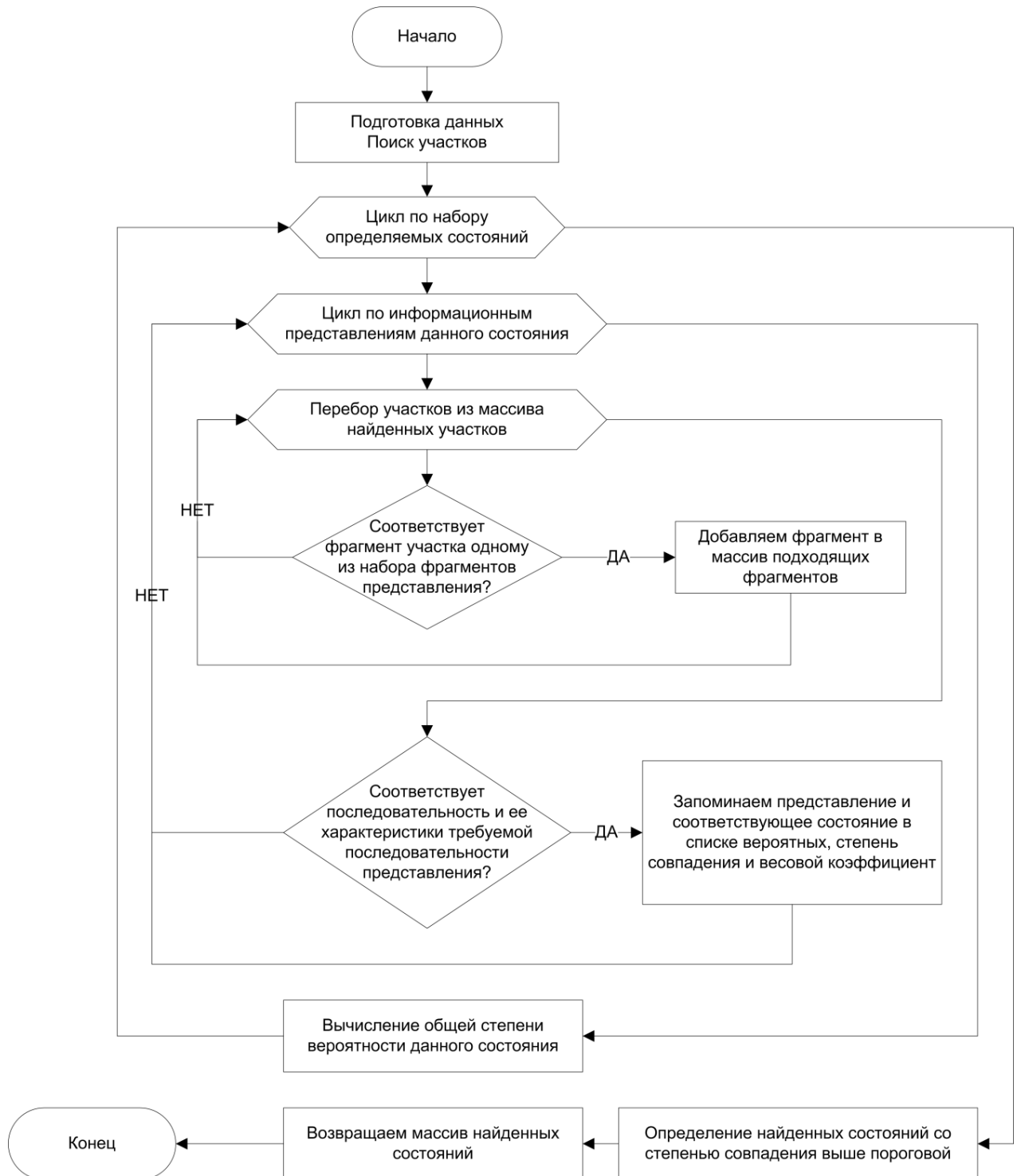


Рисунок 2.15 – Принципиальная схема алгоритма определения состояния.

2.5. Разработка алгоритмов определения частоты сердцебиения.

Для решения ряда прикладных задач возникает необходимость использования методов определения частоты сердцебиения пациента. Основным

примером использования данных алгоритмов являются системы биомедицинского мониторинга. В качестве анализируемых акустических данных могут быть использованы как шумы кровотока, так и тоны сердца человека.

Для выделения тонов сердца было решено использовать метод, основанный на вычислении и анализе энергии Шеннона исследуемого сигнала, предварительно очищенного от сторонних шумов. Метод основывается на поиске энергетических выбросов, которые соответствуют тонам сердца. Отличительной особенностью метода является быстроедействие и низкие требования к вычислительным ресурсам, что является чрезвычайно важными факторами при использовании метода в составе систем мобильного мониторинга.

Выделить тоны S1 (первый тон сердца) можно, полагая, что они представлены низкими частотами, а наложенный шум – высокими.

Сигнал с частотой ниже 100 Гц и высокой амплитудой соответствует тону S1. Поэтому применяется низкочастотный фильтр с частотой среза 100 Гц для подавления шумов сердца. Чтобы обнаружить начало S1 строится огибающая ФКГ (рисунок 2.17). Рассматривается энергия по Шэннону:

$$E = -S^2(t) \log S^2(t), \quad (2.16)$$

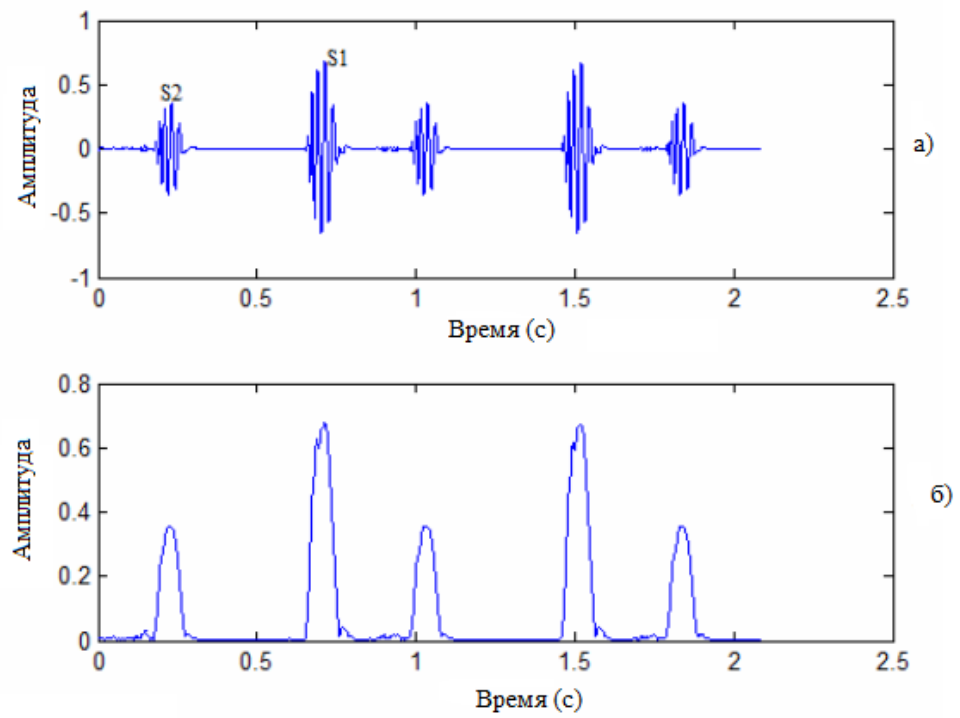


Рисунок 2.16 – Сигнал и огибающая энергии Шеннона.
Общий принцип работы алгоритма представлен на рисунке 2.18.



Рисунок 2.17 – принципиальная схема алгоритма определения частоты сердцебиения.

Расчет энергии Шеннона должен выполняться после удаления шумовой составляющей анализируемого сигнала. Алгоритм вычисления энергии Шеннона представлен на рисунке 2.19.

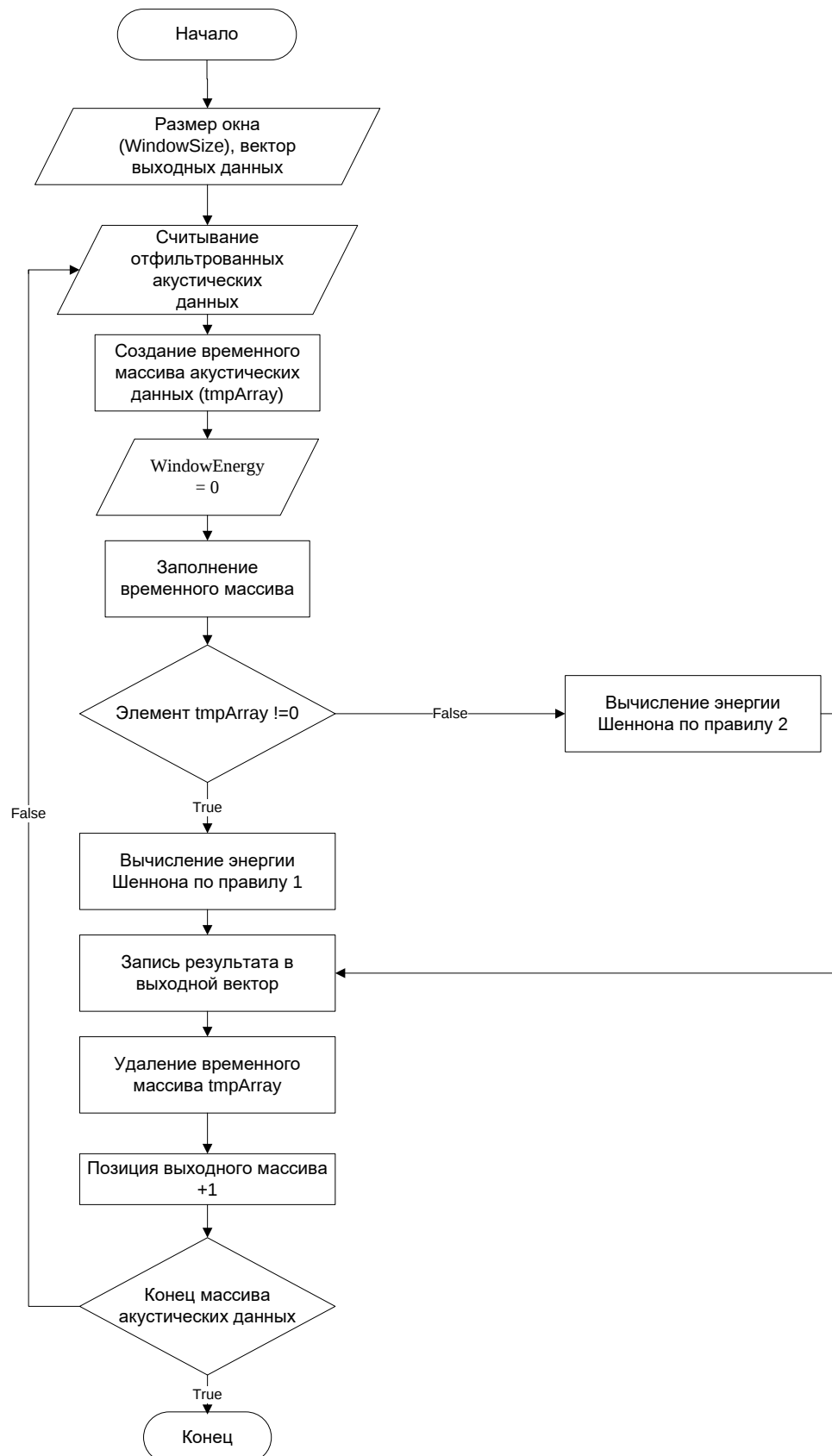


Рисунок 2.18 - Блок-схема алгоритма вычисления энергии Шеннона.

На вход данного алгоритма подается:

- параметр (*WindowSize*), характеризующий размер окна, внутри которого производится вычисление энергии Шеннона;
- массив акустических данных с уже удаленной из них шумовой составляющей;
- выходной вектор (массив), содержащий нулевые элементы. Данный массив по ходу работы алгоритма будет заполняться рассчитанными значениями энергии Шеннона. Размер массива равен $\frac{InSize}{WindowSize}$, где *InSize* – размер массива акустических данных;
- при создании временного массива также происходит инициализация параметра *WindowEnergy*, в который будет записываться расчётное значение энергии Шеннона.

Далее происходит создание временного массива (*tmpArray*), который заполняется данными анализируемого акустического сигнала. Размер временного массива равен размеру окна, внутри которого производится расчет энергии Шеннона. Размер данного массива равен размеру окна, внутри которого производится расчет энергии Шеннона.

Затем происходит расчет энергии Шеннона внутри временного массива. Расчет происходит итеративно по всем элементам временного массива данных. При этом в зависимости от равенства элемента временного массива (*tmpArray[i]*) нулю имеется два варианта расчета энергии Шеннона:

- 1) *tmpArray[i] != 0*. Расчет энергии Шеннона происходит по формуле:

$$WindowEnergy = \frac{WindowEnergy + (tmpArray[i]^2 - \log(tmpArray[i]))}{-WindowEnergy/WindowSize}. \quad (4.1)$$

- 2) *tmpArray[i] == 0*. Расчет производится по формуле:

$$WindowEnergy = -WindowEnergy/WindowSize. \quad (4.2)$$

Как видно из представленных выше описаний операций наряду с вычислением энергии Шеннона происходит нормировка получаемых значений на размер окна, в котором происходит вычисление данных значений. Полученные результаты записываются в соответствующие позиции выходного вектора.

Нормализация массива, содержащего значения энергии Шеннона акустического сигнала, позволит дополнительно обработать результаты вычисления энергии Шеннона с целью устранения «мусорных» ее значений, анализ которых может привести к возрастанию погрешности выделения сердечных тонов. Нормализация входного вектора, в качестве которого выступает вектор значений энергии Шеннона, можно проводить путем деления значения каждого элемента этого вектора на рассчитанное значение квадрата дисперсии анализируемых данных.

В результате нормализации происходит устранение части энергетических выбросов, не соответствующих тонам сердца. Для слияния близко расположенных энергетических выбросов, имеет смысл проводить сглаживание нормализованного массива значений энергии Шеннона медианным фильтром.

На рисунке 2.20 представлена блок-схема алгоритма нормализации полученных значений энергии Шеннона анализируемого акустического сигнала. На вход данного алгоритма подается вектор (массив *InVec*), содержащий результаты работы алгоритма вычисления временной зависимости энергии Шеннона акустического сигнала, описанного в предыдущем разделе. Также, на вход данного алгоритма подается нулевой выходной вектор (*OutVec*), размер которого равен размеру вектора входных данных. Затем происходит инициализация параметра *Sum*, значение которого получается в результате последовательного суммирования данного параметра с каждым последующим элементом массива *InVec* (*InVec[i]*) по правилу:

$$Sum = Sum + InVec[i]. \quad (4.3)$$

Далее происходит вычисление среднего значения (*Mean*) анализируемого входного вектора по правилу:

$$Mean = Sum / (\text{Длина вектора}). \quad (4.4)$$

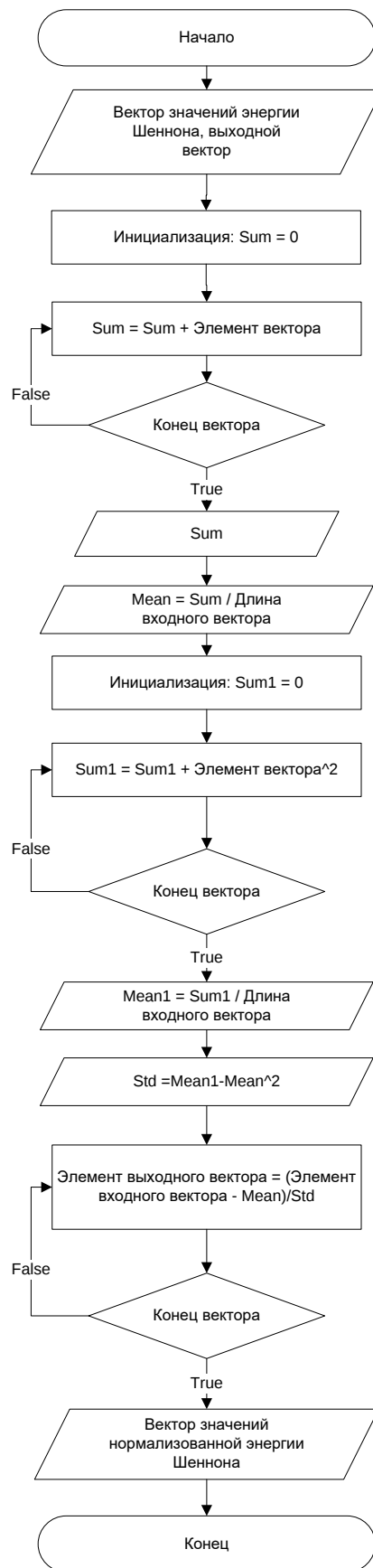


Рисунок 2.19 - Блок-схема алгоритма нормализации энергии Шеннона.

Затем происходит расчет квадрата дисперсии выборки, в качестве которой выступает входной вектор данных. Для расчета данного параметра необходимо рассчитать:

- сумму ($Sum1$) всех элементов вектора ($InVec[i]$) в соответствии с формулой: $Sum1 = Sum1 + InVec[i]$;
- среднее значение ($Mean1$) всех элементов вектора ($InVec[i]$) в соответствии с формулой: $Mean1 = Sum1 / (Длина\ вектора)$.

После этого происходит расчет квадрата дисперсии (Std), производимый по формуле:

$$Std = Mean1 - Mean^2. \quad (4.5)$$

После расчета всех вышеперечисленных параметров происходит нормализация энергии Шеннона анализируемого акустического сигнала. Результаты записываются в выходной вектор $OutVec$. При этом расчет значений каждого из элементов данного выходного вектора ($OutVec[i]$) происходит по формуле:

$$OutVec[i] = \frac{OutVec[i]}{Std}. \quad (4.6)$$

Результаты выполнения данного алгоритма подаются в качестве входного вектора ($InVec$) на вход алгоритма медианной фильтрации результатов нормализации энергии Шеннона акустического сигнала (рисунок 2.21). Кроме этого, на вход данного алгоритма подается нулевой выходной вектор, в который будут записываться результаты выполнения алгоритма (вектор $OutVec$). При выполнении алгоритма будет создан буферный вектор (массив памяти Tmp) размером равным размеру окна медианной фильтрации ($WindowSize$), величина которого окончательно будет подобрана при работе с реальными акустическими данными. Данный буферный вектор последовательно заполняется данными входного вектора. Количество вносимых данных равно величине $WindowSize$. Затем происходит упорядочивание по возрастанию элементов (например, с использованием метода сортировки Хоара) данного вектора и выбор его центрального элемента, который будет записан в результирующий вектор.

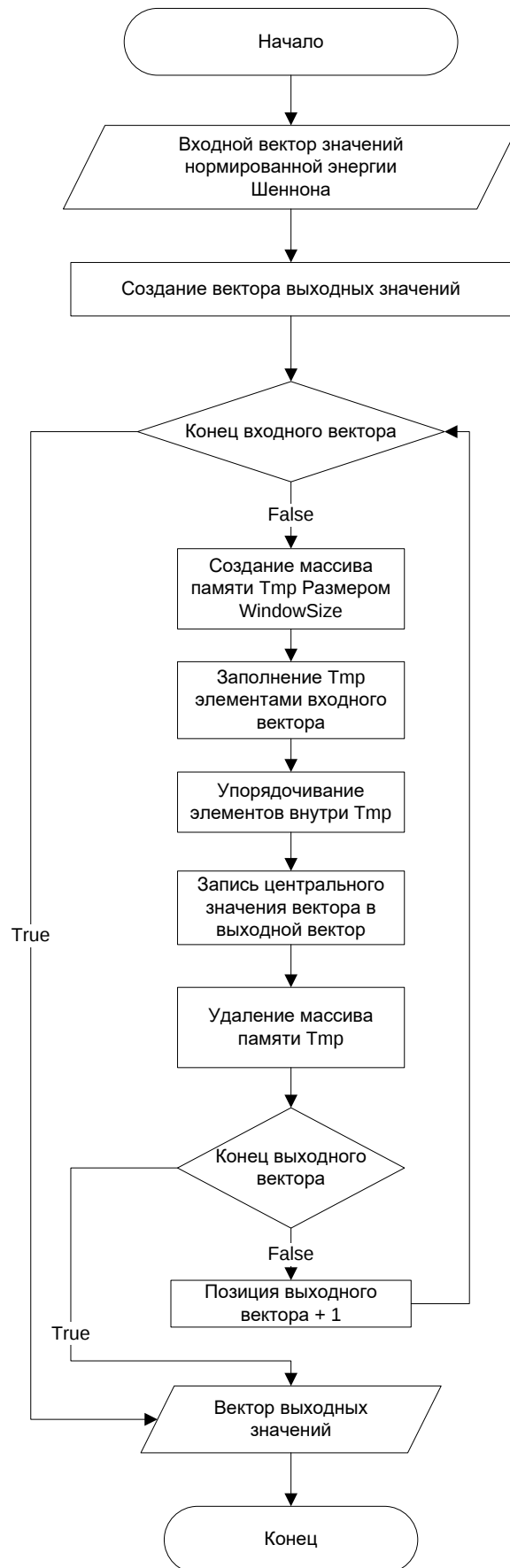


Рисунок 2.20 - Блок-схема алгоритма медианной фильтрации нормированной энергии Шеннона.

Для выделения пиков энергетических выбросов, соответствующих сердечным сокращениям на анализируемых акустических сигналах можно использовать алгоритм пороговой фильтрации нормированной и сглаженной временной зависимости энергии Шеннона. Алгоритм можно спроектировать как итеративную операцию, обеспечивающую сглаживание результатов нормализации энергии Шеннона (после их медианной фильтрации) путем удаления из анализируемого массива данных значений ниже пороговых.

Данный алгоритм (рисунок 2.22) предназначен для первоначального выделения пиков акустического сигнала, соответствующих первому и второму тонам сердца. На вход алгоритма подается вектор (*InVec*), содержащий результаты медианной фильтрации рассчитанной нормированной энергии Шеннона и пороговое значение (*Porog*), относительно которого будет производиться поиск пиков входного сигнала и нулевой выходной вектор (*OutVec*). По данным анализа литературных источников пороговое значение устанавливается равным 0,4. Затем происходит итеративный поиск (по всем значениям элементов входного вектора (*InVec[i]*)), после которого происходит итеративное (по всем значениям элементов входного вектора (*InVec[i]*)) заполнение выходного вектора (*OutVec*), размер которого равен размеру входного вектора. Если значение *InVec[i]* меньше заданного порогового значения, то происходит заполнение элемента *OutVec[Size-i]* нулевыми значениями (*Size* – размер входного и выходного векторов). В противном случае соответствующий элемент заполняется 1.

На выходе алгоритма будут получены массив выходных значений (*OutVec*), рассчитанных посредством данного алгоритма и количество найденных пиков (*N*).

На рисунке 2.23 представлен пример работы порогового фильтра на сигнале с частотой дискретизации равной 16000 с соотношением сигнал/шум > 10 дБ и примененным к нему фильтром нижних частот Баттерворта с характеристиками частот пропускания и подавления: 55-86 Гц. Величина порогового значения (*Porog*) равна 0,4.

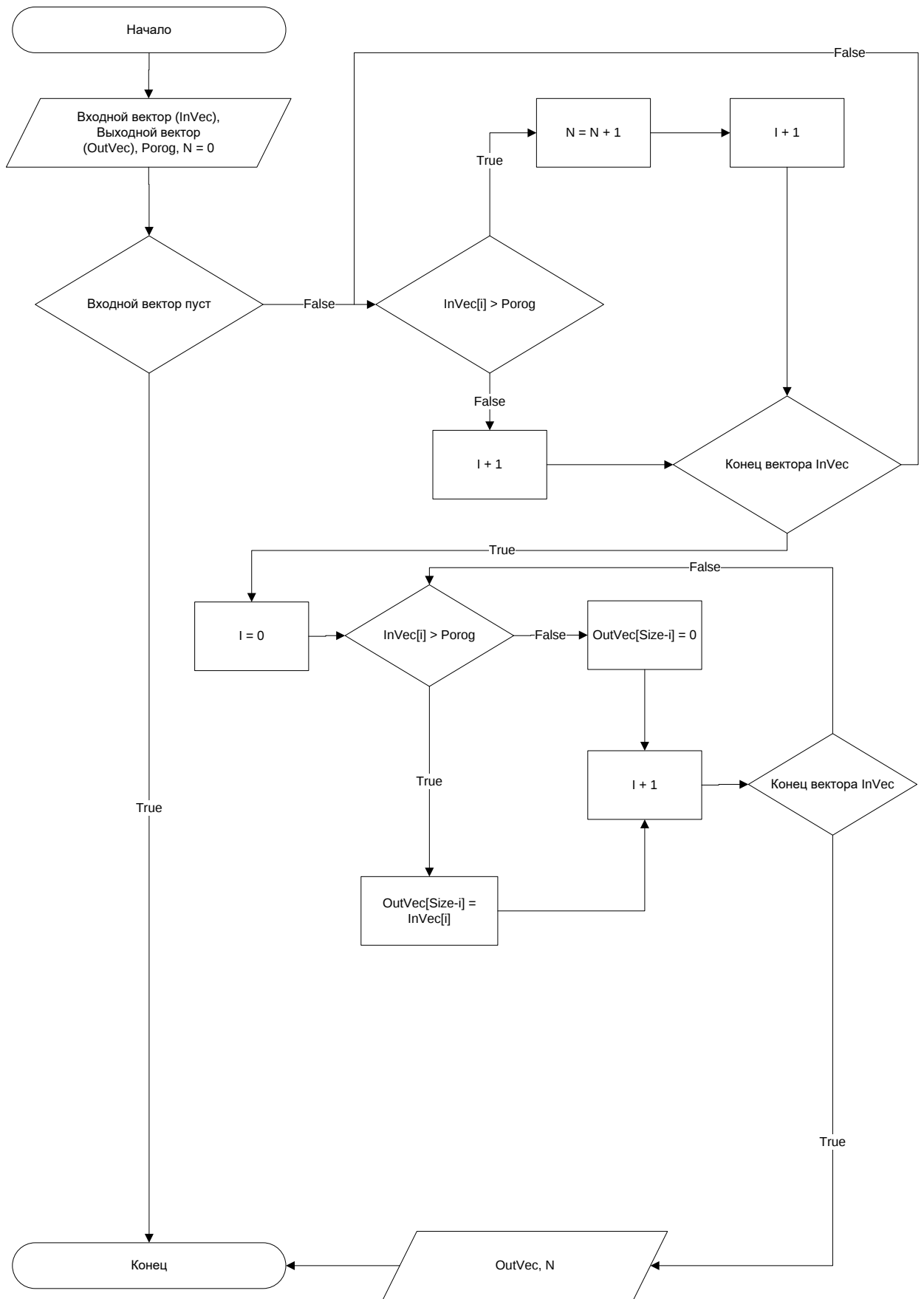


Рисунок 2.21 - Блок-схема алгоритма пороговой фильтрации.

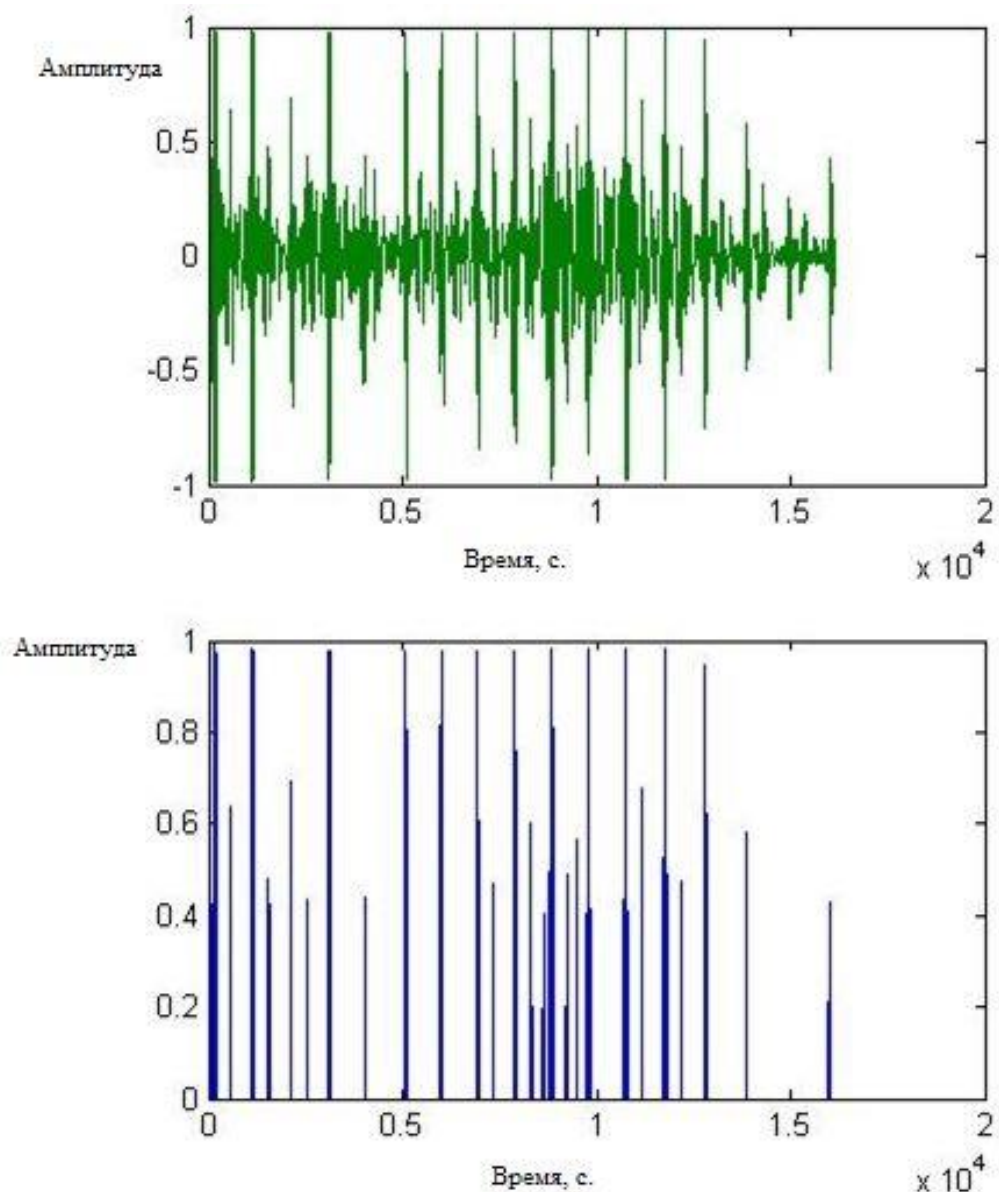


Рисунок 2.22 - Пример работы порогового фильтра.

В результате пороговой фильтрации формируется массив данных, содержащий единичные пики, соответствующие энергетическим выбросам в момент сокращения сердечной мышцы, и близкорасположенные пики, совокупность которых также характеризует отдельные сердечные сокращения.

Как уже отмечалось, в результате пороговой фильтрации результатов нормализованной фильтрации энергии Шеннона анализируемого акустического сигнала, наряду с одиночными пиками, соответствующими одному сердечному сокращению могут быть получены близкорасположенные пиковые значения энергетических выбросов, совокупность которых также соответствует одному сердечному сокращению.

При анализе такого рода результатов непременно будет возникать ошибка подсчета количества сердечных сокращений в результате избыточного количества выделенных пиков, соответствующих энергетическим выбросам, вследствие сердечных сокращений. Для решения данной проблемы в состав аналитических алгоритмов можно использовать алгоритм слияния близкорасположенных областей, предназначенный для их слияния и повышения точности подсчета числа сердечных сокращений.

Основная цель работы данного алгоритма (рисунок 2.24) заключается в слиянии пиков, соответствующих одним и тем же тонам сердечных сокращений (первый, либо второй тоны сердца). Это можно объяснить тем, что вследствие резко немонотонной зависимости энергии Шеннона от времени пороговая фильтрация приводит к образованию последовательности локальных пиков, относящихся к одному тону сердечного ритма и разделенных короткими временными интервалами меньшими, чем временной интервал между двумя соседними ударами сердечного ритма. Поскольку эти локальные пики относятся к одному тону, они объединяются (сливаются) в один временной интервал (замкнутую область), характеризующий длительность отдельного тона сердечного ритма.

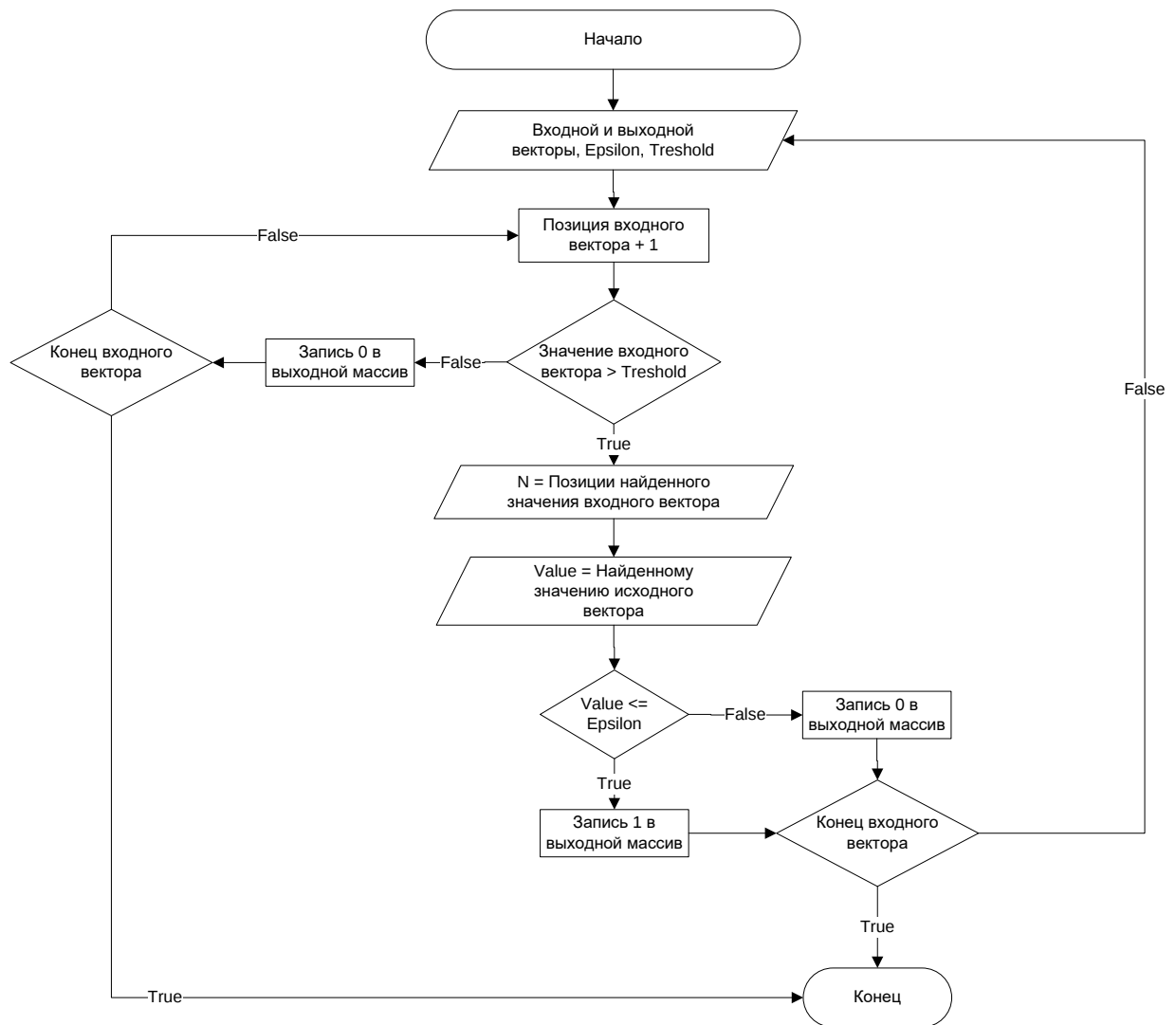


Рисунок 2.23 - Блок-схема алгоритма слияния близкорасположенных пиков.

На вход алгоритма подается входной вектор (массив) данных, полученный в результате пороговой фильтрации нормализованной энергии Шеннона, параметр *Epsilon*, характеризующий минимальное расстояние между пиками, которое составляет 250-300мс. [82,83], а также параметр *Threshold*, характеризующий минимальную величину первого элемента входного вектора (элемента соответствующего первому значимому пику). Также на вход подается нулевой выходной массив, являющийся результатом работы алгоритма. Общий ход работы алгоритма можно описать следующим образом. Происходит последовательный перебор значений входного вектора. В случае выполнения условия: Элемент вектора $> Threshold$ происходит перебор и подсчет элементов входного вектора до тех пор пока расстояния между соседними пиками будет меньше параметра *Epsilon*. В данном случае происходит последовательное заполнение выходного

массива значениями 1. В противном случае (при невыполнении начального условия, являющегося входом в вышеописанный цикл) происходит заполнение выходного массива значениями 0.

Подсчет частоты компрессий на основании анализа временных интервалов между соседними пиками, соответствующими энергетическим выбросам может проводиться путем расчета длительности каждого из выделенных промежутков между отдельными импульсами..

Алгоритм (рисунок 4.22) позволяет обеспечить минимизацию статистической ошибки выделения первого тона сердца. При работе алгоритма происходит вычисление средних значений найденных замкнутых областей.

В качестве временной метки, характеризующей замкнутую область данного тона сердечного ритма, в алгоритме выбирается взвешенное среднее, в качестве которого выступает первый момент функции энергии Шеннона, расположенной выше порогового значения, на замкнутой области, относящейся к данному тону сердечного ритма. На данном этапе работы алгоритма производится вычисление временной метки каждой замкнутой области, относящейся к соответствующему тону сердечного ритма.

На вход алгоритма подается входной вектор (*InVec*), являющийся результатом работы алгоритма слияния близкорасположенных пиков, нулевой вектор размерностью равной размерности входного вектора (*OutVec*), а также вектор *SizeArea*, содержащий значения, характеризующие длины каждой из последовательностей.

Алгоритм представляет собой последовательный перебор значений входного вектора. При нахождении значения входного вектора отличного от нуля ($InVec[i] \neq 0$) происходит создание временного вектора (*Tmp*), в который записываются найденные значения. Запись производится до тех пор, пока алгоритм не дойдет до нулевого значения входного вектора. В этом случае происходит поиск центрального элемента временного вектора, запись данного значения в выходной вектор, запись длины найденной области в

соответствующую позицию входного вектора *SizeArea*. Данные операции продолжаются до момента достижения конечного элемента входного вектора.

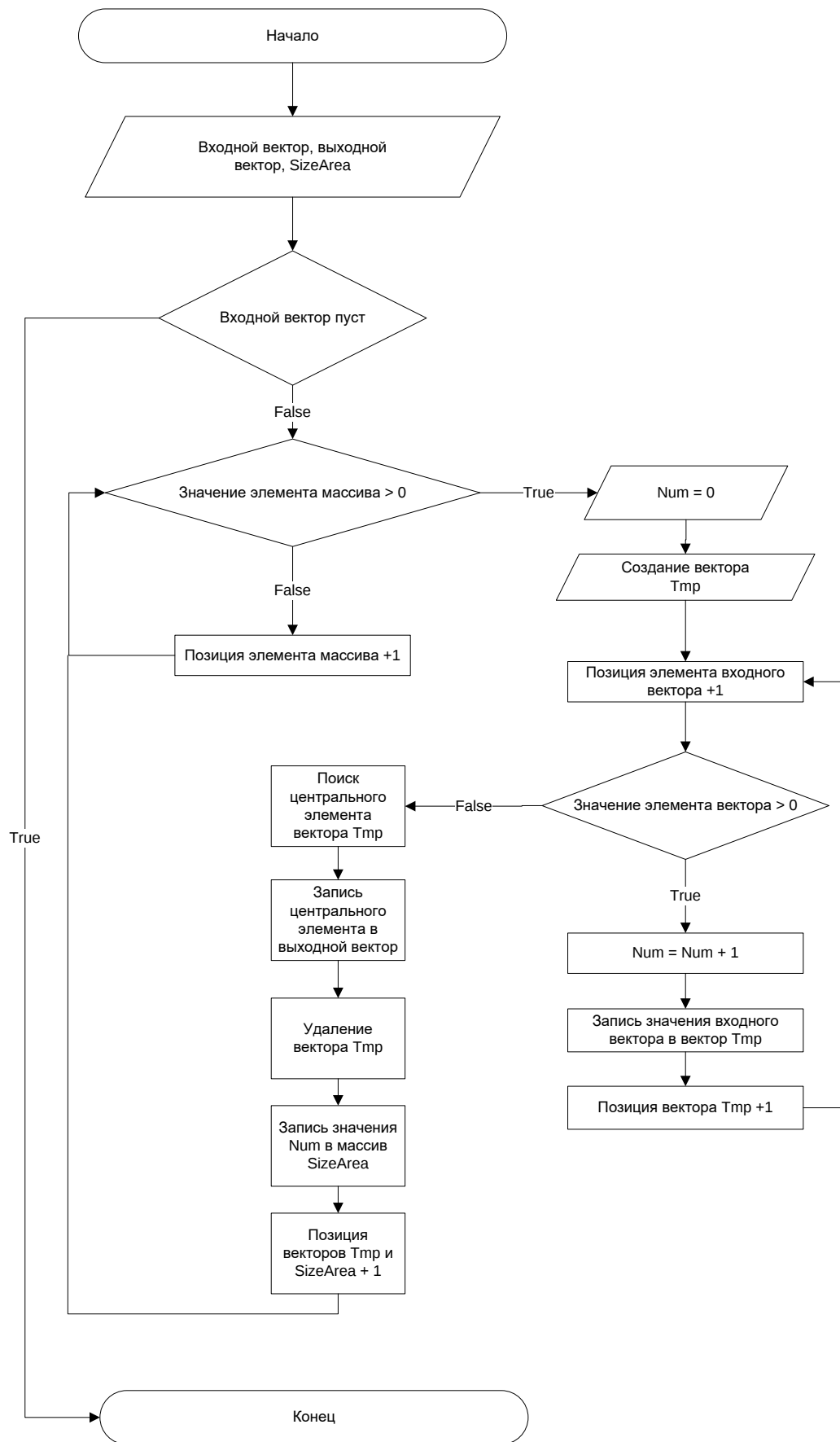


Рисунок 2.24 - Блок-схема алгоритма вычисления средних значений найденных замкнутых областей.

Во время подсчета компрессий может происходить анализ не всех промежутков между найденными сердечными сокращениями. Это связано с тем, что в результате получения и обработки результатов вычисления энергетических выбросов анализируемых акустических сигналов в качестве первого тона сердца могут быть интерпретированы также оставшиеся после удаления шумовой составляющей акустического сигнала помехи, лежащей в том же частотном диапазоне, что и шумы сердечных сокращений. Для удаления этих помех необходимо исключить пики с длительностью не соответствующей минимальной длительности первого тона сердца.

2.6. Заключение

В ходе работ над второй главой диссертационной работы были разработаны основные принципы функционирования разрабатываемого ПАК:

- обобщенная схема и общий алгоритм функционирования ПАК;
- алгоритм предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, обеспечивающий удаление шумовой составляющей сигнала, препятствующей работе алгоритмов определения наличия динамики шумов кровотока и подсчета количества компрессий при проведении НМС;
- алгоритм определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий, с целью контроля проведения НМС и контроля наличия самостоятельной сердечной деятельности пациента;
- алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении НМС.

3. Экспериментальные исследования программного-аппаратного комплекса оценки частоты сердечных сокращений на основе анализа акустических данных.

3.1. Введение.

Для проведения экспериментальных исследований в рамках 3-й главы диссертационной работы был создан программный комплекс, предназначенный для исследования работоспособности алгоритмов предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы, определения наличия шумов кровотока и подсчета количества компрессий при проведении НМС.

Разработанные алгоритмы предназначены для использования в составе Устройства для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека, разрабатываемого в рамках Соглашения о предоставлении субсидии от «28» ноября 2014 г. № 14.578.21.0078 ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2014-2020 годы» (уникальный идентификатор RFMEFI57814X0078). В процессе проведения экспериментальных исследований регистрация акустических сигналов сердечно-сосудистой системы человека была осуществлена с помощью экспериментального образца Устройства (рисунок 3.1), обеспечивающего регистрацию акустических сигналов и их сохранение на карту памяти. При проведении экспериментальных исследований алгоритмов предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека в качестве экспериментальных данных использовались записи акустических сигналов сердечно-сосудистой системы группы добровольцев (10 сигналов). Основной целью экспериментальных исследований данной группы алгоритмов являлся выбор метода (полиномиальной фильтрации, либо фильтрации данных на основе вейвлет-преобразований), обеспечивающего наилучшее выделение искомого частотного диапазона (20 – 80 Гц) и наиболее полное удаление шумовых составляющих.



Рисунок 3.1 – аппаратная часть экспериментального образца Устройства для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека

При проведении экспериментальных исследований, направленных на оценку работоспособности алгоритмов определения наличия шумов кровотока и подсчета компрессий при НМС были использованы акустические данные, полученные с манекена для отработки навыков СЛР (Resusci Anne). При проведении данного этапа экспериментальных исследований в качестве алгоритмов удаления шумовых составляющих акустического сигнала использовались алгоритмы, разработанные в ходе предыдущего этапа исследований.

3.2. Экспериментальные исследования алгоритмов предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека

При проведении экспериментальных исследований данной группы алгоритмов, при помощи 10 добровольцев был создан набор экспериментальных акустических сигналов кровотока, зарегистрированных с области бифуркации сонных артерий. Регистрация акустических данных осуществлялась посредством экспериментального образца Устройства. После регистрации акустические данные сохранялись на встроенную память и переносились на персональный

компьютер, после чего происходил анализ результатов их обработки методом полиномиальной фильтрации. Обработка и анализ данных осуществлялись посредством тестового программного обеспечения, интерфейс которого представлен на рисунке 3.2.

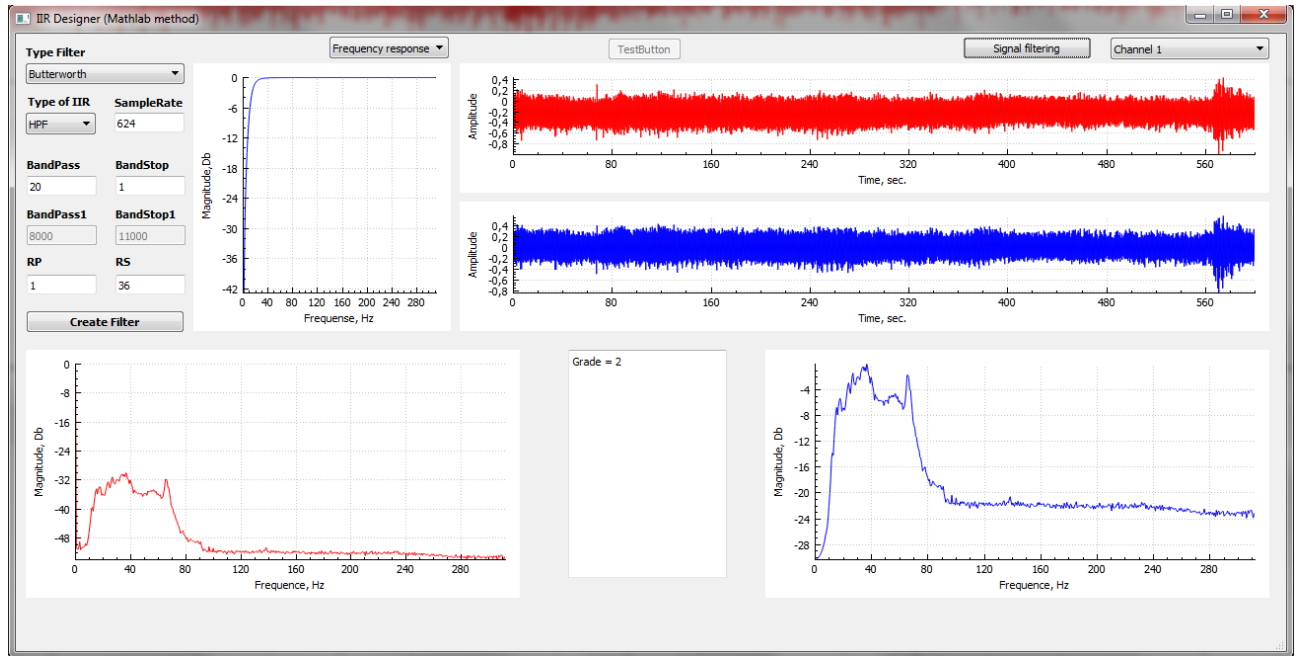


Рисунок 3.2 – интерфейс тестового программного обеспечения, реализующего алгоритмы удаления предварительной обработки акустического сигнала

Экспериментальные исследования, направленные на применение методов полиномиальной фильтрации показали, что выделение из акустического сигнала полезного диапазона частот возможно в результате использования последовательного включения каскадов высоко- и низкочастотного фильтров Баттерворта. Для выделения полезной составляющей акустических сигналов были использованы следующие каскады фильтров Баттерворта, АЧХ которых представлены на рисунке 3.3:

1. фильтр высоких частот. Частота пропускания – 20 Гц, Частота заграждения – 1 Гц, шумоподавление в полосе пропускания – 1 дБ, шумоподавление в полосе заграждения – 36 дБ (рисунок 3.5 а));
2. фильтр низких частот. Частота пропускания – 40 Гц, Частота заграждения – 110 Гц, шумоподавление в полосе пропускания – 1 дБ, шумоподавление в полосе заграждения – 36 дБ (рисунок 3.5 б));

3. фильтр высоких частот. Частота пропускания – 45 Гц, Частота заграждения – 20 Гц, шумоподавление в полосе пропускания – 1 дБ, шумоподавление в полосе заграждения – 30 дБ (рисунок 3.5 в)).

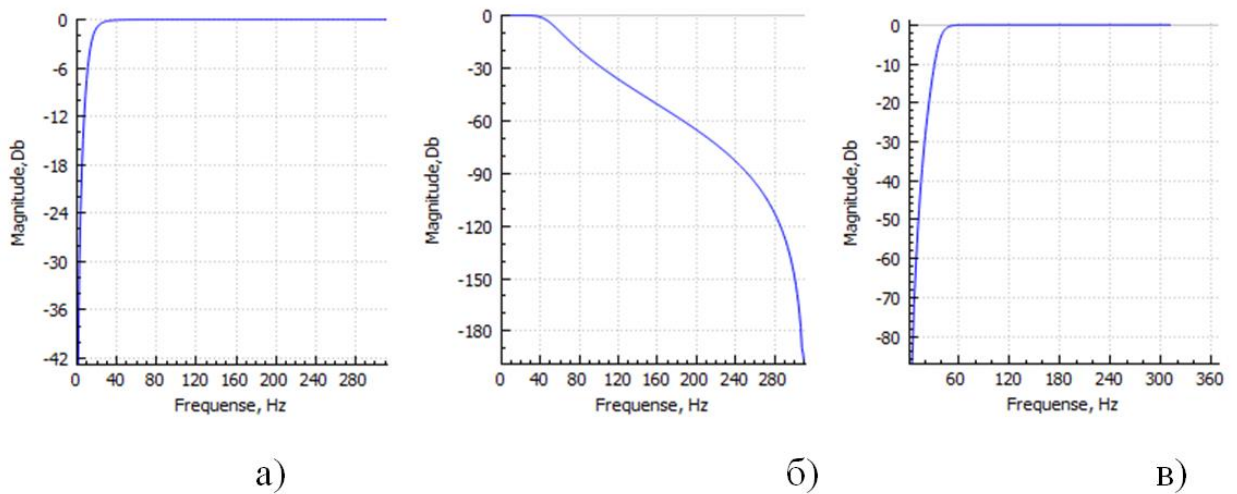


Рисунок 3.3 – импульсные характеристики каскадов фильтра Баттерворта

Последовательное применение каскадов фильтров показало, что их использование позволяет добиться полного выделения составляющих, характеризующих шумы кровотока по сонным артериям человека (рисунок 3.4).

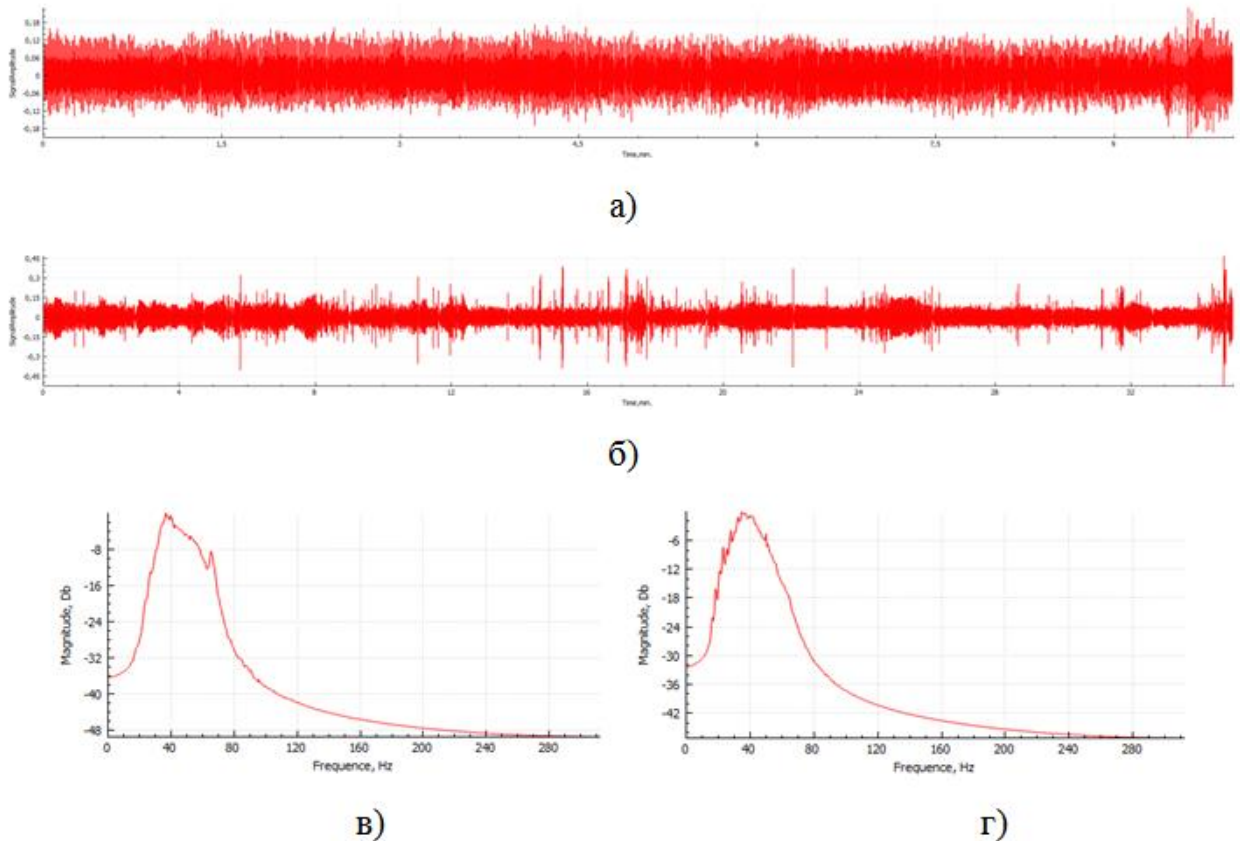


Рисунок 3.4 – результаты применения каскадов фильтра Баттерворта к акустическим сигналам:

а, б) акустический сигнал, определяющий шумы кровотока добровольца 1 и 2 соответственно;

в, г) обобщенный частотный спектр, характеризующий сигналы а) и б).

В результате проведения экспериментальных исследований, было принято решение об использовании алгоритмов полиномиальной фильтрации акустического сигнала с целью выделения его полезных составляющих. Данное решение обусловлено тем, что при этом происходит выделение именно искомого частотного диапазона без возникновения пульсаций в областях высоких частот. Для проведения дальнейших экспериментальных исследований и для использования в составе программного обеспечения экспериментального образца Устройства было принято решение об использовании статически заданных коэффициентов полиномиальных фильтров, представленных в таблице 3.1. Использование статических коэффициентов позволит значительно повысить

быстродействие программного обеспечения за счет исключения операции их динамического расчета.

Таблица 3.1 – Статические коэффициенты каскадов полиномиальных фильтров

Номер каскада	Порядок фильтра	Коэффициенты числителя (b)	Коэффициенты знаменателя (a)
1.	2	0,9450435578 -1,8900871563 0,9450435578	1 -1,887064664 0,8931096484
2.	5	0,0006029561 0,0030147809 0,0060295619 0,0060295619 0,0030147809 0,0006029561	1 -3,298966994 4,555542974 -3,246630782 1,186394881 -0,177045480
3.	6	0,500862418 -3,005517451 7,512936280 -10,0172483734 7,512936280 -3,005517451 0,500862418	1 -4,6277857617 9,0490942674 9,0490942674 5,7281787954 -1,8494169732 0,2508631627

3.3. Экспериментальные исследования алгоритмов определения наличия шумов кровотока

При проведении данного этапа экспериментальных исследований был использован экспериментальный образец Устройства совместно с манекеном-тренажером для отработки навыков СЛР Resusci Anne (далее – манекен) производства компании Laerdal Medical, предоставляющего возможность воспроизведения процедуры СЛР, включая симуляцию шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий. Шумы кровотока регистрировались напрямую с поверхности шеи манекена (Рисунок 3.5).



а)



б)

Рисунок 3.5 – манекен Resusci Anne и экспериментальный образец
Устройства

а) общий вид экспериментальной установки; б) расположение акустических датчиков.

Тестовое программное обеспечение для проверки работоспособности алгоритмов определения наличия шумов кровотока в качестве входных данных использует акустические сигналы, полученные с манекена-тренажера которые поточно передаются на вход алгоритмов, что позволяет осуществить имитацию получения сигналов в реальном времени. Стоит отметить, что при этом также используются алгоритмы удаления шумовой составляющей акустического сигнала, использующие ранее рассчитанные коэффициенты каждого из каскадов полиномиальных фильтров.

Интерфейс тестового приложения состоит из четырех блоков (Рисунок 3.6):

- блок, содержащий таймер, отображающий текущий момент воспроизводимого сигнала и счетчик обнаруженных индикаторов наличия кровотока - шумов кровотока, соответствующих компрессионному движению НМС или сердечному сокращению;
- блок со списком интервалов, на которых обнаружены индикаторы наличия кровотока (далее – интервалы наличия кровотока) и указанием ЧСС на этом интервале;
- блок с графическим отображением анализируемого сигнала;
- блок с изображением лицевой панели устройства, предназначенный для проверки алгоритмов индикации прибора.

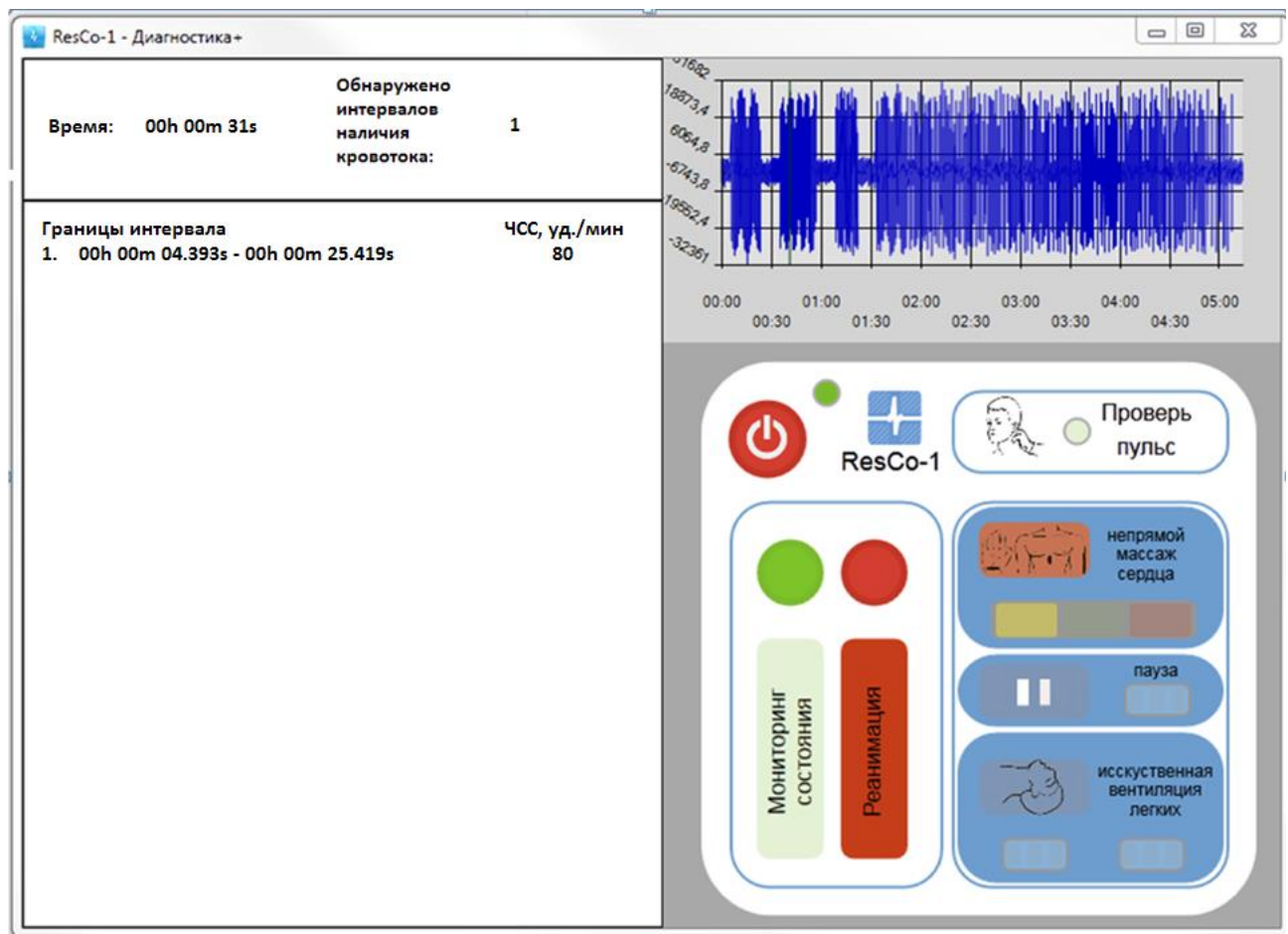


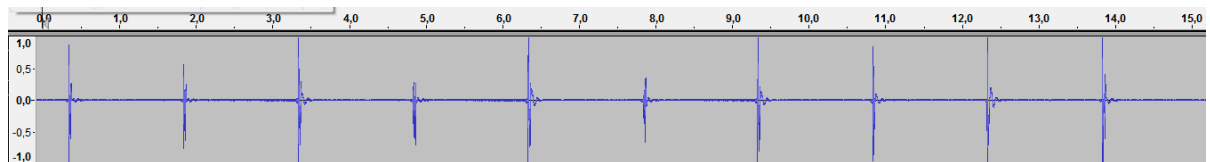
Рисунок 3.6 – интерфейс тестового приложения

Первым этапом экспериментальных исследований алгоритмов определения наличия шумов кровотока была проверка корректности работы алгоритмов с сигналами с постоянной частотой сердечных сокращений. При правильной работе

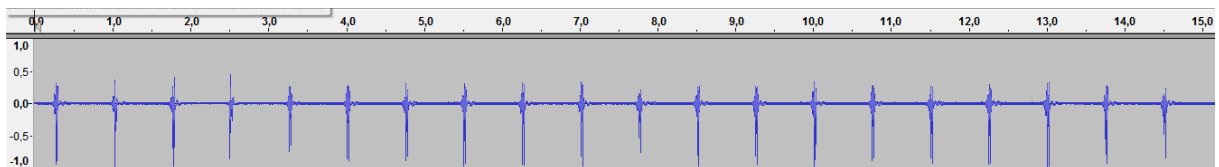
алгоритмов на сигнале должен быть обнаружен один интервал наличия кровотока, длительность которого равна длительности сигнала. Для проведения экспериментальных исследований были записаны сигналы:

- сигнал с частотой сердечных сокращений 40 ударов в минуту, длительностью 600 секунд, количество индикаторов кровотока в сигнале – 400, частота дискретизации 624 Гц;
- сигнал с частотой сердечных сокращений 80 ударов в минуту, длительностью 600 секунд, количество индикаторов кровотока в сигнале – 800, частота дискретизации 624 Гц.

Сигналы представлены на рисунке 3.7.



а)



б)

Рисунок 3.7– сигналы, полученные на манекене-тренажере: а) сигнал с частотой 40 ударов в минуту; б) сигнал с частотой 80 ударов в минуту.

В результате работы алгоритмов, как на первом, так и на втором сигнале был зафиксирован один интервал наличия кровотока длительностью 10 минут, что полностью соответствует реальным характеристикам сигналов и говорит о правильной работе алгоритмов определения наличия шумов кровотока с сигналами с постоянной частотой сердечных сокращений. При практическом применении алгоритмов в составе Устройства, сигналы этого типа могут быть зафиксированы при наличии собственного сердцебиения пациента и работе устройства в режиме «Мониторинг».

Вторым этапом экспериментальных исследований алгоритмов определения наличия шумов кровотока была проверка корректности работы алгоритмов с

сигналами с переменной частотой индикаторов наличия кровотока. В качестве экспериментальных данных был использован сигнал, полученный на манекене при имитации сердечно-легочной реанимации. Длительность сигнала 300 секунд, частота дискретизации 624 Гц. Сигнал представлен на рисунке 3.8.

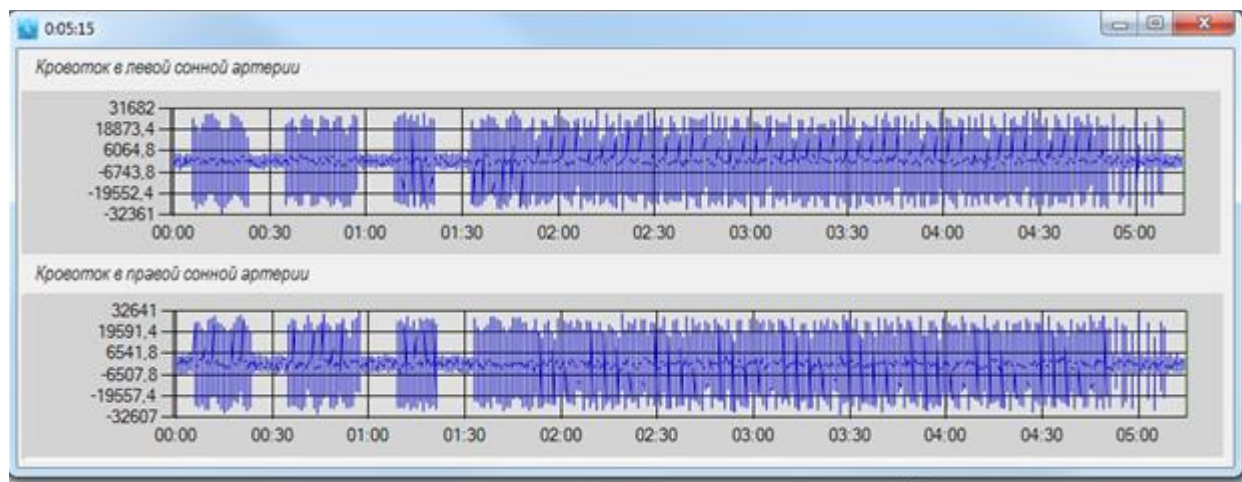


Рисунок 3.8 – моделированный сигнал, имитирующий различные режимы СЛР

В таблице 3.2 представлено описание сигнала – границы временных интервалов, соответствующих основным этапам СЛР, которые проводились во время записи сигнала: НМС, пауза для контроля состояния пациента, искусственная вентиляция лёгких (далее - ИВЛ).

Таблица 3.2 – описание экспериментального сигнала

Начало интервала	Конец интервала	Длительность интервала	Частота НМС	Этап проведения СЛР
сек.	сек.	сек.		
0	6,0	6	-	
6,0	23,5	17,5	100 уд./мин. (30 ударов)	НМС
23,5	26,5	3	-	Пауза
26,5	32,5	6	-	ИВЛ
32,5	35,5	3	-	Пауза
35,5	58,0	22,5	80 уд./мин. (30 ударов)	НМС
58,0	61,0	3	-	Пауза
61,0	67,0	6	-	ИВЛ
67,0	70,0	3	-	Пауза
70,0	82,5	13	140 уд./мин. (30 ударов)	НМС

			ударов)	
82,5	85,5	3	-	Пауза
85,5	91,5	6	-	ИВЛ
91,5	94,5	3	-	Пауза
94,5	112,5	18	100 уд./мин. (30 ударов)	НМС
112,5	115,5	3	-	Пауза
115,5	117,5	2		Пауза
117,5	300	182,5	ЧСС 45 (135 ударов)	Собственное сердцебиение

Результаты работы алгоритмов для всех интервалов записанного сигнала представлены в последнем столбце таблицы 3.3.

Таблица 3.3 – результаты работы алгоритмов определения наличия шумов кровотока

Начало интервала	Конец интервала	Длительность интервала	Частота НМС на интервале	Количество индикаторов наличия кровотока на интервале	Результат работы алгоритмов – определение наличия кровотока
сек.	сек.	сек.	уд./мин.		
0	6	6	-		
6	23,5	17,5	100	30	обнаружен
23,5	35,5	12	-	0	
35,5	58,0	22,5	80	30	обнаружен
58,0	70,0	12	-	0	
70,0	82,5	13	140	30	обнаружен
82,5	94,5	12	-	0	
94,5	112,5	18	100	30	обнаружен
112,5	117,5	5	-	0	
117,5	300	182,5	45	135	обнаружен

В ходе работы алгоритма, индикаторы наличия кровотока были обнаружены на интервалах соответствующих этапам НМС и интервалу, на котором проводилась имитация собственного сердцебиения, что говорит о корректной работе алгоритмов определения наличия шумов кровотока с сигналами, получаемые при проведении СЛР. При практическом применении алгоритмов в составе Устройства, сигналы этого типа могут быть зафиксированы при работе устройства в режиме «Реанимация».

Третьим этапом экспериментальных исследований алгоритмов определения наличия шумов кровотока была проверка корректности работы алгоритмов с сигналами, на которых индикаторы наличия кровотока отсутствуют. При правильной работе алгоритмов на сигнале не должно быть обнаружено ни одного интервала наличия кровотока. Для проведения экспериментальных исследований были записан сигнал со случайными шумами длительностью 10 минут и частотой дискретизации 624 Гц.

Сигнал представлен на рисунке 3.9.

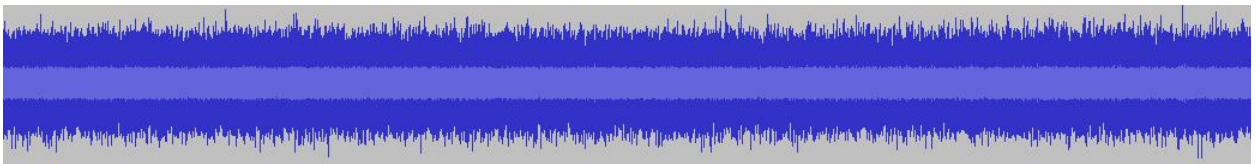


Рисунок 3.9 – форма сигнала без индикаторов наличия кровотока

В результате испытаний, алгоритмами не было зафиксировано ни одного интервала наличия кровотока, что говорит о правильной работе алгоритмов определения наличия шумов кровотока с сигналами на которых индикаторы наличия кровотока отсутствуют. При практическом применении алгоритмов в составе Устройства сигналы этого типа могут быть зафиксированы при прекращении собственного сердцебиения пациента при работе устройства в режиме «Мониторинг».

В ходе экспериментальных исследований алгоритмов определения наличия шумов кровотока было установлено, что алгоритмы успешно выполняют свои функции при работе с сигналами с постоянной ЧСС и с сигналами возникающими в ходе проведения СЛР, что говорит о том, что алгоритмы выполняют свои функции в полном объеме и пригодны для применения в составе Устройства для проведения сердечно-легочной реанимации человека.

3.4. Экспериментальные исследования алгоритмов определения частоты сердечных сокращений

Алгоритмы подсчета количества компрессий предназначены для работы в составе Устройства и запускаются после определения наличия шумов кровотока реанимируемого.

Программная реализация алгоритмов подсчета количества компрессий объединена в одно тестовое приложение с программной реализацией алгоритмов определения наличия шумов кровотока (Рисунок 3.8).

В качестве входных данных алгоритмы подсчета количества компрессий были использованы сигналы с манекена-тренажера Resusci Anne:

- сигналы с постоянной ЧСС длительностью 600 секунд (40 и 80 ударов в минуту) (Рисунок 3.9);
- сигналы с переменной ЧСС, имитирующие проведение СЛР длительностью 300 секунд (Рисунок 3.10, Таблица 3.2);
- сигнал без индикаторов шумов кровотока длительностью 600 сек (Рисунок 3.10).

Для более детального наблюдения за ходом выполнения алгоритма, в тестовом приложении предусмотрена функция вызова графических отображений преобразования сигнала в ходе выполнения основных этапов алгоритма:

- вычисление энергии Шеннона акустического сигнала;
- нормализация массива значений энергии Шеннона;
- сглаживание массива значений энергии Шеннона медианным фильтром;
- пороговая фильтрация массива значений энергии Шеннона;
- слияние близкорасположенных пиков, относящихся к одному сердечному сокращению.

В качестве примера рассмотрим ход работы алгоритма с сигналом с постоянной ЧСС 40 ударов в минуту.

На рисунке 3.10 представлен результат работы функции вычисления энергии Шеннона анализируемого сигнала.

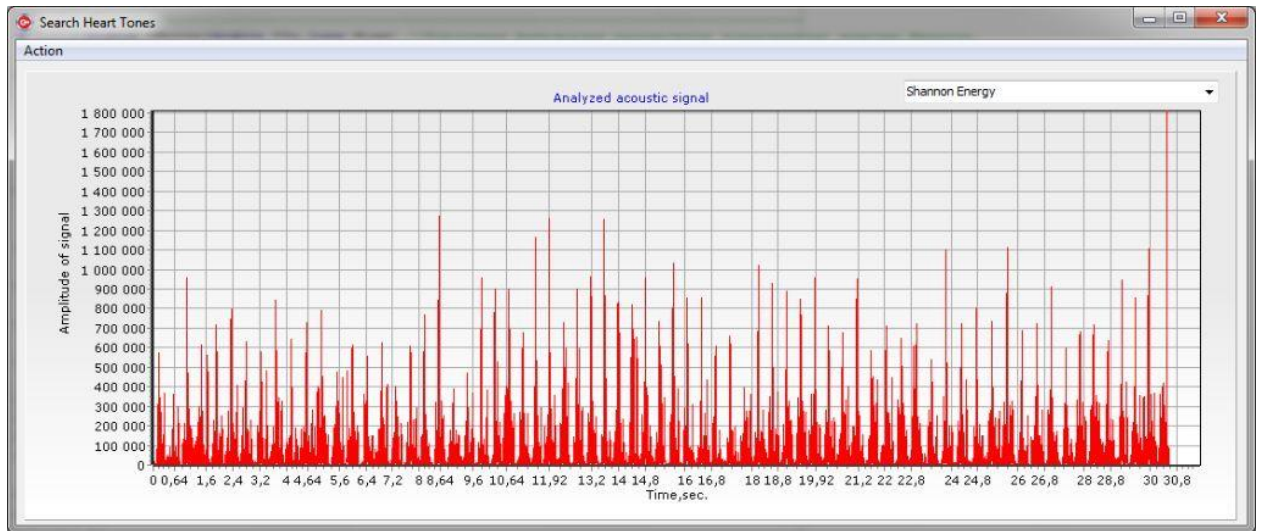


Рисунок 3.10 - Результат вычисления энергии Шеннона.

Нормализация позволяет дополнительно обработать массив значений энергии Шеннона с целью устранения «мусорных» ее значений, анализ которых приведет к возрастанию погрешности выделения сердечных тонов.

На рисунке 3.11 представлен результат нормализации рассчитанной энергии Шеннона анализируемого массива акустических данных ССС.

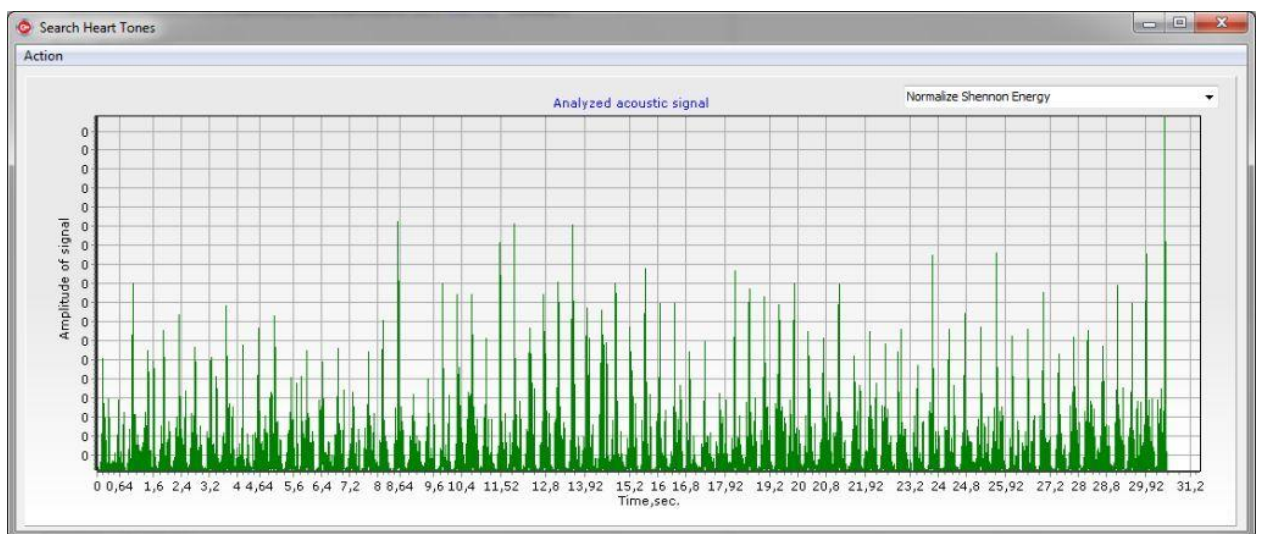


Рисунок 3.11 - Результат нормализации Энергии Шеннона.

В результате выполнения данной программной функции происходит устранение части энергетических выбросов, не соответствующих тонам сердца. Как видно из приведенного графика, результаты проведенных вычислений представляют собой довольно однородный набор данных, не позволяющий при своем дальнейшем анализе выявить энергетические выбросы соответствующие именно сердечным сокращениям. Для слияния близко расположенных

энергетических выбросов, было принято решение использовать в составе сглаживание медианным фильтром. Результат сглаживания представлен на рисунке 3.12.

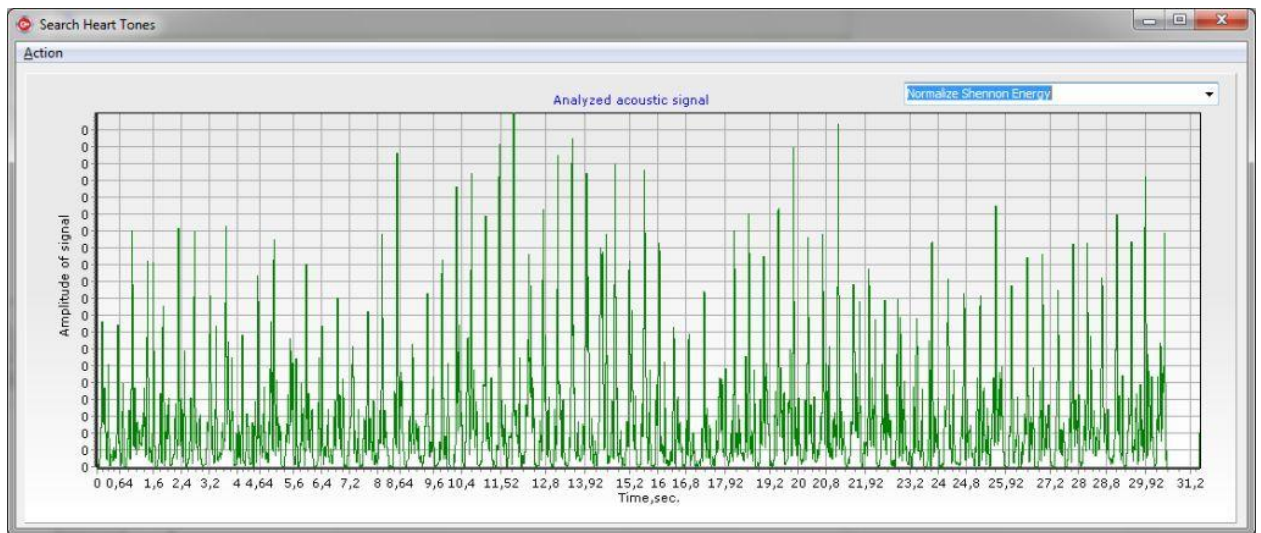


Рисунок 3.12 - Результат работы программной функции нормализации энергии Шеннона после проведения медианной фильтрации.

Проведение пороговой фильтрации временной зависимости энергии Шеннона позволяет осуществить первоначальное выделение пиков энергетических выбросов, соответствующих сердечным сокращениям на анализируемых акустических сигналах ССС. В качестве порогового значения выбрана переменная равная 40% от максимального значения анализируемого массива данных.

В результате работы данной функции (рисунок 3.13) формируется массив данных, содержащий единичные пики, соответствующие энергетическим выбросам в момент сокращения сердечной мышцы, и близкорасположенные пики, совокупность которых также характеризует отдельные сердечные сокращения.

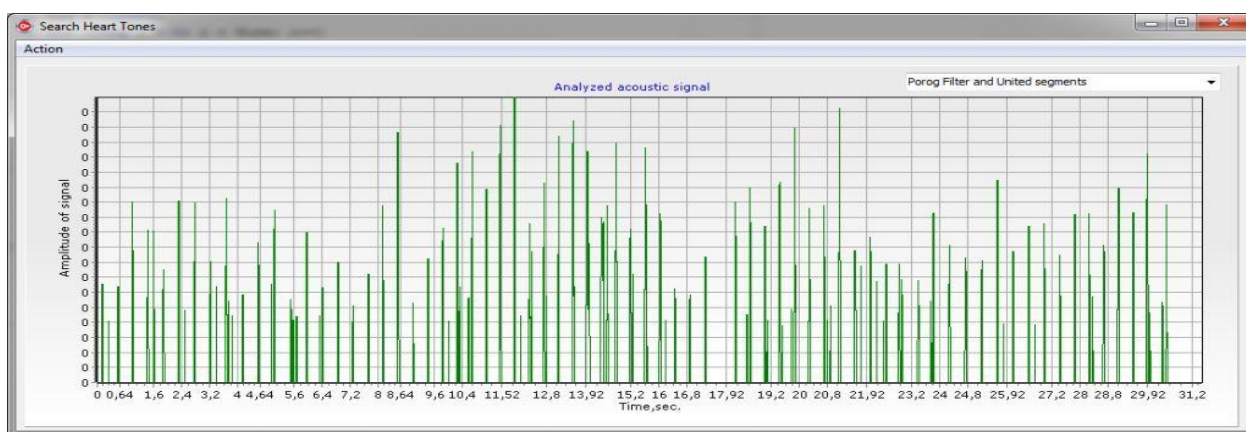


Рисунок 3.13 - Результат пороговой фильтрации результатов нормализации энергии Шеннона.

Как уже отмечалось в предыдущей главе, в результате пороговой фильтрации результатов нормализованной энергии Шеннона анализируемого акустического сигнала ССС наряду с одиночными пиками, соответствующими одному сердечному сокращению могут быть получены близкорасположенные пиковые значения энергетических выбросов, совокупность которых также соответствует одному сердечному сокращению.

На рисунке 3.14 красными контурами выделены наиболее яркие примеры близкорасположенных пиковых значений энергетических выбросов, соответствующих одному сердечному сокращению. Данный график является укрупнением результатов, полученных при пороговой фильтрации нормализованной энергии Шеннона анализируемого акустического сигнала.

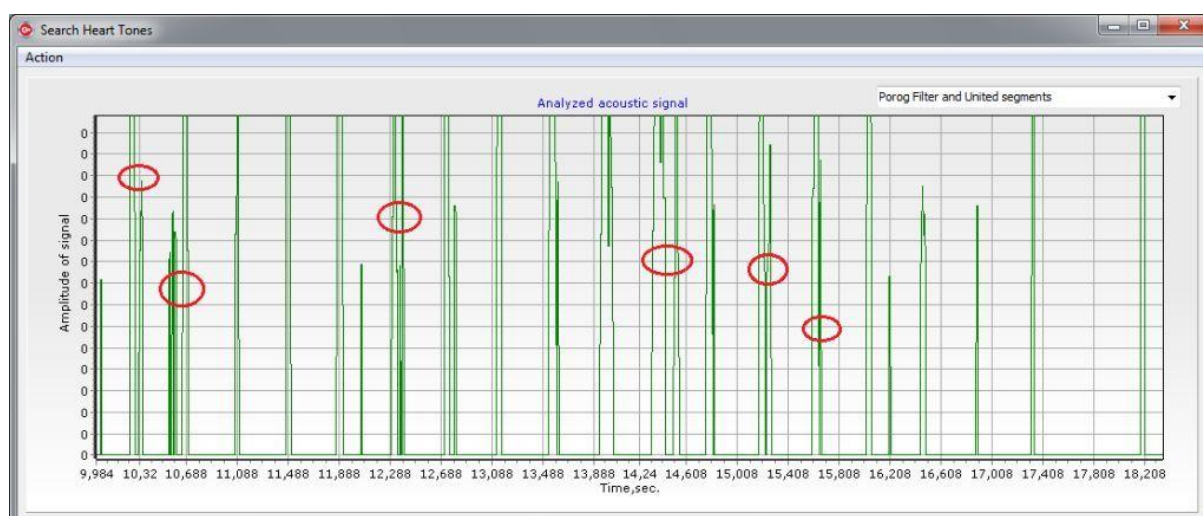


Рисунок 3.14 - Пример близкорасположенных пиковых значений энергетических

При анализе такого рода результатов, непременно будет возникать ошибка подсчета количества сердечных сокращений в результате избыточного количества выделенных пиков, соответствующих энергетическим выбросам, вследствие сердечных сокращений. Для решения данной проблемы в состав аналитических алгоритмов был встроен алгоритм слияния близкорасположенных областей, предназначенный для их слияния и повышения точности подсчета числа сердечных сокращений. Пример работы данной функции представлен на рисунке 3.15.

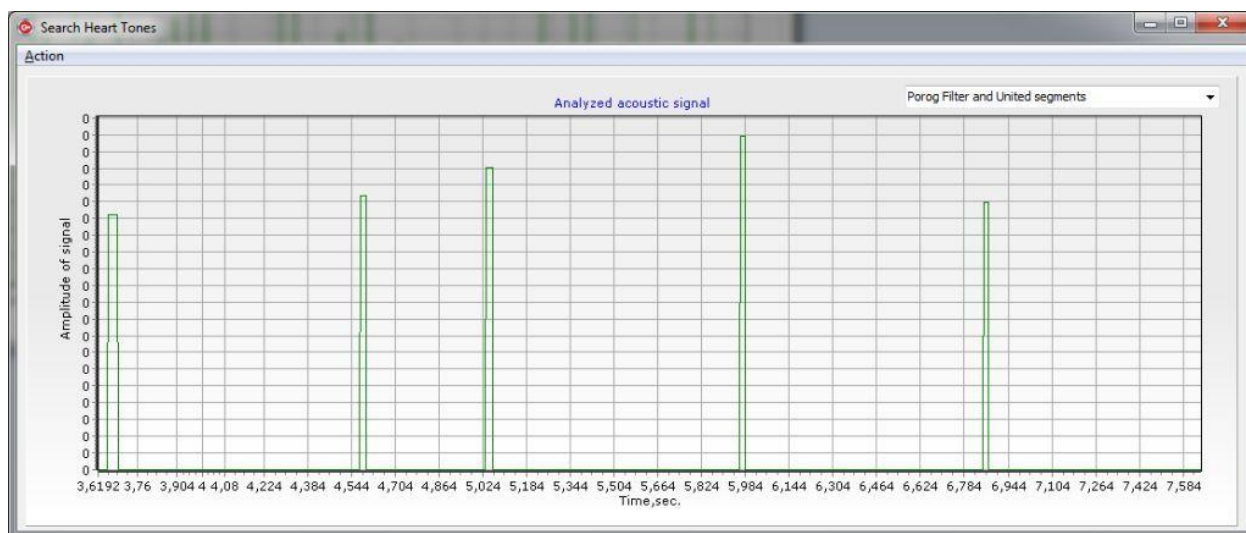


Рисунок 3.15 - Результат работы функции объединения близлежащих областей.

Программная реализация алгоритма вычисления средних значений найденных замкнутых областей позволяет осуществить выделение первых тонов сердца путем анализа результатов слияния близкорасположенных энергетических выбросов анализируемого акустического сигнала.

Согласно описанному в главе 2 алгоритму, такие значения будут считаться энергетическими выбросами, соответствующими именно первому тону сердечных сокращений на анализируемом акустическом сигнале ССС. На выходе программной функции будет получен массив данных, содержащий в себе только лишь первые тоны сердечных сокращений. Этот результат в дальнейшем послужит основой для работы алгоритма подсчета количества компрессий, а также необходимых для анализа состояния их ССС данных. Результат работы программной реализации проиллюстрирован на рисунке 3.16.

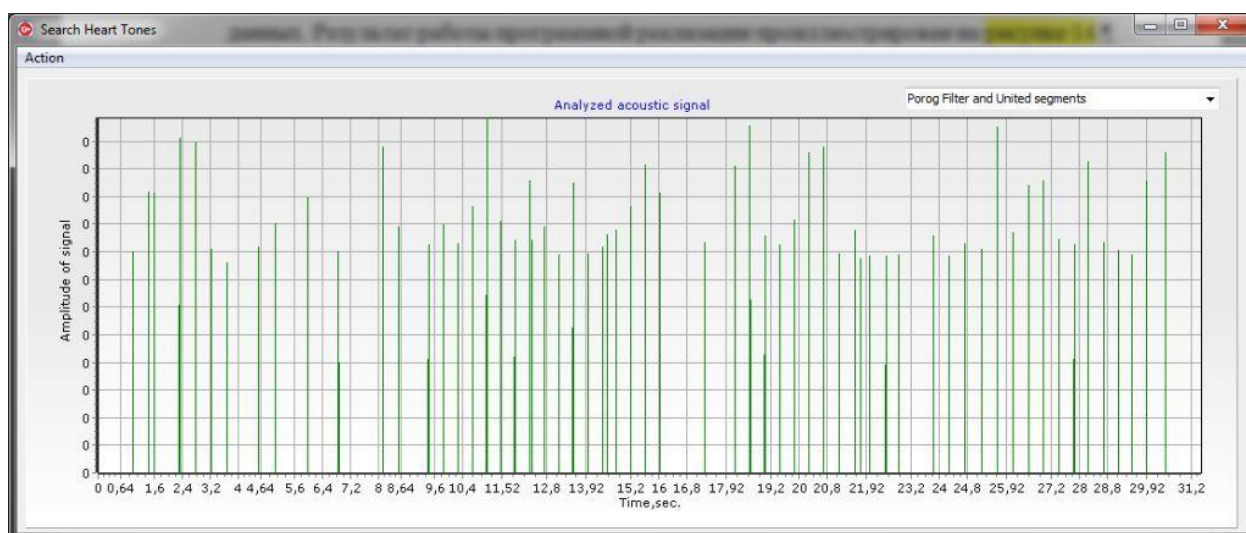


Рисунок 3.16 - Результат работы программной функции, обеспечивающей поиск и выделение срединных элементов замкнутых областей.

Программная реализация позволяет произвести подсчет количества компрессий на основании анализа временных интервалов между соседними пиками, соответствующими энергетическим выбросам.

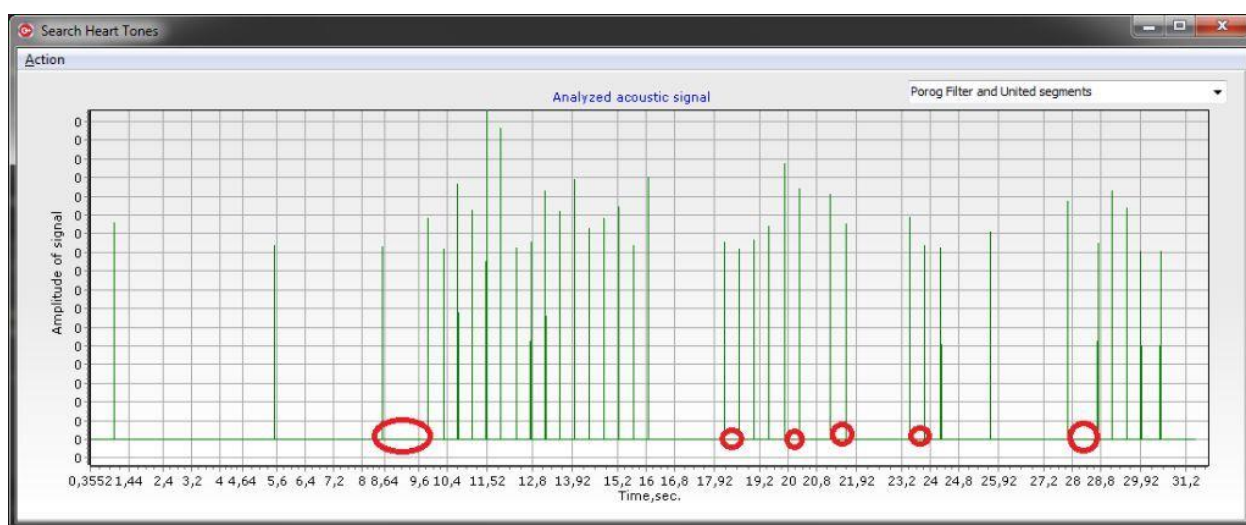


Рисунок 3.17 - Пример областей, на основании длительности которых происходит вычисление среднего значения ЧСС на анализируемом сигнале.

В результате работы программной функции в соответствии с алгоритмами, описанными в главе 2, происходит расчет длительности каждого из выделенных промежутков (пример такого рода областей представлен на рисунке 3.17) между отдельными сердечными сокращениями и их анализ, направленный на расчет среднего значения ЧСС.

Во время исполнения функции происходит анализ не всех промежутков между найденными сердечными сокращениями. Это связано с тем, что в результате получения и обработки результатов вычисления энергетических выбросов анализируемых акустических сигналов в качестве первого тона сердца могут быть интерпретированы также оставшиеся после удаления шумовой составляющей акустического сигнала помехи, лежащие в том же частотном диапазоне, что и шумы сердечных сокращений. При исполнении программной функции не учитываются участки, при соблюдении которых минутное значение ЧСС будет либо менее 20, либо более 250 ударов в минуту.

На основании результатов, полученных при исполнении программной функции, приведенной выше, происходит расчет базального ритма (среднего значения ЧСС на анализируемом участке акустического сигнала).

Результатом выполнения алгоритма является численное значение ЧСС, которое в данном случае составляет 40 ударов в минуту, что соответствует реальным параметрам сигнала и свидетельствует об успешном проведении экспериментальных исследований алгоритмов подсчета количества компрессий. На втором сигнале с постоянной ЧСС алгоритмы определили ЧСС 80 ударов в минуту, что так же является верным результатом.

Вторым типом экспериментальных сигналов являются сигналы, возникающие при проведении СЛР. Их отличительной особенностью является чередование участков наличия и отсутствия кровотока. Результаты работы алгоритма подсчета количества компрессий представлены в последнем столбце таблицы 3.4.

Таблица 3.4 – результаты работы алгоритмов подсчета количества компрессий.

Начало интервала	Конец интервала	Длительность интервала	Частота НМС на интервале	Количество индикаторов наличия кровотока на интервале	Результат работы алгоритмов – ЧСС или частота НМС
сек.	сек.	сек.	уд./мин.		
0	6	6	-		
6	23,5	17,5	100	30	100
23,5	35,5	12	-	0	

35,5	58,0	22,5	80	30	80
58,0	70,0	12	-	0	
70,0	82,5	13	140	30	140
82,5	94,5	12	-	0	
94,5	112,5	18	100	30	100
112,5	117,5	5	-	0	
117,5	300	182,5	45	135	45

В ходе работы алгоритма была достоверно определена частота возникновения шумов кровотока в ходе проведения НМС или при появлении собственного сердцебиения. Полученные данные могут быть использованы для контроля состояния пациента в режиме «Мониторинг», либо для контроля ритма проведения НМС.

В ходе экспериментальных исследований алгоритмов подсчета количества компрессий было установлено, что алгоритмы успешно выполняют свои функции при работе с сигналами с постоянной ЧСС и с сигналами возникающими в ходе проведения СЛР, что говорит о том, что алгоритмы пригодны для применения в составе Устройства для проведения сердечно-легочной реанимации человека.

3.5. Экспериментальные исследования совместной работоспособности алгоритмов в составе Устройства.

На данном этапе экспериментальных исследований была проверена совместная работоспособность алгоритмов предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, алгоритмов определения наличия шумов кровотока и подсчета количества компрессий при НМС в составе экспериментального образца Устройства.

В ходе испытаний была проверены так же функции звукового и визуального оповещения, необходимого для корректного проведения процедуры СЛР.

Испытания проводились с использованием манекена-тренажера для отработки навыков СЛР. Для проведения экспериментальных исследований были использованы два режима работы манекена:

- режим «Жизнь», при котором запущена симуляция сердечных сокращений с частотой 60 ударов в минуту, кровотоки присутствуют;
- режим «Клиническая смерть», при котором сердечные сокращения и кровотоки отсутствуют.

В начале экспериментальных исследований манекен находился в режиме «Клиническая смерть». После включения экспериментальный образец устройства автоматически переключился в режим «Реанимация» и перешел к этапу «Непрямой массаж сердца» комплекса реанимационных мероприятий (рисунок 3.18).

Одновременно с этим экспериментальный образец Устройства начал производить световую и звуковую сигнализацию, задающую ритм проведения реанимационных мероприятий.

Затем манекен был переведен в режим «Жизнь».

После проведения этапа «Непрямой массаж сердца» комплекса реанимационных мероприятий экспериментальный образец Устройства перешел к этапу «Пауза» комплекса реанимационных мероприятий.



Рисунок 3.18 - Проведение этапа «Непрямой массаж сердца» комплекса реанимационных мероприятий, световая и звуковая сигнализация, задающая ритм проведения реанимационных мероприятий.

Нажатием соответствующей кнопки, экспериментальный образец Устройства был переведен в режим «Мониторинг» (рисунок 3.19).



Рисунок 3.19 - Режим «Мониторинг».

В течение двух минут экспериментальный образец Устройства осуществлял контроль состояния пациента в режиме «Мониторинг».

Затем манекен был переведен в режим «Клиническая смерть».

Обнаружив отсутствие сигналов, характерных для живого пациента, экспериментальный образец Устройства определил критическое состояние и перешел в режим «Реанимация» с соответствующей световой и звуковой индикацией.

После чего экспериментальный образец Устройства и манекен были выключены.

Проверка считается выполненной успешно, так как при работе манекена в режим «Клиническая смерть» экспериментальный образец Устройства определил критическое состояние и перешел в режим «Реанимация» с соответствующей

световой и звуковой индикацией и производил световую и звуковую сигнализацию, задающую ритм проведения реанимационных мероприятий, при переключении манекена в режим «Жизнь» определил наличие собственного сердцебиения и дыхания, включив при этом индикатор «Проверьте пульс», а при повторном переключении манекена в режим «Клиническая смерть» определил критическое состояние и перешел в режим «Реанимация» с соответствующей световой и звуковой индикацией и световой и звуковой сигнализацией, задающей ритм проведения реанимационных мероприятий.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что разработанные алгоритмы предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека, алгоритмы определения наличия шумов кровотока и подсчета количества компрессий в составе экспериментального образца Устройства успешно выполняют свои функции.

3.6. Заключение

В третьей главе настоящей диссертации был описан процесс экспериментальных исследований алгоритмов, разрабатываемых в рамках данной диссертационной работы. Исследуемые алгоритмы были реализованы в виде тестовых приложений, использующих в качестве экспериментальных данных сигналы сердечно-сосудистой системы добровольцев и сигналы, полученные на манекене-тренажере для отработки навыков СЛР Resusci Anne.

В ходе проведения экспериментальных исследований алгоритмов предварительной обработки акустического сигнала сердечно-сосудистой системы человека было установлено, что метод полиномиальной фильтрации позволяет достичь лучших результатов по сравнению с методом на основе вейвлет-преобразований, и является наиболее пригодным к практическому использованию.

В ходе проведения экспериментальных исследований алгоритмов определения наличия шумов кровотока и подсчета количества компрессий при проведении НМС была доказана эффективность разработанных алгоритмов при

работе с различными типами сигналов, соответствующих основным режимам работы устройства.

Завершительным этапом экспериментальных исследований являлась проверка совместной работоспособности разработанных алгоритмов в составе экспериментального образца Устройства, в ходе которых было установлено, что разработанный программно-аппаратный комплекс выполняет свои функции в полном объеме.

Заключение

Перед автором настоящей диссертационной работы была поставлена цель - разработка программно-аппаратного комплекса, обеспечивающего регистрацию акустических данных, характеризующих динамику кровотока в местах бифуркаций сонных артерий пациента и их анализ, направленный на оценку состояния пациента и контроль проведения непрямого массажа сердца.

Разработанный программно-аппаратный комплекс предназначен для создания Устройства для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека, разрабатываемого в рамках Соглашения о предоставлении субсидии от «28» ноября 2014 г. № 14.578.21.0078 (уникальный идентификатор RFMEFI57814X0078) ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2014-2020 годы».

Устройство представляет собой мобильный прибор для оценки состояния пациента, оценки правильности проведения НМС и корректировки действий реаниматора. При работе в составе устройства разработанные алгоритмы выполняют функции выделения полезной составляющей акустических сигналов кровотока, возникающих в местах бифуркаций сонных артерий с последующим анализом, который позволяет сделать вывод о правильности проведения НМС, а так же о возникновении собственного сердцебиения пациента.

Работоспособность программно-аппаратного комплекса была подтверждена результатами экспериментальных исследований, при проведении которых было установлено, что программно-аппаратный комплекс выполняет свои функции в полном объеме при работе с сигналами, соответствующими основным режимам работы Устройства (Реанимация и Мониторинг).

Таким образом, при работе над данной диссертационной работой были решены следующие задачи:

1. Разработана концепция программно-аппаратного комплекса для контроля сердечно-легочной реанимации человека.
2. Разработаны алгоритмы предварительной обработки изображений.

3. Разработаны алгоритмы определения наличия шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий.

4. Разработаны алгоритмы подсчета количества компрессий при проведении НМС.

5. Разработанные алгоритмы реализованы в виде программно-алгоритмического комплекса и провести экспериментальные исследования для оценки их работоспособности.

Автор выражает сердечную благодарность научному руководителю, доктору технических наук, профессору, заслуженному работнику высшей школы РФ – Сырямкину Владимиру Ивановичу, определившему научное направление, область исследования и разработок, а также сотрудникам ООО «Диагностика +» - директору Бурееву Артему Шамильевичу и ведущему программисту Жданову Дмитрию Сергеевичу за содействие при организации и проведении экспериментальных исследований.

Список литературы

1. Постановление Правительства РФ от 22 октября 2012 г. №1074 «О программе государственных гарантий бесплатного оказания гражданам медицинской помощи на 2013 год и на плановый период 2014 и 2015 годов».
2. Чернышев А.В. Пути повышения эффективности государственных федеральных программ в снижении смертности населения от управляемых причин/ А.В. Чернышев - Вестник Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки. - № 5-3, том 18. – Тамбов, 2013.
3. Красный Крест в Томске [Электронный ресурс]: Отчет о деятельности и использовании имущества Томского областного отделения общероссийской общественной организации «Российский Красный Крест» за 2014 год.. Режим доступа: <http://redcross.tomsk.ru/index.php?act=reports>.
4. Полонецкий Л.З. Значение частоты сердечных сокращений в клинической практике. Новые возможности антиангинальной терапии/ Л.З. Полонецкий – Медицинские новости. - №5. – Москва, 2007.
5. Электронный фонд правовой и нормативно-технической документации [Электронный ресурс]: Об утверждении региональной программы модернизации здравоохранения Томской области на 2011 - 2012 годы (с изменениями на 13 декабря 2013 года). Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/951854060?block=22>.
6. Министерство здравоохранения Российской Федерации. Официальный сайт [Электронный ресурс]: Приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 20 июня 2013 г. № 388н "Об утверждении Порядка оказания скорой, в том числе скорой специализированной, медицинской помощи". Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/951854060?block=22>.

7. Chamberlain D., Handley A., Colquhoun M. Time for change? // Resuscitation. – Volume 58, Issue 3, Pages 237–247, September 2003; European Resuscitation Council Guidelines for resuscitation 2005 // Resuscitation, 2005 – v. 67 (s1)/ - Issue 7. – p. 86).
8. Jerry P. Nolanemail, Jasmeet Soar, David A. Zideman, Dominique Biarent, Leo L. Bossaert, Charles Deakin, Rudolph W. Koster, Jonathan Wyllie, Bernd Böttiger, on behalf of the ERC Guidelines Writing Group. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 1. Executive summary // Resuscitation. – Volume 81, Issue 10, Pages 1219–1276, October 2010;
9. Field J.M., and other. 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Science. Part 1: Executive Summary // Circulation. 2010; 122: S640-S656
10. J.T. Gräsneremail, J. Herlitz, R.W. Koster, F. Rosell-Ortiz, L. Stamatakis, L. Bossaert. Quality management in resuscitation – Towards a European Cardiac Arrest Registry (EuReCa) // Resuscitation, 2011. – Volume 82, Issue 8, Pages 989–994 ([http://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572\(11\)00196-1/abstract](http://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572(11)00196-1/abstract), Impact Factor: 3.771, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.resuscitation.2011.02.047>)
11. Ian G. Stiell, Siobhan P. Brown, James Christenson, Sheldon Cheskes, Graham Nichol, Judy Powell, Blair Bigham, Laurie J. Morrison, Jonathan Larsen, Erik Hess, Christian Vaillancourt, Daniel P Davis, Clifton W. Callaway, and Resuscitation Outcomes Consortium (ROC) Investigators. What is the Role of Chest Compression Depth during Out-of-Hospital Cardiac Arrest Resuscitation? // Critical Care Medicine – Apr 2012; 40(4): 1192–1198. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3307954/>, Impact Factor: 6.124, doi: 10.1097/CCM.0b013e31823bc8bb)
12. Ong M.E., Mackey K.E., Zhang Z.C., Tanaka H., Ma M.H., Swor R., Shin S.D. Mechanical CPR devices compared to manual CPR during out-of-hospital cardiac arrest and ambulance transport: a systematic review //

- Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine. – Vol. 20, Issue 29, June 2012. (<http://www.sjtrem.com/content/20/1/39>, IF 1.93, doi:10.1186/1757-7241-20-39)
13. Jerry P. Nolanemail, Jasmeet Soar, David A. Zideman, Dominique Biarent, Leo L. Bossaert, Charles Deakin, Rudolph W. Koster, Jonathan Wyllie, Bernd Böttiger, on behalf of the ERC Guidelines Writing Group. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 1. Executive summary // Resuscitation. – 2010. – Volume 81, Issue 10, Pages 1219–1276 ([http://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572\(10\)00447-8/abstract](http://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572(10)00447-8/abstract), Impact Factor: 3.771, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.resuscitation.2010.08.021>)
 14. Field J.M., and other. 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Science. Part 1: Executive Summary // Circulation. 2010; 122: S640-S656 (http://circ.ahajournals.org/content/122/18_suppl_3/S640.short, IF – 15.202, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.110.970889).
 15. Алмазов В. А. и др. Аускультация сердца //СПб: Издательство СПбГМУ. – 1996.
 16. Завьялов А. И. Теория деятельности сердца //Фундаментальные исследования. – 2008. – №. 9.
 17. Лис М. А., Солоненко Ю. Т., Соколов К. Н. Пропедевтика внутренних болезней //Лис МА, Солоненко ЮТ, Соколов КН-Издательство Гревцова. – 2011.
 18. Воронина Л. П. и др. Перкуссия и аускультация легких и сердца //Современные проблемы науки и образования. – 2009. – №. 1.
 19. Беленков Ю. Н., Оганов Р. Г. Кардиология: нац. рук. – ГЭОТАР-Медиа, 2008.
 20. Беленков Ю. Н., Оганов Р. Г. Руководство по амбулаторно-поликлинической кардиологии //М.: Гэотар-Медиа. – 2007.

21. Петрова В. Б., Лаптева Е. С. системы. Пальпация, перкуссия, аускультация: Учебно-методическое пособие. –СПб.: Человек, 2012–28 с. – 2012.
22. Проничев И. В. Лекции по физиологии центральной нервной системы. // М.: Свифт, 2004. 214 с.
23. Орлов В. Н. Руководство по электрокардиографии. – Медицина, 1984.
24. Иванов Г. Г. и др. Использование метода электрокардиографии высокого разрешения при анализе зубца Р ЭКГ //Кардиология. – 1994. – №. 5-6. – С. 26-32.
25. Визир В. А. и др. Суточное мониторирование ЭКГ и артериального давления. Фонокардиография. УЗИ сосудов. – 2014.
26. Чайковский И. А. Амбулаторное мониторирование ЭКГ: Новые информационные технологии и средства измерения //Журн. АМН України. – 2009. – Т. 15. – №. 4. – С. 769-779.
27. Богатов Н. М., Гук В. Ф. Сравнительный анализ методов распознавания электрокардиограмм //Современные наукоемкие технологии. – 2006. – №. 1.
28. Шиллер Н. Б., Осипов М. А. Клиническая эхокардиография. – М : Практика, 2005.
29. Алехин М. Н., Седов В. П. Допплер-эхокардиография. – М. : АОЗТ" Информатик", 1997.
30. Рыбакова М. К., Алехин М. Н., Митьков В. В. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. Эхокардиография //М.: Видар-М. – 2008. – Т. 458.
31. Абдуллаев Р. Я. Клиническая эхокардиография при ишемической болезни сердца //Харьков: Факт. – 2001.
32. Zhdanov D.S. Algorithm for Extraction of Fetal Heart Tones during Fetal Phonocardiography. Biology and Medicine / D. S. Zhdanov, A. Sh. Bureev, M. S. Kutsov, E. Yu. Kiseleva, Yu. V. Kistenev - Biology and Medicine, Volume 7, Issue3, 2015.

33. Bureev A.Sh.. An Algorithm for the Evaluation of the Dynamics of Blood Flow in the Carotid Arteries and the Air Flow in the Trachea of the Resuscitated Patient/ A. Sh. Bureev, D. S. Zhdanov, E. Yu. Kiseleva, M. S. Kutsov - Information Technologies in Science, Management, Social Sphere and Medicine (ITSMSSM 2016).
34. Bureev A. Sh. Technique of Automated Control Over Cardiopulmonary Resuscitation Procedure / A. Sh. Bureev, E. Yu. Kiselyova, M. S. Kutsov, D. S. Zhdanov / Journal of Physics Conference Series, Volume 5, Issue3, 2016.
35. Буреев А. Ш. Система контроля проведения процедуры сердечно-легочной реанимации/ А. Ш. Буреев, Д. С. Жданов, М. С. Куцов, С. А.Клестов// Материалы научной конференции «Медицинская кибернетика и междисциплинарная подготовка специалистов для медицины» - Томск, 2014, - С.17-20.
36. A. Sh. Bureev, D. S. Zhdanov, E. Yu. Kiseleva, M. S. Kutsov, and A. Yu. Trifonov, “A method of automatic control procedures cardiopulmonary resuscitation” New Operational Technologies (NewOT’2015) AIP Conf. Proc. 1688, 040005-1–040005-5.
37. Буреев А.Ш. Алгоритм распознавания тонов сердца при проведении кардиофонографии/ А.Ш. Буреев, Д. С. Жданов, И. Ю. Земляков, Е. Ю. Киселева, М. С. Куцов, А. В. Осипов, А. И. Селезнев, Л. А. Хохлова // Сборник материалов XII международной научно-технической конференции «Опτικο-электронные приборы и устройства в системах распознавания образов, обработки изображений и символьной информации» (Распознавание 2015) - г. Курск, 2015, - С.19-22.
38. Комюстюрова А. С. Устройство для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации/ А.С. Комюстюрова, Е.Ю. Киселева, М.С. Куцов – Сборник материалов Всероссийской научно-технической конференции с международным участием «Научная сессия ТУСУР 2015» - г. Томск, 2016.

39. Комюстюрова А. С. Разработка шины-воротника устройства для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации/ А.С. Комюстюрова, Е.Ю. Киселева, М.С. Куцов – Сборник материалов VI Всероссийской научно-практической конференции студентов и молодых ученых «Неразрушающий контроль: электронное приборостроение, технологии, безопасность» - г. Томск, 2016.
40. Буреев А. Ш. Методика автоматизированного контроля проведения сердечно-легочной реанимации пациента / А.Ш. Буреев, И. Ю. Земляков, Е. Ю. Киселева, М. С. Куцов, Д. С. Жданов - Сборник трудов Российской школы конференции «Информационные технологии неразрушающего контроля» с международным участием – г. Томск, 2015.
41. Буреев А. Ш., Жданов Д. С., Вражнов Д. А., Куцов М. С., Николаев В. В., Шаповалов А. В. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ (№2015661062 от 15 октября 2015 г.) «Программное обеспечение для автоматического подсчета частоты сердечных сокращений матери и плода на основе результатов анализа акустических данных».
42. Буреев А. Ш., Жданов Д. С., Вражнов Д. А., Куцов М. С., Николаев В. В., Шаповалов А. В. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ (№2015661063 от 15 октября 2015 г.) «Программное обеспечение для выделения тонов сердца плода и матери на основе акустических данных».
43. Буреев А. Ш., Жданов Д. С., Киселева Е. Ю., Осипов А. В., Земляков И. Ю., Д. А., Куцов М. С. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ (№2015660318 от 29 сентября 2015 г.) «Программное обеспечение для оценки корректности действий реаниматора на основе анализа шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий».

44. Буреев А. Ш., Жданов Д. С., Киселева Е. Ю., Осипов А. В., Земляков И. Ю., Д. А., Куцов М. С. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ (№2015660422 от 30 сентября 2015 г.) «Программное обеспечение для оценки состояния реанимируемого посредством анализа шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий».
45. Осипов А.В., Буреев А.Ш., Куцов М.С., Сырямкин В.И. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012619585 от 24.10.2012. «Программное обеспечение для определения динамики изменения диаметра зрачка глаза реанимируемого пациента»
46. Осипов А.В., Буреев А.Ш., Куцов М.С., Сырямкин В.И. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2013611545 от 24.01.2013. «Программное обеспечение устройства контроля и сопровождения реанимационных мероприятий».
47. А. Поворознюк и Ю. Миргород, «Алгоритмы и методы предварительной обработки физиологических квазипериодических сигналов,» Вестн. Национального технического ун-та Харьковский политехнический институт. Серия: Информатика и моделирование, т. 19, pp. 141-144, 2007.
48. Li, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms [Текст] / C. Li, C. Zheng, C. Tai // Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. – 1995. – V. 42, № 1. – P. 21–28.
49. Khamene, A. A new method for the extraction of fetal ECG from the composite abdominal signal [Текст] / A. Khamene, S. Negahdaripour // Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. – 2000. – V. 47, № 4. – P. 507–516.
50. Akay, M. Examining fetal heart-rate variability using matching pursuits [Текст] / M. Akay, E. Mulder // IEEE Eng. Med. Biol. Mag. – 1996. – V. 15, № 5. – P. 64–67.

51. V. Chourasia и . A. Mittra, «Selection of mother wavelet and denoising algorithm for analysis of foetal phonocardiographic signal,» *Journal of Medical Engineering & Technology*, т. 33, № 6, pp. 442-448, 2009.
52. S. Barma, T.-W. Kuan, J.-S. Wu, S.-P. Tseng и J.-F. Wang, «A Review on Heart Sound Modeling: Fluid Dynamics and Signal Processing Perspective,» *Orange Technologies (ICOT), 2013 International Conference on*, pp. 201-204, 2013.
53. В. Запорожан, Л. Годлевский, В. Новиков, Т. Татарчук, В. Маричереда, Н. Баязитов, И. Смирнов и Е. Годлевская, «Применение вейвлет-преобразования для получения фонокардиографического сигнала слабой интенсивности,» *Украинский журнал телемедицины и медицинской телематики*, т. 8, № 1, pp. 36-40, 2010.
54. Айфичер & Джервис, 2004. - 992 с.; Введение в цифровую фильтрацию /под ред. Р. Богнера и А. Константинодиса: Пер. с англ. , 1976.- 216 с.
55. Honig, Michael L.; Messerschmitt, David G. *Adaptive Filters – Structures, Algorithms, and Applications*. — Hingham, MA : Kluwer Academic Publishers, 1984. — ISBN 0-89838-163-0. +
56. Miroslav D. Lutovac. *Filter Design for Signal Processing using MATLAB© and Mathematica©*. — New Jersey, USA.: Prentice Hall, 2001. — ISBN 0-201-36130-2.
57. Richard W. Daniels. *Approximation Methods for Electronic Filter Design*. — New York: McGraw-Hill, 1974. — ISBN 0-07-015308-6.
58. Britton C. Rorabaugh. *Approximation Methods for Electronic Filter Design*. — New York: McGraw-Hill, 1999. — ISBN 0-07-054004-7.
59. Khan A.K., Onoue T., Hashiodani K., Fukumizu Y., Yamauchi, H. Signal and noise separation in medical diagnostic system based on independent component analysis // *Circ. Sys.*, 2010. – P. 812 – 815.
60. Moukadem, A. Robust Heart Sounds Segmentation Module Based on S-Transform [Текст] / A. Moukadem, A. Dieterlen, N. Hueber, C. Brandt //

Biomedical Signal Processing and Control. – 2013. – V. 8, № 3. – P. 273–281.

61. Balasubramaniam, B. Efficient Computation of Phonocardiographic Signal Analysis in Digital Signal Processor Based System [Текст] / B. Balasubramaniam, B. Nedumaran // International Journal of Computer Theory and Engineering. – 2010. – V. 2, № 4. – P. 660–664.
62. Amit, G. Cluster Analysis and Classification of Heart Sounds [Текст] / G. Amit, N. Gavriely, N. Intrator // Biomedical Signal Processing and Control. – 2009. – V. 4. – P. 26–36.
63. Moukadem, A. Localization of Heart Sounds Based on S-Transform and Radial Basis Function Neural Network [Текст] / A. Moukadem, A. Dieterlen, N. Hueber, C. Brandt // 15-th Nordic-Baltic conference on biomedical engineering and medical physics (NBC 2011), IFMBE Proceedings. – 2011. – V. 34. – P. 168–171.
64. Kanjilal, P.P. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition [Текст] / P.P. Kanjilal, S. Palit, G. Saha // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1997. – V. 44. – P. 51–59.
65. Van Oosterom, A. Spatial filtering of the fetal electrocardiogram [Текст] / A. van Oosterom // J. Perinat. Med. – 1986. – V. 14, № 6. – P. 411–419.
66. Homaeinezhad, M.R. Discrete Wavelet-Aided Delineation of PCG Signal Events via Analysis of an Area Curve Length-Based Decision Statistic [Текст] / M.R. Homaeinezhad, S.A. Atyabi, E. Daneshvar, A. Ghaffari, M. Tahmasebi // Cardiovascular Engineering. – 2010. – V. 33. – P. 218–234.
67. Gavrovska, A. Automatic heart sound detection in pediatric patients without electrocardiogram reference via pseudo-affine Wigner-Ville distribution and Haar wavelet lifting [Текст] / A. Gavrovska, V. Bogdanović, I. Reljin, B. Reljin // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 2014. – V. 113, № 2. – P. 515–528.
68. Quiceno, A F. Effective Phonocardiogram Segmentation Using Nonlinear Dynamic Analysis and High-Frequency Decomposition [Текст] / A.F.

- Quiceno, E. Delgado , M . Vallverd, A.M. Matijasevic and G. Castellanos-Domnguez // Computers in Cardiology. – 2008. – V. 35. – P. 161-164.
69. Gupta, C.N. Classification of Homomorphic Segmented phonocardiogram Signals Using Grow and Learn Network [Текст] / C.N. Gupta, R. Palaniappan and S. Swaminathan // IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China. – 2005. – P. 4251–4254.
 70. Bunluechokchai, C. A Wavelet-based Factor for Classification of Heart Sounds with Mitral Regurgitation [Текст] / C. Bunluechokchai and W. Ussawawongaraya // International Journal of Applied Biomedical Engineering. – 2009. – V. 2, № 1. – P. 44–48.
 71. Kouras, N. Wavelet based segmentation and time-frequency characterization of some abnormal heart sound signals [Текст] / Nayad Kouras, Daoud Boutana and Messaoud Benidir // 24th International Conference on Microelectronics (ICM) 2012.
 72. Порева, А.С. Обработка ФКГ-сигнала при помощи вейвлет-преобразования [Текст] / А.С. Порева, В.А. Фесечко // Электроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии», ч. 1. – 2009. – С. 148–155.
 73. Головкин, В.В. Использование вейвлет-преобразования для обработки нестационарных акустических сигналов сердца с целью выявления его патологий [Текст] / В.В. Головкин, Ю.К. Шлык, А.Д. Митянов // Вестн. кибернетики. – Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН, 2009. – № 8. – С. 81–88.
 74. Томакова, Р.А. Метод принятия решений по классификации состояний живых систем на основе гибридного подхода к обработке данных о системных ритмах [Текст] / Р.А. Томакова, И.И. Волков, Ю.М. Казакова // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2012. – № 7. – С. 101–102.
 75. Barra, O.A. The «Life Potential»: a new complex algorithm to assess «Heart Rate Variability» from Holter records for cognitive and diagnostic aims

- [Текст] / O.A. Barra, L. Moretti // arXiv:1310.7230v2 [physics.med-ph] – 2013. – P. 1–8.
76. Bauer, A. Phase-rectified signal averaging detects quasi-periodicities in non-stationary data [Текст] / A. Bauer, J.W. Kantelhardt et al. // Physica A. – 2006. – V. 364. – P. 423–434.
 77. Hang Wu. Hidden Markov model with heart sound signals for identification of heart diseases [Текст] / Hang Wu, Sahong Kim, Keunsung Bae // Proceedings of 20 International Congress on Acoustics. – 2010.
 78. Atbi, A. Segmentation of Pathological Signals Phonocardiogram by Using the Shannon Energy Envelopogram [Текст] / A. Atbi, S.M. Debbal // Aditi Journal of Computational Mathematics. – 2013. – V. 2, № 1&2. – P. 1–14.
 79. McSharry P.E., Clifford G.D., Tarassenko L., Smith L.A. A dynamic model for generating synthetic electrocardiogram signals [Текст] / IEEE Trans BiomedEng. 2003 Mar; 50:289-294. [PubMed: 12669985].
 80. Almasi, A. A dynamical model for generating synthetic Phonocardiogram signals [Текст] / A. Almasi, M.B. Shamsollahi, L. Senhadji // Proc. Conf. Big. Med. Biol. Sci. – 2011. – P. 5686-5689.
 81. Almasi A. Bayesian denoising framework of phonocardiogram based on a new dynamical model [Текст] / A. Almasi, M.B. Shamsollahi, L. Senhadji // IRBM. – 2013. – V. 34. P. 214–225.
 82. Jabloun, M. A generating model of realistic synthetic heart sounds for performance assessment of phonocardiogram processing algorithms [Текст] / M. Jabloun, P. Ravier, O. Buttelli, R. Lédée, R. Harba, L-D. Nguyen // Biomedical Signal Processing and Control. – 2013. – V. 8, № 5. – P. 455–465.
 83. А. Гребнев , Пропедевтика внутренних болезней/ Учебник / Изд-е 3-е, переаб. и доп., М.: Медицина, 2001. – 592 с..
 84. М. Лис , Пропедевтика внутренних болезней: Уч. пособ., М.: Изд-во Гервцова, 2012. – 496 с..

85. Щербаков М.А. Нелинейная фильтрация сигналов и изображений. Пенза: Издат-во гос.ун-та, 1999 – 166с.
86. Щербаков М.А., Стещенко В.Б., Губанов Д.А., Цифровая полиномиальная фильтрация в реальном масштабе времени: алгоритмы и пути реализации на современной элементной базе // «Цифровая обработка сигналов» №1, 200 – с. 19-26.
87. Oppenheim, A. V.; Schafer, R. W. Digital Signal Processing. — Paramus, NJ : Prentice-Hall, 1975. — ISBN 0-13-214635-5.
88. Proakis, John G.; Manolakis, Dimitris G. Introduction to Digital Signal Processing. — Paramus, NJ : Prentice-Hall, 1988. — ISBN 0-02-396815-X.
89. Хьюлсман, Л. Введение в теорию и расчет активных фильтров: пер. с англ. / Л. Хьюлсман, Ф. Аллен. – М.: Радио и связь, 1984. – 384 с.
90. Мошиц Г. П. Проектирование активных фильтров: пер. с англ. / Г. Мошиц, П. Хорн. – М.: Мир, 1984. – 320 с.
91. Теория и практика цифровой обработки сигналов. [Электронный ресурс] Структуры цифровых фильтров и их характеристики. Режим досупа: <http://www.dsplib.ru/content/filters/ch10/ch10.html>.
92. Теория и практика цифровой обработки сигналов. [Электронный ресурс] Пример расчета цифрового фильтра нижних частот Баттерворта. Режим досупа: <http://www.dsplib.ru/content/filters/butterex/butterex.html>.
93. Теория и практика цифровой обработки сигналов. [Электронный ресурс] Расчет аналогового нормированного фильтра нижних частот Баттерворта. Режим досупа: <http://www.dsplib.ru/content/filters/ch3/ch3.html>.
94. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. - Ижевск: РХД, 2001. 464 с.
95. Mallat S.G. A wavelet tour of signal processing. New York: Academic Press, 1998.
96. Астафьева Н. М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения//УФН. 1966. Т. 166. С. 1145–1170.

97. Дремин И.М., Иванов О.В., Нечитайло В.А. Вейвлеты и их использование// УФН. 2001. Т.171. С. 465–501.
98. Воробьев В.И., Грибунин В.Г. Теория и практика вейвлет-преобразования. С.-Петербург, ВУС, 1999 г.
99. Mallat S. A theory for multiresolutional signal decomposition: the wavelet representation. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1989, N7, p.674-693.
100. Meyer Y, Coifman R Wavelets, Calderon $\pm$ Zygmund and multilinear operators (Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1997)
101. Meyer Y Wavelets: Algorithms and Applications (Philadelphia: SIAM, 1993) 5. Progress in Wavelet Analysis and Applications (Eds Y Meyer, S Roques) (Gif-sur-Yvette: Editions Frontiers, 1993)
102. Chui C K An Introduction to Wavelets (San Diego: Academic Press, 1992)
103. Hernandez E, Weiss G A First Course on Wavelets (Boca Raton: CRC Press, 1997).
104. Guermoui, M. Heart sounds analysis using wavelets responses and support vector machines / M. Guermoui, M.L. Mekhalfi, K. Ferroudji // Systems, Signal Processing and their Applications. - 2013. – P. 233 – 238.

Приложение А. Акты внедрения результатов диссертационной работы

«УТВЕРЖДАЮ»

Проректор по научной работе ТГУ



Ивонин И.В.

» 2016 г.

Акт внедрения
результатов диссертационной работы Куцова М.С., представленной на
соискание ученой степени кандидата технических наук

Комиссия национального исследовательского Томского государственного
университета (ТГУ) в составе:

председателя	проректора по научной работе ТГУ	Ивонина И.В.
членов комиссии	декана ФИТ, д.ф-м.н., профессора	Солдатов А.Н.
	д.т.н., профессора кафедры «Управление качеством»	Шидловского С.В.

установила, что результаты диссертационной работы аспиранта Куцова М. С.
внедрены в учебный процесс ТГУ, а именно:

- 1) принципы функционирования программно-аппаратного комплекса для контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека;
- 2) метод контроля НМС и определения наличия сердечных сокращений человека, на основе анализа шумов кровотока в местах бифуркаций сонных артерий;
- 3) алгоритмы определения ЧСС на основе анализа акустических данных сердечно-сосудистой системы человека.

Результаты введены в курсы «Технологический менеджмент», «Основы приборостроения», «Системы технического зрения», читаемые профессором Сырямкиным В. И. Результаты включены в учебное пособие «Теоретические основы цифровой обработки изображений в встраиваемых системах технического зрения», Томск, ТГУ, 2016 г.

председатель

проректор по научной
работе ТГУ



Ивонин И.В.

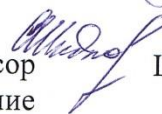
члены комиссии

декан ФИТ, д.ф-м.н.,
профессор



Солдатов А.Н.

д.т.н., профессор
кафедры «Управление
качеством»



Шидловский С.В.

«УТВЕРЖДАЮ»



Проректор по научной работе ТГУ

Ивонин И.В.

«__» ____ 2016 г.

Акт внедрения

результатов диссертационной работы Куцова М.С., представленной на соискание
ученой степени кандидата технических наук

Комиссия национального исследовательского Томского государственного
университета (ТГУ) в составе:

председателя	проректора по научной работе ТГУ	Ивонина И.В.
членов комиссии	декана ФИТ, д.ф.-м.н., профессора	Солдатов А.Н.
	д.т.н., профессор кафедры «Управление качеством»	Шидловского С.В.

установила, что программно-аппаратный комплекс для контроля процедуры
сердечно-легочной реанимации человека, разработанный в результате работы над
диссертационной работой на соискание степени кандидата технических наук
Куцовым Михаилом Сергеевичем использованы в работе, выполняемой в рамках
Соглашения о предоставлении субсидии от «28» ноября 2014 г. № 14.578.21.0078
(уникальный идентификатор RFMEFI57814X0078) по теме «Устройство для
контроля процедуры сердечно-легочной реанимации человека» ФЦП
«Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-
технического комплекса России на 2014-2020 годы», а также в работах
выполняемых в рамках гранта РФФИ № 16-29-04388/16 от 19.04.2016 г.

председатель	проректор по научной работе ТГУ	Ивонин И.В.
члены комиссии	декан ФИТ, д.ф.-м.н., профессор	Солдатов А.Н.
	д.т.н., профессор кафедры «Управление качеством»	Шидловский С.В.