

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего  
образования  
«Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники»  
(ТУСУР)

На правах рукописи



Костелей Яна Валерьевна

МЕТОДИКА ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА АКУСТИЧЕСКОГО СИГНАЛА  
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПЛОДА

Специальность 05.13.17

«Теоретические основы информатики»

Диссертация на соискание учёной степени  
кандидата технических наук

Научный руководитель:  
доктор физико-математических наук, профессор  
Боровской Игорь Георгиевич

Томск 2022

Введение.....	4
Глава 1. Фонокардиография плода .....	12
1.1 Звук сердцебиений на ФКГ и его свойства .....	12
1.2 Задачи вычислительных алгоритмов фонокардиографии и проблема развития фонокардиографии плода.....	21
1.3 Подходы к определению тонов и частоты сердечных сокращений человека и плода .....	26
1.4 Оценка состояния сердечно-сосудистой системы плода по кардиоинтервалограмме .....	30
1.5 Заключение .....	35
Глава 2. Описание предложенных алгоритмов обработки и анализа ФКГ плода.....	36
2.1 Формирование требований к алгоритмам обработки и анализа ФКГ плода и матери .....	36
2.2 Обработка входных данных для анализа фонокардиограммы плода .....	37
2.3 Поточковый алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков.....	38
2.4 Поточковый алгоритм определения сердцебиений плода на акустическом сигнале .....	51
2.5 Алгоритм построения КИГ плода на основе ФКГ .....	67
2.6 Заключение. Применение полученных алгоритмов в системе мобильного мониторинга оценки ССС плода .....	73
Глава 3. Описание экспериментальных исследований.....	75
3.1 Сравнение алгоритма определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков с референтными методами.....	76
3.2 Оценка достоверности результатов алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнале .....	85
3.3 Оценка устойчивости алгоритма построения КИГ плода .....	90
3.4 Сравнение результатов алгоритма построения КИГ плода с результатами референтного оборудования (КТГ, ЭКГ).....	95
3.5 Заключение .....	103
Заключение .....	104
Список сокращений и условных обозначений .....	106
Список использованных источников .....	107
Приложение А Демонстрация макета отчета об исследовании для приложения 1к-МФ с применением результатов работы комплекса алгоритмов.....	118

Приложение Б Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на собственном наборе данных .....	124
Приложение В Таблица описания сигналов набора данных EPHNOGRAM, используемого в экспериментальном исследовании .....	131
Приложение Г Сравнение результатов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных EPHNOGRAM.....	133
Приложение Д Демонстрация КИГ человека, полученных предложенным комплексом алгоритмов .....	142
Приложение Е Таблица сравнения пульса, рассчитанного экспертами, и показаний алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнала.....	146
Приложение Ж Демонстрация ситуаций неустойчивого поведения алгоритма построения КИГ .....	151
Приложение З Сравнение КИГ КТГ и результатов алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ.....	156
Приложение И Таблица сравнения КИГ ЭКГ, КИГ ФКГ, размеченного с помощью ЭКГ, и результатов алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ .....	165
Приложение К Внедрение результатов исследования .....	167

## Введение

**Актуальность.** Согласно Указу Президента Российской Федерации от 09.10.2007 г. № 1351 «Об утверждении Концепции демографической политики Российской Федерации на период до 2025 года» одним из направлений демографической политики Российской Федерации является рост рождаемости, включающий принцип «развития высокотехнологичной медицинской помощи женщинам в период беременности» [1]. Основной же причиной перинатальной смертности является гипоксия плода [2] ввиду того, что острая или хроническая гипоксия может быть причиной преждевременных родов, неразвивающейся и замершей беременности, ее прерывания. Поэтому, как следствие, особый интерес представляют высокотехнологичные методы оценки состояния сердечно-сосудистой системы плода. По приказу Министерства здравоохранения Российской Федерации от 1 ноября 2012 г. № 572н в рамках оказания медицинской помощи, беременным еженедельно с 33 недели беременности проводится кардиотокография (КТГ) [3], которая является одним из способов определения наличия гипоксии плода посредством анализа кардиоинтервалограммы (КИГ, график частоты сердечных сокращений). Стоит отметить, что нарушения состояния плода могут возникнуть в промежутках между проводимыми медицинскими исследованиями, поэтому повышение качества диагностики гипоксии плода может быть получено в результате *более частого проведения мониторинга КТГ.*

По «Рекомендации ВОЗ по оказанию дородовой помощи для формирования положительного опыта беременности» аппараты КТГ «требуют технического обслуживания, снабжения гелем для ультразвукового исследования и персонала, обученного работе с аппаратом и интерпретации результатов», также отмечается их высокая стоимость [4]. Кроме этого, для более частого проведения КТГ, необходимо обеспечить беременных средством диагностики на дому, так как более частое посещение медицинского учреждения может быть некомфортно для беременной и создаёт значительную нагрузку на медицинский персонал. В свою очередь, референтными методами фетальной КТГ являются электрокардиография (ЭКГ) и фонокардиография. Технология ЭКГ, также как и КТГ, требует использования гелей, работы медицинского персонала, кроме этого, неинвазивные методы захвата сигнала ЭКГ имеют проблему разделения материнского и фетального сигнала, а инвазивные методы сопряжены с рисками и не применимы вне медицинского учреждения. Для фонокардиографии же на рынке отсутствуют массово используемые готовые решения захвата и обработки фетальных сигналов, но при этом использование акустических датчиков в носимых приборах позволит проектировать небольшие по размеру, дешевые приборы, которые могут работать без

использования гелей. Также в отличие от технологии КТГ, основанной на ультразвуке, наличие воздействия которого на развитие плода не доказано и не опровергнуто [5, 6], фонокардиография абсолютно безопасна, что позволяет избежать предвзятого отношения у беременных к данной технологии. Поэтому развитие алгоритмов обработки и анализа фонокардиограмм (ФКГ) плода с целью получения КИГ является перспективным направлением.

При сравнении методов обработки и анализа ФКГ человека и плода, можно наблюдать сравнительное различие в принципиально большем количестве научных работ, посвященных фонокардиографии человека. Явление может быть связано с особенностями ФКГ плода:

- низкое отношение сигнал-шум, связанное с наличием механических и физиологических шумов (дыхание, пищеварение, сердечно-сосудистые звуки матери);
- изменение амплитудно-частотных параметров ФКГ и формы звуков тонов сердца в зависимости от места захвата сигнала, толщины тканей матери, положения плаценты и плода, срока беременности;
- пересечение уровня частоты сердечных сокращений плода с пульсом матери.

#### **Степень разработанности темы исследования**

В научных работах процесс обработки и анализа ФКГ в большинстве случаев включает несколько этапов:

- *предварительная фильтрация* ФКГ с целью повышения выраженности сердцебиений плода. В рамках этой задачи наиболее часто используют цифровые фильтры (фильтр высоких и низких частот, полосовая фильтрация) [7–11], вейвлет-фильтрацию [12–16], разложение на эмпирические моды [7, 17, 18], анализ сингулярного спектра и другие методы;
- *построение огибающей сигнала* [8, 16, 18] или *энергии* (энергия Шеннона [12–14] и преобразование Гилберта-Хуанга [10, 15, 18, 19]), и/или *получение спектра* во временных областях (Фурье-спектр в короткой временной области [9] или вейвлет-скалограмма [11]);
- *пороговая сегментация* огибающей [7, 8, 10, 15–18] или спектра [9, 11] с целью выделения тонов сердца;
- *классификация сердечных тонов* с использованием интеллектуального анализа или решающих правил, на основании которой *строится КИГ* [7–19].

Такая последовательность операций при построении КИГ не всегда может обеспечить должный уровень качества полученной КИГ, так как она может не учитывать ситуации, свойственные ФКГ плода: временной потери звуков тонов сердца на коротких (в рамках одного тона) и длинных интервалах (несколько минут); наличие высокоамплитудных звуков трения датчика и других звуков; изменение амплитуды полезного сигнала сердцебиений; появление материнского пульса и других помех для детектирования тонов сердца. Также не

рассматривается проблема определения наличия сердцебиений на ФКГ с целью выбора места размещения акустического датчика и сопровождения проведения мониторинга, хотя данная задача актуальна для носимых приборов. Таким образом, исследование и разработка методов обработки ФКГ, направленных на оценку их качества и построения КИГ в условиях помех, потери сигнала и изменения ее качества, являются актуальными задачами.

**Целью** диссертационной работы является разработка вычислительных алгоритмов обработки и анализа фонокардиограмм плода с целью формирования кардиоинтервалограммы и расчета параметров оценки ее качества в условиях регистрации сигнала мобильным устройством. Для достижения цели необходимо решить **следующие задачи:**

1. Исследовать особенности фонокардиографии плода с точки зрения физиологических параметров звуков сердца, амплитудно-частотного представления сигнала, фоновых физиологических и механических звуков, оценочных параметров состояния сердечно-сосудистой системы плода, получаемых в результате обработки кардиоинтервалограммы и применимых для медицинской диагностики. Провести анализ современных методов обработки фонокардиограммы человека и плода.

2. Разработать алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков на фонокардиограмме.

3. Разработать алгоритм определения сердцебиений на акустическом сигнале.

4. Разработать алгоритм построения кардиоинтервалограммы плода на основе фонокардиограммы в условиях наличия помех и потери сигнала сердцебиений плода.

5. Провести захват и подготовку данных для экспериментального исследования, содержащих фонокардиограммы различных групп испытуемых, аудиосигналы фетальных мониторов, основанных на ультразвуковой доплерографии, показания пульсометра и кардиоинтервалограммы КТГ. Провести экспериментальное исследование, направленное на сравнительный анализ полученных результатов детектирования тонов сердца и определения частоты сердечных сокращении с наборами данных референтных методов.

**Объектом** исследования являются фонокардиограммы плода и матери.

**Предметом** исследования являются методы и алгоритмы обработки и анализа фонокардиографического сигнала в условиях помех.

**Теоретическую и методологическую базу исследования** составили труды ведущих российских и зарубежных специалистов в области обработки фонокардиограмм и медицинской физиологии сердца. Информационной базой являются материалы, опубликованные в периодической печати, учебной и научной литературе, сети Интернет.

**Методы исследования.** Диссертационная работа опирается на методы обработки фонокардиограмм человека и плода.

**Научная новизна** полученных в диссертационной работе результатов.

1. Предложен **алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков** на фонокардиограмме, *отличающийся* от существующих методов повышенной точностью детектирования сигналов в условиях изменения их амплитуды. *Точность достигается* тем, что проводится выделение только значимых по длительности, последовательности возникновения и выраженности амплитуды звуков относительно фонового акустического сигнала при отсутствии необходимости подбора динамического уровня пороговой сегментации.

2. На основании алгоритма определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков разработан **поточковый алгоритм определения сердцебиений** на акустическом сигнале, отличающийся возможностью распознавания моментов возникновения сердцебиений на акустическом сигнале при наличии одного или обоих типов тонов сердца, а также *позволяющий* оценивать его соответствие требованиям проведения мониторинга состояния плода на основании следующих параметров: частоты сердечных сокращений, амплитуды и выраженности полезного сигнала.

3. На основании алгоритма определения сердцебиений плода предложен **алгоритм построения кардиоинтервалограммы плода на основе фонокардиограммы**, *отличающийся* тем, что позволяет получить результат в условиях низко- и высокоамплитудных помех, потери сигнала сердцебиений плода и изменения качества сигнала, что реализует *альтернативный подход* мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы плода на основании *мобильных устройств*, стоимость которых на порядок ниже аналогов.

**Теоретическая ценность** работы заключается в развитии методов обработки и анализа фонокардиограмм, обеспечивающее работоспособность в условиях различных помех.

**Практическая значимость** работы обуславливается возможностью применения разработанных алгоритмов:

1) в качестве этапа обработки и анализа фонокардиограммы плода в системе мобильного непрерывного мониторинга состояния плода и матери.

2) для разработки алгоритмов поиска точки размещения датчика на поверхности живота беременной и контроля качества сигнала во время проведения мониторинга.

Результаты диссертационного исследования использованы:

– при выполнении обязательств по проекту 18-31-20012 мол\_а\_вед «Разработка математической модели и вычислительных алгоритмов для решения задачи адаптивной идентификации и подсчета сердечных сокращений на фонокардиограмме при их неопределенных характеристиках в условиях высокого уровня помех» при поддержке

Российского фонда фундаментальных исследований (регистрационный номер НИОКТР: АААА-А18-118103190017-6);

– при обновлении коммерческого продукта компании ООО «Диагностика +» 1к-МФ (акт внедрения от 02.09.2021 г.).

**Достоверность и обоснованность** полученных результатов обеспечивается согласованием экспериментальных данных с результатами референтных методов.

**Публикации.** Основные результаты по теме диссертации изложены в 19 печатных изданиях, 4 из которых изданы в журналах, рекомендованных ВАК [20–23], 5 – индексируемые в Scopus [24–27], 10 – в тезисах докладов [29–38], получены 2 свидетельства о регистрации программ для ЭВМ [39–40].

**Апробация результатов работы.** Основные результаты диссертационной работы были представлены на следующих конференциях:

1) Международной научно-технической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Научная сессия ТУСУР» (25–27 мая 2020 г., г. Томск, ТУСУР, диплом II степени);

2) 54-й Международной научной студенческой конференции МНСК-2016 (16-20 апреля 2016 г., г. Новосибирск, ИВТ СО РАН, диплом I степени);

3) Международной научно-технической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых Научная сессия ТУСУР–2018 (16-18 мая 2018 г., г. Томск, ТУСУР, диплом I степени).

**Личный вклад.** Самостоятельной работой автора являлся анализ современных методов обработки фонокардиограмм плода и человека. Совместно с членами коллектива ООО «Диагностика +» Ждановым Д.С. и Земляковым И.Ю. было сформировано описание объекта исследования. Отдельные блоки алгоритмов обработки фонокардиограмм, которые не выносятся на защиту, но являются обязательными этапами для экспериментального исследования разработанных алгоритмов, были сформированы Ждановым Д.С., а именно: алгоритмы предварительной фильтрации, изменения частоты дискретизации, программный интерфейс алгоритма определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков для потоковой реализации. Самостоятельно автором были разработаны алгоритмы, выносимые на защиту. Совместно с научным руководителем разработаны содержательная и математическая постановки задач, предложены способы проверки достоверности результатов, определена структура исследования. Стоит отметить, что отдельные аспекты обработки фонокардиограммы, которыми руководствовался автор, были определены в работах Жданова Д.С., которые предшествовали разработке алгоритмов, описанных в диссертационном исследовании. Совместно с коллективами ООО «Диагностика+» и ООО «Центр перинатального здоровья» был организован сбор данных, используемый для экспериментального исследования. Совместно со Ждановым Д.С. и Голобоковой Е.В. (Чехоцкой) было разработано программное

обеспечение для экспериментального анализа алгоритмов, представленных в диссертационном исследовании. Консультирование автора в теоретических основах фонокардиографии и физиологии сердца проводилось специалистами с высшим медицинским образованием Буреевым А.Ш. (ООО «Диагностика+») и Юрьевым С.Ю. (ООО «Центр перинатального здоровья»).

### **Основные положения, выносимые на защиту.**

**1. Поточковый алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков**, *позволяющий* проводить сегментацию потенциальных тонов сердца на фонокардиограмме плода на основании физиологических параметров сердцебиений. Кроме этого, алгоритм *позволяет* проводить модификацию фонокардиограммы с целью приведения звуков сердцебиений плода к человеческому слуховому диапазону. На исследуемом наборе данных алгоритм позволил выделить в среднем на 3–5 % больше звуков сердца и на 6–15 % меньше иных звуков по сравнению с сегментацией энергии Шеннона и огибающей Гилберта. Алгоритм базируется на методе нелокального усреднения.

Соответствует пункту 5 паспорта специальности: «Разработка и исследование моделей и алгоритмов анализа данных, обнаружения закономерностей в данных и их извлечения».

**2. Поточковый алгоритм определения сердцебиений плода** при распознавании тонов сердца на фонокардиограмме, позволяющий проводить поиск точки размещения датчика и контроль качества фонокардиограммы во время проведения мониторинга без привлечения медицинского персонала. На исследуемом наборе данных алгоритм позволил определить интервалы появления сигнала сердцебиений, при этом внутри интервалов среднее относительное отклонение между частотой сердечных сокращений, рассчитанной алгоритмом, и экспертной оценкой пульса составило 1–2 %. Алгоритм базируется на автокорреляционном свойстве периодических временных рядов.

Соответствует пункту 5 паспорта специальности: «Разработка и исследование моделей и алгоритмов анализа данных, обнаружения закономерностей в данных и их извлечения».

**3. Алгоритм построения кардиоинтервалограммы плода на основе фонокардиограммы**, *обеспечивающий* работу в условиях регистрации сигнала с мобильных устройств: наличия низко- и высокоамплитудных помех, потери сигнала сердцебиений плода и изменения его качества. Алгоритм *может являться основой* для медицинских информационных систем мобильного мониторинга состояния плода. Среднее относительное отклонение между результатами алгоритма и кардиоинтервалограммами КТГ и ЭКГ составило 2 %. В качестве теоретической основы алгоритма используется теория графов и кластерный анализ.

Соответствует пункту 14 паспорта специальности: «Разработка теоретических основ создания программных систем для новых информационных технологий».

**Объем и структура работы.** Диссертация состоит из введения, трёх глав, заключения и 10 приложений. Полный объём диссертации составляет 170 страниц, включая 57 рисунков и 8 таблиц. Список литературы содержит 121 наименование.

В *первой главе* производится описание особенностей ФКГ плода, которые были определены сторонними научными коллективами, а также наблюдались автором на имеющихся у него данных. Устанавливается, что ФКГ плода имеет ряд особенностей по сравнению с ФКГ человека: низкое отношение сигнал-шум, связанное с наличием механических и физиологических шумов (дыхание, пищеварение, сердечно-сосудистые звуки матери); изменение амплитудно-частотных параметров ФКГ и формы звуков тонов сердца в зависимости от места захвата сигнала, толщины тканей матери, положения плаценты и плода, срока беременности; изменение таких параметров сердечно-сосудистой системы, как расстояние между первым и вторым тоном сердца при разных значениях пульса; пересечение уровня частоты сердечных сокращений (ЧСС) плода с пульсом матери; наличие помех, потери сигнала и сигнала сердцебиений матери в рамках одной непрерывной регистрации.

Делаются выводы о том, что причинами отсутствия готовых решений, направленных на проведение оценки состояния плода на основании ФКГ, является: высокие отношения сигнал-шум и изменчивость ФКГ, отсутствие размеченных наборов данных для исследования и большой интерес научного сообщества к ФКГ человека. Проводится анализ современных подходов к обработке и анализу ФКГ человека и плода. Описывается влияние механизмов расчета параметров оценки состояния плода на основании КИГ на методы построения пульсового графика.

Во *второй главе* описывается общая концепция системы оценки состояния плода на основании ФКГ. Приводятся этапы разработки и обоснование основ алгоритмов, выносимых на защиту. Рассматривается их место в системе мобильного мониторинга состояния плода.

В *третьей главе* описывается структура и результаты экспериментального исследования. Проводится поэтапная проверка промежуточных результатов комплекса алгоритмов, выносимых на защиту.

Первично проводится оценка качества сегментации тонов сердца на исходной ФКГ **алгоритмом определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков**. Для этой оценки использовалась эталонная разметка ФКГ на звуки первого и второго тонов сердца, полученная с помощью сигналов фетальных мониторов и разметки ЭКГ. На основании эталонной разметки был произведен подсчет количества сегментированных звуков сердца и иных звуков предложенным алгоритмом и референтными методами. Анализ показал, что

предложенный алгоритм без использования динамического порога сегментации позволяет не только повторять результаты референтных методов, но и на используемом наборе данных позволяет проводить более качественную разметку ФКГ на звуки сердца:

– количество сегментированных звуков первых тонов сердца: предложенный алгоритм в среднем 93 %, сегментация огибающей Гилберта в среднем 85 %, сегментация энергии Шеннона в среднем 89 %;

– количество сегментированных звуков циклов биений (сегментирован хотя бы один тон в цикле одного биения): предложенный алгоритм в среднем 98 %, сегментация огибающей Гилберта в среднем 93 %, сегментация энергии Шеннона в среднем 96 %.

Далее приводится сравнение значений ЧСС, полученных **алгоритмом определения сердцебиений плода на ФКГ**, с мгновенными значениями пульса, рассчитанными референтным оборудованием (пульсометром) и с данными, полученными в результате визуального анализа ФКГ плода экспертами. Степень расхождения с данными пульсоксиметра за минуту исследования составила не более 2 уд/мин, а отклонение с данными экспертов в среднем составляет 1,2 % (размах 0–3 %). Также было установлено, что при внесении механического воздействия на акустический датчик и при его перемещении от источника сигнала (сердца) алгоритм адекватно реагирует на возникновение событий, а, именно, его параметры отображают события потери сигнала, изменения уровня амплитуды и выраженности полезного сигнала.

На имеющемся наборе неразмеченных данных (1600 шт. ФКГ длиной от 2 до 50 мин, ООО «Диагностика+») описывается визуальный анализ результатов **алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ**. Целью анализа является оценка работоспособности алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ без использования методов классификации тонов и обработки КИГ матери для устойчивого выделения КИГ плода. Анализ показал, что, не смотря на отсутствие методов классификации и анализа материнского пульса, только на небольшой доле сигналов (4 %) наблюдаются следующие явления: внесение в КИГ плода материнского пульса (1,6 %); исключение мелких сегментов ЧСС плода из КИГ плода (0,4 %); исключение больших сегментов ЧСС-плода из КИГ плода (0,3 %); исключение участков акцелераций и децелераций из КИГ плода (0,8 %); внесение мелких сегментов, не являющихся ЧСС-плода на КИГ плода (0,9 %). Делаются выводы о том, что устойчивость алгоритма может быть улучшена путем использования методов классификации тонов и анализа материнского пульса.

В заключительной части главы описывается экспериментальное исследование, которое показало, что отклонение между КИГ плода, полученного **алгоритмом построения КИГ плода на основе ФКГ**, и КИГ референтного оборудования (КТГ и ЭКГ) в среднем составляет 2 % (КТГ – размах 0,5–3,6 %; ЭКГ – размах 0,5–2,5 %).

## Глава 1. Фонокардиография плода

В главе рассматриваются общие вопросы и проблемы фонокардиографии. В первом разделе приведен анализ особенностей отображения такого физиологического процесса как сердцебиения на ФКГ с точки зрения параметров тонов сердца, которые могут быть использованы для разработки алгоритмов обработки акустического сигнала сердца. Так как ФКГ плода значительно отличаются от ФКГ, захваченных с поверхности тела человека (далее такой тип сигналов будет называться ФКГ *человека* для того, чтобы четко разграничить место захвата сигнала и положения источника звука), автором рассмотрены задачи, которые стоят перед разработчиками алгоритмов для обработки и анализа обоих типов сигналов. Также уделено внимание особенностям в развитии данных направлений и в принципиальном отличии степени вовлеченности научных коллективов в них. Автором рассмотрены доступные источники наборов данных ФКГ, которые используются учеными для разработки и тестирования их алгоритмов при работе с ФКГ человека и плода. Также проведен обзор методов, используемых для обработки и анализа ФКГ плода и человека. Ввиду того, что конечной целью построения КИГ плода является выделение определенных паттернов (базальный ритм, осцилляции и др.), которые используются для оценки состояния сердечно-сосудистой системы плода (ССС), в заключительном разделе рассмотрены эти параметры с целью определения физиологических особенностей пульсового графика и формулирования требований к методам построения КИГ.

Стоит отметить, что анализ объекта исследования будет сопровождаться визуальным анализом имеющего набора данных, полученного автором, так как в свободном доступе ограничено число наборов данных фетальных ФКГ, полученных в реальных условиях эксплуатации приборов для аускультации. При этом главным критерием разработки алгоритмов обработки и анализа ФКГ плода является возможность применения данных алгоритмов в носимых приборах и в условиях захвата сигнала вне медицинского учреждения. Поэтому для более полного описания объекта исследования автором будут использоваться результаты наблюдений, которые были получены им при анализе ФКГ.

### 1.1 Звук сердцебиений на ФКГ и его свойства

Фонокардиография – это метод исследования сердечной деятельности путем записи и анализа звуков сердца, артерий или аорты. Для звуков сердца справедливо, что первый

(систолический) звук возникает, когда митральный и трикуспидальный клапаны закрываются, а желудочки сокращаются, при этом данный звук синхронизирован с зубцом R на ЭКГ (рисунок 1). Первый сердечный звук называется первым тоном сердца S1. Второй (диастолический) звук S2 формируется в начале диастолы (периода расслабления сердца), когда закрываются аортальный и легочный клапаны; он синхронизируется с зубцом T на ЭКГ [41] (рисунок 1).

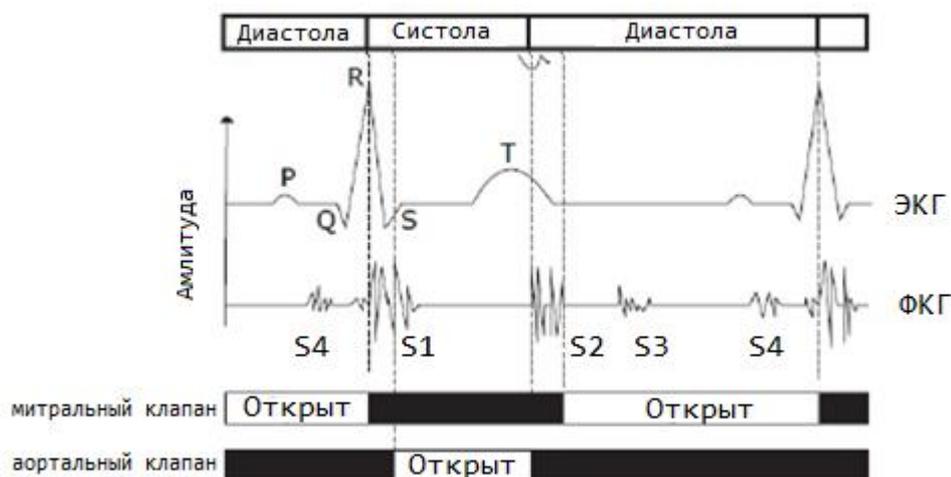


Рисунок 1 – Визуальная форма ФКГ (верхний ряд), ее синхронизация с сигналом ЭКГ (нижний ряд) и механизм образования звука в результате работы клапанов сердца

Как видно из рисунка 1, на ФКГ тоны сердца помечаются парой символов: «S1» – первый тон, а второй тон – «S2». Расстояние между двумя первыми тонами сердца называется SS-интервалом и соответствует RR-интервалу ЭКГ. Особенность SS- или RR-интервала в том, что данное расстояние описывает длину одного сердечного цикла и используется для определения частоты сердечных сокращений ( $ЧСС = 60000 / RR$  мс). В дальнейшем для удобства такой интервал будет называться RR-интервалом, так как большинство научной литературы, которая посвящена определению параметров сердечной деятельности, использует данные ЭКГ для определения интервалов фаз сердечных процессов. Поэтому для того, чтобы не приводить пояснений к согласованию терминологии, укажем, что расстояние между началом или серединой двух одноименных типов тонов сердца, будет называться RR-интервалом. График RR-интервалов, переведенных в величину ЧСС, называется КИГ. Таким образом, определение RR-интервала можно назвать основной задачей фонокардиографии плода, так как оценка состояния ССС плода требует построения КИГ.

Из вышесказанного можно сделать выводы о том, что для определения RR-интервалов необходимо верно классифицировать звуки тонов сердца на S1 и S2, чтобы ошибочно не

зарегистрировать расстояние между S1 и S2 (систола) и S2 и S1 (диастола) как RR-интервал. Для этого необходимо определить диапазон значений RR-интервала и систолы-диастолы, которые могут физиологически быть определены при регистрации ФКГ человека и плода. В работе [42] на основании собранных кардиологических данных была определена корреляционная зависимость между ЧСС и продолжительностью систолы, диастолы и RR-интервала (рисунок 2). На основании функциональных зависимостей, изображенных на рисунке 2, можно сделать выводы о том, что длина систолы имеет тенденцию к уменьшению, но остается достаточно стабильной, тогда как диастола значительно уменьшается. Но при этом предполагается, что при высокой частоте сокращений длительность диастолы меньше длительности систолы, а также существует некоторый интервал ЧСС, при котором длительность систолы и диастолы практически неотличимы.

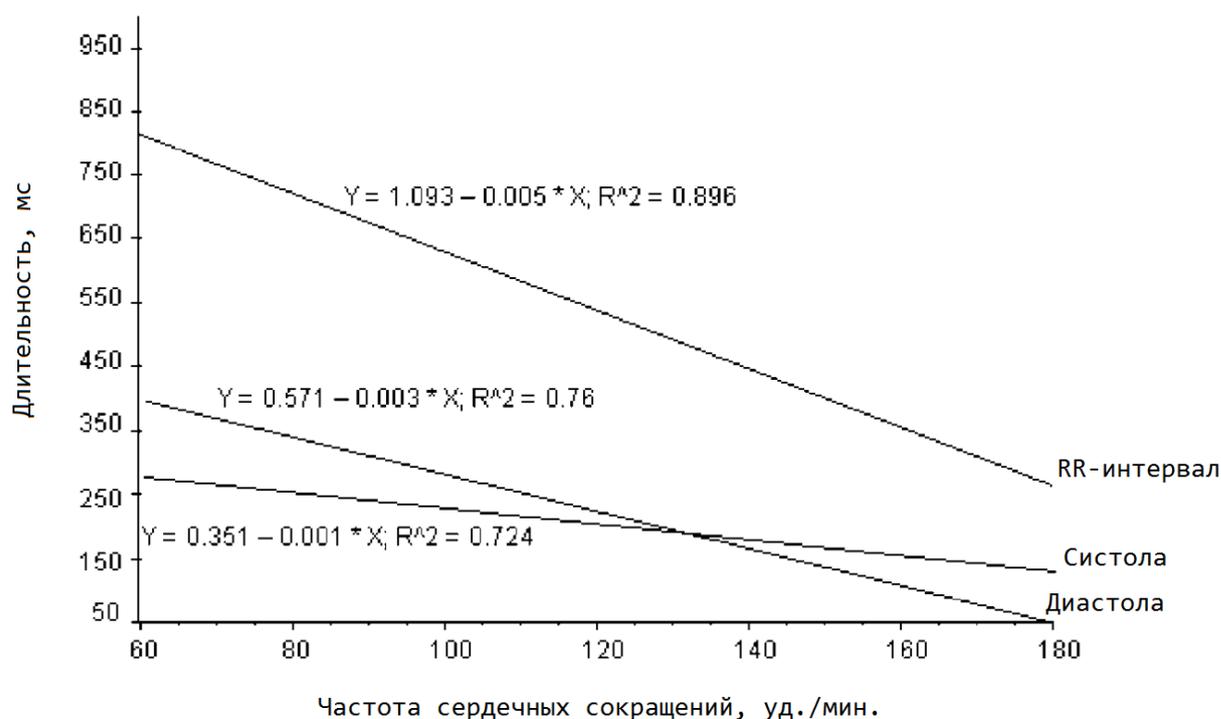


Рисунок 2 – Корреляционная зависимость между ЧСС и продолжительностью систолы, диастолы и RR-интервала для человека

Стоит отметить, что корреляционная зависимость на рисунке 2 соответствует сердцебиениям человека. Подобных исследований для сердцебиений плода не было найдено, но, например, в работе [43] указывается, что, возможно, отношение длительности систолы и диастолы зависит от сердечного резерва и гестационного периода беременности или неонатального периода новорожденности.

С другой стороны, физиологически при отсутствии аритмии соседние RR-интервалы не должны значительно отличаться, то есть на ФКГ будет присутствовать автокорреляция, что

также используется для определения ЧСС при разметке тонов [44–48]. Но стоит отметить, что сегментация тонов сердца в данных работах опирается на то, что диапазон RR-интервалов для сердцебиений человека составляет 30–130 уд/мин (460–2000 мс) и что на сигнале присутствуют только определенные паттерны сердцебиений, которые в определенной последовательности всегда присутствуют на сигнале. То есть первый и второй тон (для некоторых работ третий и четвертый) всегда присутствуют на сигнале и последовательно идут друг за другом. Наперед можно отметить, что на реальных сигналах сердцебиений плода и матери, которые могут присутствовать по отдельности или одновременно на ФКГ, диапазон ЧСС плода составляет от 50 до 240 уд/мин (250–1200 мс по диапазонам фетальных мониторов), когда на сигнале может присутствовать только первый или второй тон, или и первый, и второй тоны сердца одновременно. Данный аспект может значительно усложнить детектирование и классификацию тонов сердца. Также можно сразу отметить, что диапазон ЧСС мамы и плода пересекаются. В нормальном состоянии диапазон ЧСС плода составляет 110–160 уд/мин [49]. Поэтому по уровню ЧСС невозможно точно определить, наблюдается ли на сигнале нормальный пульс матери или патологический пульс плода, и наоборот.

Следующей особенностью, которая будет влиять на звуки тонов сердца на ФКГ – это место регистрации сигнала. Известно, что при изменении точки аускультации первый и второй тоны сердца будут звучать по-разному. Для исследования данного явления автором были захвачены ФКГ человека в разных точках вокруг сердца (рисунок 3) с использованием прибора 1к-МФ (ООО «Диагностика +», г. Томск).

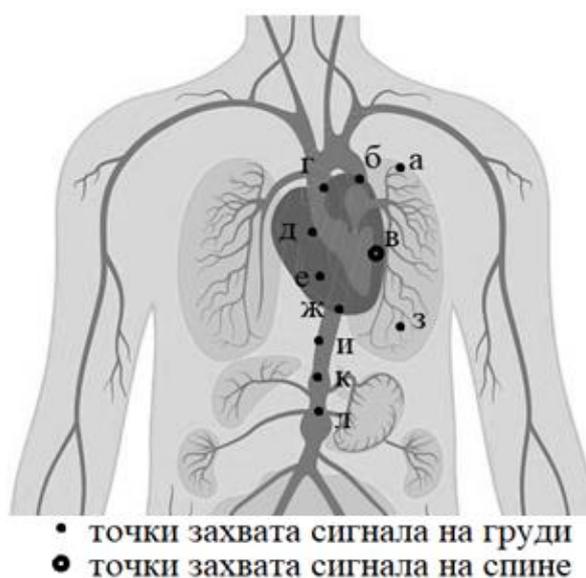


Рисунок 3 – Место регистрации ФКГ для определения влияния расположения датчика на формации тонов

Полученные ФКГ, захваченные с 11 точек размещения датчика, представлены на рисунке 4. Можно наблюдать, что на амплитудное представление тона влияет не только «сила» сигнала, которая определяется его амплитудой и расстоянием до источника звука, но и при изменении положения датчика относительно источников звуков (клапаны, артерии, аорта) можно заметить значительное видоизменение самих паттернов. Данная особенность позволяет предположить, что в таких случаях будут присутствовать отличающиеся от сигнала к сигналу амплитудно-частотные характеристики для тонов сердца, а также в задаче сегментации будет присутствовать проблема точного разграничения начала и конца тона сердца.

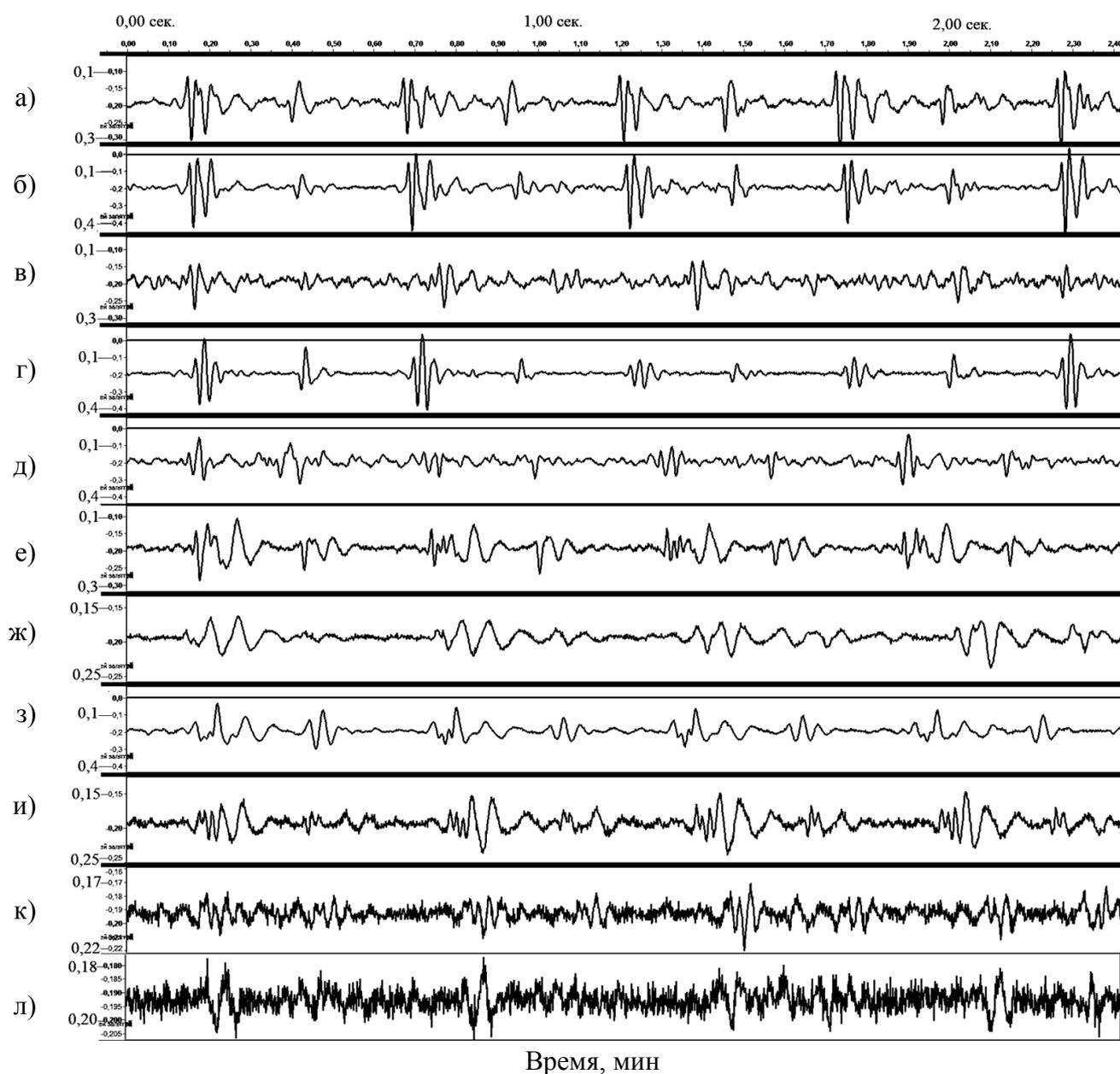


Рисунок 4 – Зарегистрированные ФКГ человека при различных точках размещения датчика во время захвата сигнала, указанных на рисунке 3

На рисунке 4 отображены ФКГ, захваченные с поверхности тела человека. Поэтому при анализе ФКГ плода надо учитывать положение плода в утробе матери. Положение плода в утробе матери называется предлежанием плода. Примеры предлежаний плода с их наименованием изображены на рисунке 5. Тривиально, что предлежание плода влияет на точку аускультации. Но при этом стоит отметить, что предлежание плода может не быть постоянным за все течение беременности. В работе [50] проведено исследования изменения предлежаний плода в зависимости от недели беременности, которое показало, что число тазовых предлежаний к 32 неделе составляет 7,4–13,3 % от беременностей, а к 40 неделе число таких беременностей падает до 2,6–6,1 %, что показывает, что плод может менять свое положение в утробе. Также стоит отметить, что предлежание – это некоторое значительное изменение в положении плода, но при этом плод может также выполнять незначительные изменения своего положения, которые могут при этом значительно повлиять на расположение оптимального места захвата сигнала. Например, в [51] указано, что область аускультации может составлять 3 см, при этом для различных предлежаний плода определены разные точки аускультации.

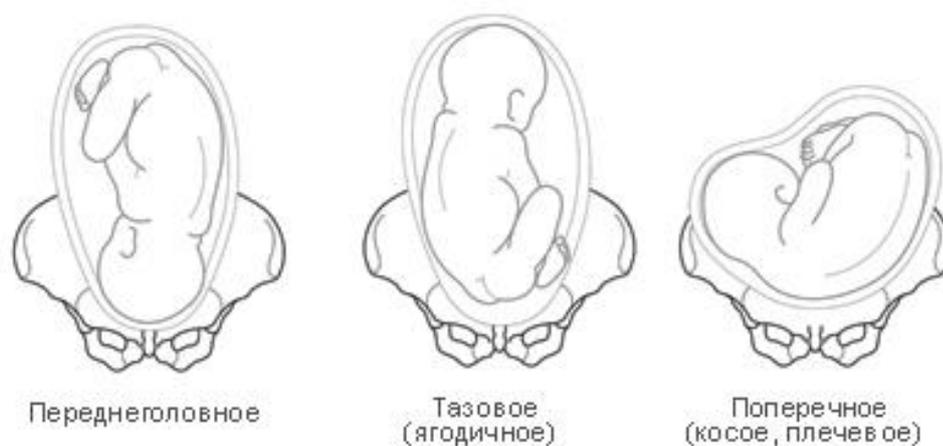


Рисунок 5 – Примеры трех предлежаний плода

Но при этом в отличие от ФКГ человека проводящей средой для сигнала плода будут являться не только его собственные ткани, но и околоплодные воды и ткани матери. Поэтому сложно предположить, как меняется форма сердечного звука в рамках одной беременности в зависимости от движения плода в утробе. Также стоит отметить, что на форму сигнала, возможно, может влиять реверберация звуков сердечной деятельности плода и матери.

При анализе сигналов плода, имеющих у автора, было выявлено, что обработка ФКГ человека имеет ряд преимуществ по сравнению с обработкой сигналов сердцебиений плода, а именно:

- в сигналах человека можно определить или зафиксировать место захвата сигнала, что дает основание прогнозировать (или аппроксимировать) значения параметров амплитудно-

частотного представления ФКГ и относительную неизменность этих параметров;

- сигналы сердцебиений человека более амплитудно выражены;
- ЧСС человека не претерпевает тех изменений, которые происходят при внутриутробном развитии;
- ФКГ плода сопровождаются значительным числом физиологических, механических и других звуков матери и плода;
- возможна потеря сигнала или изменение амплитуды сигнала в результате смещения датчика (силы его прижатия) или перемещения плода в утробе;
- на величину амплитуды сигнала может влиять не только срок беременности, толщина жировой прослойки матери, расположение датчика и плода, но и циклы дыхания матери.

С такими же наблюдениями столкнулись и другие научные коллективы. Например, в работе [52] были сделаны следующие выводы. Интенсивность сигнала плода, регистрируемого в брюшной полости матери, мала по сравнению с интенсивностью мешающих сигналов, исходящих от сердца или органов пищеварения матери, или акустических шумов, производимых плодом [53]. Сигнал плода зависит его положения, поэтому его интенсивность и спектр меняются во времени. В основном изменения могут быть связаны с движениями и дыханием плода, а также сокращениями матки матери. Из-за этих помех пути передачи сигнала между сердцем плода и датчиком на животе матери также изменяются, как и амплитудно-частотные характеристики, и иногда значительно изменяют форму сигнала плода [54]. Эти критические интервалы изменения сигнала обычно имеют продолжительность короче нескольких секунд [53, 55]. «Двойные тоны» или «расщепление тонов» могут возникать из-за временной задержки между аортальным и легочным компонентами или из-за других гемодинамических эффектов [56, 57].

Кроме описанных явлений, также стоит отметить, что, возможно, звуки первого и второго тонов сердца плода с задержкой внутриутробного развития, могут иметь другие частотные характеристики [58]. Также предполагается, что частотные параметры сигнала сердца плода зависят от срока беременности. На рисунке 6 изображен график зависимости частоты гармоник, входящих в первый и второй тон, от недели беременности, которая была получена в исследовании [59] путем анализа спектров сигналов 30–50 беременностей.

Сложность обработки ФКГ плода отчасти обоснована наличием сигнала сердцебиений не только плода, но и сигнала сердца матери. Поэтому применимость фонокардиографии плода для построения КИГ плода напрямую зависит от способности разделить данные сигналы друг от друга. Первично, можно определить, что КИГ данных процессов не совпадают, но могут лежать в пересекающихся диапазонах ЧСС. Но при этом стоит отметить, что природа звука данных сигналов разная. Так как сигнал захватывается с поверхности живота матери, то

источниками звука биения сердца матери могут являться маточная артерия или аорта. Поэтому можно предположить, что эти сигналы имеют различные амплитудно-частотные представления.

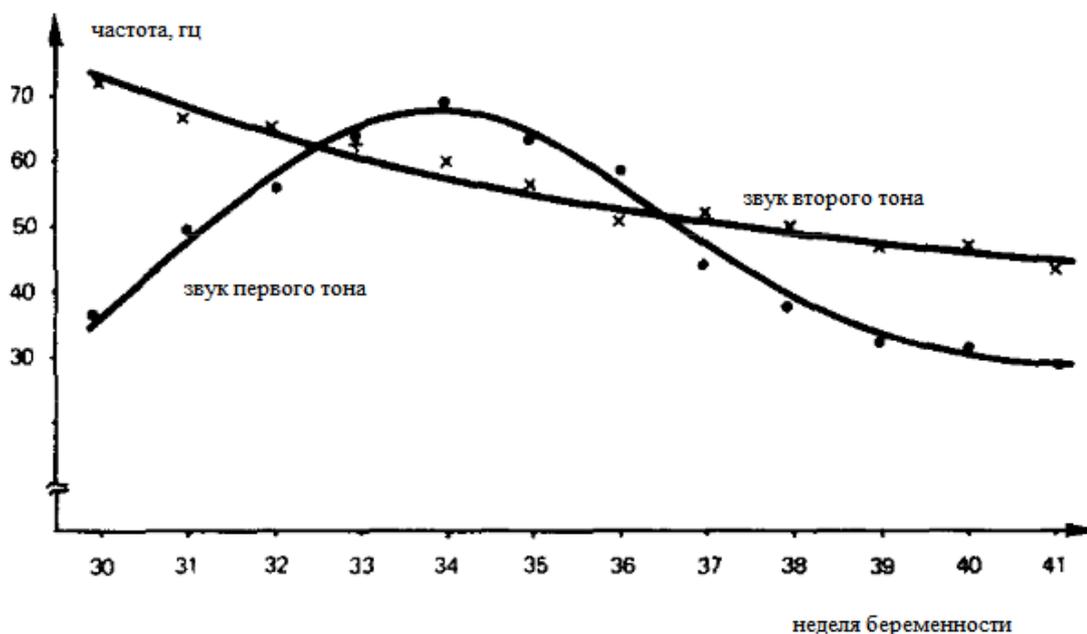


Рисунок 6 – График зависимости частоты гармонических колебаний, входящих в первый и второй тон сердца плода, от срока беременности

Автором было определено, что при наличии выраженных биений плода и матери на общем сигнале отдельные сигналы сердцебиений возможно разделить на сигналы плода и матери [23] (рисунок 7).

Наблюдения автора совпадают с предположением других коллективов, что тоны сердца на ФКГ плода и матери, записанные с поверхности живота беременной, имеют разные частотные характеристики и лежат в интервалах частот, которые пересекаются, но все же полосовая фильтрация в данных интервалах позволяет разделить звуки сердца плода и матери. Например, в работе [60] предполагается, что ФКГ плода и матери можно разделить полосовой фильтрацией 30–80 Гц (плод) и 10–40 Гц (мама). Стоит отметить, что по исследованиям разных научных коллективов полосы частот, в которые входит значительная часть гармоник сигнала сердца, несколько отличаются друг от друга. В работе [61] для сердца человека предполагается, что первый тон лежит в диапазоне 10–140 Гц (концентрация энергии обычно на низких частотах 25–45 Гц), а второй тон – 10–200 Гц (концентрация энергии обычно на низких частотах 55–75 Гц). Для фетального сигнала в работе [51] делается заключение, что вся энергия находится в диапазоне частот 5–80 Гц с большей частью в 15–30 Гц.

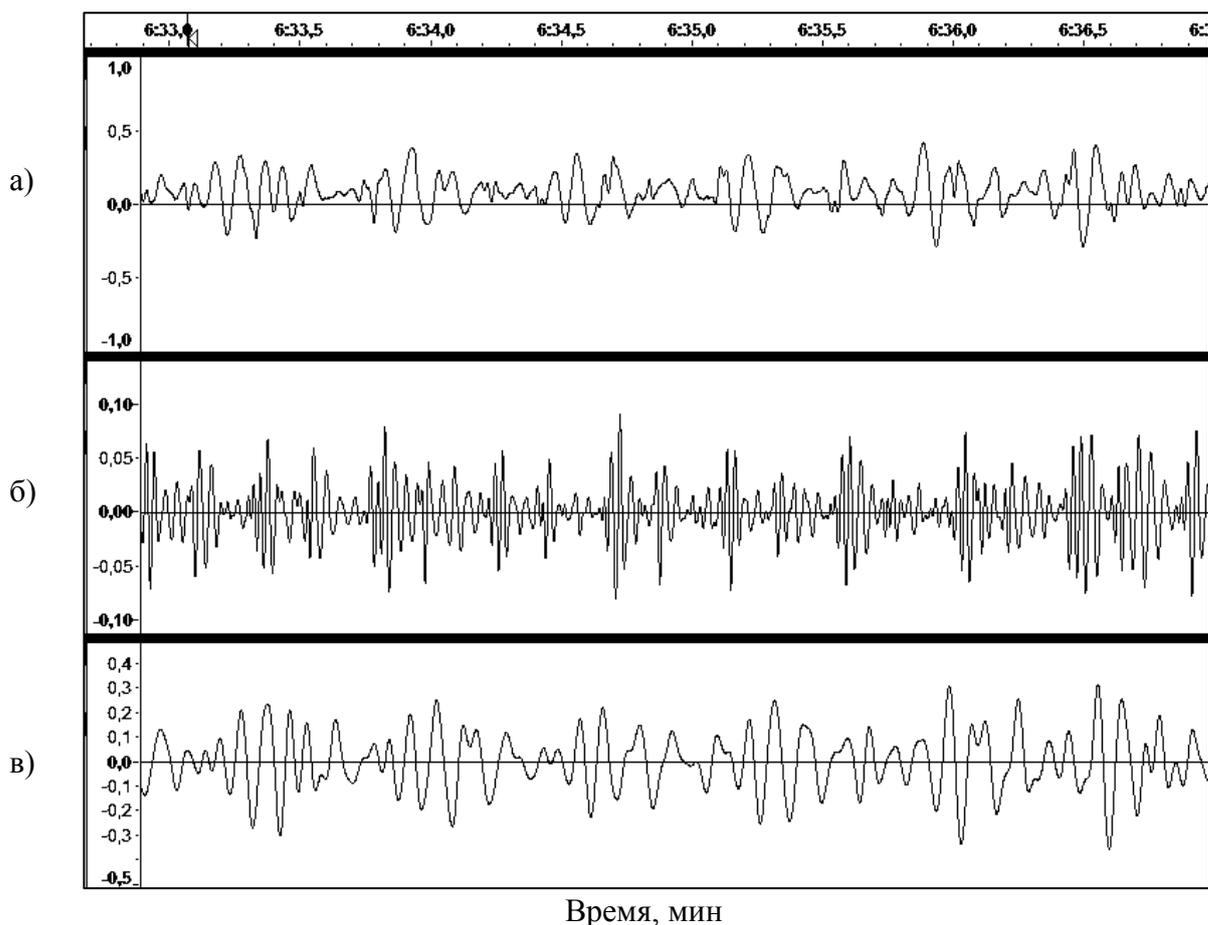


Рисунок 7 – Пример полосовой фильтрации ФКГ, содержащий сердцебиения плода и матери.

- а) исходная ФКГ, б) полосовая фильтрация для извлечения сигнала плода,  
в) полосовая фильтрация для извлечения сигнала матери

Также, по наблюдениям автора, полосовая фильтрация ФКГ для разделения сигналов плода и матери будет эффективна в случае выраженности обоих сигналов по амплитуде. В случаях, если сигнал плода будет недостаточно выражен или будет отсутствовать, тогда на отфильтрованной ФКГ будут видимы биения матери, и, наоборот, при отсутствии сердцебиений матери на ее «полосе» после фильтрации будут видимы сердцебиения плода. Поэтому полосовая фильтрация не может быть однозначным решением разделения или классификации сигналов.

Последним физиологическим параметром, который можно выделить из ФКГ, является длительность первого и второго тона сердца. Но стоит отметить, что из-за наличия вероятности изменения амплитудно-частотного представления тонов сердца в результате множества факторов, включающих пути проведения сигнала от источника к датчику, на длину тона будет влиять тип используемой предварительной фильтрации, которая может исключить некоторые участки сердечного тона на сигнале (например, компоненты работы клапанов). Поэтому данный параметр должен или вычисляться адаптивно, либо должен быть получен путем обработки набора однородных ФКГ.

## 1.2 Задачи вычислительных алгоритмов фонокардиографии и проблема развития фонокардиографии плода

Целью раздела является рассмотрение основных задач, которые решаются современными научными исследованиями в области обработки ФКГ. Одной из наиболее распространенных из них является задача нахождения и классификации патологий в сердечной деятельности человека. В большинстве случаев работы, выполненные в рамках данного направления, опускают задачу определение пульса и концентрируются на выделении тонов сердца и патологических звуков, сборе признаков данных паттернов и их классификация на два класса: патологические и нормальные. Расчет пульса в данном случае является не актуальным ввиду того, что для человека существуют такие методы определения ЧСС, как ЭКГ и пульсометрия. Фитнес-трекеры и часы плотно вошли в жизнь человека, поэтому нет необходимости решать данную задачу в рамках фонокардиографии. Но, с другой стороны, сердечно-сосудистые заболевания являются одним из наиболее частых причин смерти [62], поэтому определение заболеваний ССС посредством фонокардиографии является актуальной задачей. Также, отчасти, на развитие данного направления повлияло проведение соревнований PhysioNet [63] и PascalChallenge [64] (и других), которые не только стимулировали ученых к разработке новых алгоритмов, но также предоставили исследователям размеченные наборы данных для научных изысканий. Стоит отметить, что в рамках этих соревнований участники и организаторы не только демонстрировали свои результаты в виде научных статей, но и также предоставляли исходный код алгоритмов, что позволяет сторонним исследователям использовать готовые наработки в данной сфере. Наблюдение автора о влиянии соревнований на развитие направления фонокардиографии подкрепляется тем, что наиболее часто для проверки алгоритмов сегментирования тонов и классификации патологий на ФКГ в научных работах используются данные PhysioNet/CinC Challenge 2016 [63], описание захвата и особенностей которых представлено в работе [61].

Основными методами, которые используются для задачи классификации тонов сердца и патологических звуков, являются методы машинного обучения и методы амплитудно-частотного преобразования. В качестве нескольких примеров можно указать следующие научные работы участников PhysioNet/CinC Challenge 2016 и пользователей набора данных данного репозитория. В работе [65] для классификации сердечных звуков используется нейронная сеть, обученная по различным амплитудным и частотным параметрам. В работе [66] после фильтрации ФКГ фильтром высоких частот (ФВЧ) с помощью вейвлет-преобразования строится скалограмма, которая поступает на вход сверточной нейронной сети AlexNet.

Подобный подход используется в работе [67] с отличием в том, что на вход сверточной нейронной сети поступает Фурье-спектр. Отдельный интерес среди работ, посвященных поиску патологий на ФКГ, представляют работы, в которых первичной задачей стоит сегментирование потенциальных областей интереса (звуков), а далее их классификация. Например, в [67] в рамках сегментированных интервалов ФКГ формируются признаки с использованием огибающей сигнала, результатов вейвлет-преобразования и мел-частотных кепстральных коэффициентов (MFCC) для работы нейронной сети. В работе [68] ФКГ предварительно обрабатывается фильтром низких частот (ФНЧ) Баттерворта, далее происходит построение энергии Шеннона с ее пороговой сегментацией на отдельные звуки, для которых проводится экстракция признаков из результатов Фурье/вейвлет-преобразования, поступающих в нейронную сеть. Более подробный обзор направления и применимости методов, используемых в данном направлении для фонокардиографии плода, представлен в следующем разделе. Также стоит заранее обозначить, что в рамках диссертационного исследования задача четкой классификации паттернов сердца на определенные тоны сердца не стоит, поэтому в следующем разделе будет сделан упор на методы, которые могут быть использованы для расчета пульса сердца, зарегистрированного на ФКГ, без классификации звуков тонов.

Как было указано ранее, кроме сегментации, описания и классификации звуков, неотъемлемой частью вычислительных методов фонокардиографии является фильтрация. Сердечный звук может сопровождаться различными фоновыми звуками такими, как звуки внешней среды, так и сигналом дыхания. В рамках фетальных сигналов диапазон фоновых звуков увеличивается в разы, поэтому повышение выраженности полезного сигнала сердцебиений на ФКГ путем фильтрации определяет качество сегментации потенциальных сердечных звуков. В рамках диссертационной работы предполагается, что для подбора оптимальной фильтрации необходимо определить механизмы оценки качества фильтрации на реальных сигналах сердца, выраженность которых уменьшается за счет наличия неизвестных фоновых звуков, а не за счет известных типов шумов. Поэтому в диссертационном исследовании не ставится упор на выбор методов фильтрации, а ставится задача разработки алгоритмов оценки качества ФКГ и получения пульсового графика в условиях неизвестных помех.

Стоит отметить, что автор не встречал научные работы, посвященные увеличению выраженности ФКГ плода для прослушивания. Как было указано в предыдущем разделе, основная часть выраженных гармоник звука тонов сердца лежит в области низких частот. Поэтому данные аудиосигналы будут «слышимы» даже на максимальном уровне громкости только на наушниках с определёнными характеристиками вывода звука. Кроме этого, ФКГ плода является низкоамплитудным сигналом, что требует ее усиления для прослушивания.

Простейшее же повышение амплитуды некоторого интервала ФКГ (усиление) может привести к появлению резких громких звуков и «скрипов», что затруднит его прослушивание. Также для более качественного усиления необходимо знать уровень амплитуды звуков тонов сердца, как параметр того, с какого уровня на какой уровень необходимо сигнал усилить. Поэтому в рамках диссертационного исследования особый интерес представляет возможность повышения амплитуды тонов сердца без эффекта «клиппирования» для прослушивания сигнала в целях определения наличия сердечбиений на акустическом сигнале.

Фильтрация, сегментация, описание и классификация тонов сердца являются базовыми задачами фонокардиографии. Но кроме них существуют и другие интересные направления. Например, менее распространённым направлением является оценка давления в легочной артерии путем расчета расстояний между аортальной и легочной компонентами второго сердечного тона, то есть для решения данной задачи необходимо провести сегментацию внутри одного тона [69] (преобразование Вигнера-Вилла). В работе [70] для сегментации тонов сердца и компонент второго тона, а также для расчета ЧСС используется огибающая Гилберта и энергия Шеннона. Кроме этого, результаты обработки ФКГ могут быть использованы в качестве диагностического инструмента, где специалисту отображается вейвлет-скалограмма сигнала [71–73], анализируя которую, эксперт может принять медицинское решение. Также, кроме медицинских задач, фонокардиография может быть использована, например, для идентификации человека по спектру сигнала сердца [74].

На развитие направления также влияют методы оценки достоверности полученных результатов для реальных объектов исследования и источники данных, которые могут использовать ученые для оценки достоверности результатов. Примеры доступных наборов данных ФКГ человека были представлены выше, но, стоит отметить, что эти источники данных не могут быть использованы для задач обработки ФКГ плода. Это основывается на двух факторах. ФКГ человека имеют более высокое отношение сигнал-шум по сравнению с ФКГ плода. Для определения патологий достаточно сигналов длительностью до нескольких минут, а для построения КИГ плода необходимы сигналы продолжительностью не менее 15 мин, а оптимальной длиной являются сигналы в 40 мин. Из этого вытекает сопутствующая проблема – разметка сигналов такой длительности требует значительных человеческих ресурсов, имеющих необходимые экспертные компетенции. Кроме того, при выделении звука патологического шума или тона для классификации не стоит вопрос точного определения границ паттернов, а для построения КИГ погрешность разметки звуков тонов в 20–30 мс даст значительную погрешность в ее значениях. С другой стороны, оценка достоверности работы алгоритмов без разметки сигналов требует использование сопоставления полученных результатов с результатами референтных методов или технологий.

Ввиду описанных выше проблем существует немного источников данных фетальных ФКГ, что является особой проблемой для развития фонокардиографии плода [75]. Наиболее известным и часто используемым репозиторием медицинских сигналов является Physionet [63]. На данном ресурсе в области фонокардиографии плода представлены следующие наборы данных:

- набор данных «Shiraz University Fetal Heart Sounds Database», содержащий фетальные и материнские сигналы от 109 беременных женщин с одноплодной или двухплодной беременностью. Особенностью этого набора данных является то, что эти сигналы не являются ФКГ в общем смысле, а являются референтным сигналом КТГ, поэтому они не применимы для оценки алгоритмов обработки ФКГ [76];

- набор данных «Fetal PCG Database», содержащий 26 фетальных ФКГ с низким квантованием (8 бит) и частотным представлением (до 166 Гц) [77];

- набор данных «Simulated Fetal Phonocardiograms», содержащий синтетический ФКГ плода, имеющий разные уровни отношения сигнал-шум от -26,7 до -4,4 дБ [78].

Наиболее частым способом анализа качества шумоподавления является зашумление исходного выраженного сигнала различными типами шумов: Гауссовым, белым, розовым, красным, фиолетовым и другими. Например, в работе [79] такой подход использовался для выбора оптимального материнского вейвлета и уровня декомпозиции с целью фильтрации ФКГ. Стоит отметить, что набор данных «Simulated Fetal Phonocardiograms» представляет пример такого подхода в оценке фильтрации и часто встречается в научных работах, которые будут рассмотрены в следующем разделе. Но если рассмотреть спектр данного набора данных можно увидеть, что шум не затрагивает полосу частот звуков сердца и исключается простейшей полосовой фильтрацией [78] (рисунки 8–9). Проблемой подхода является то, что такие методы проверки сигналов в значительной степени не рассматривают особенности фильтрации ФКГ от физиологических звуков (комплекса дыхания, пищеварения и движения) и звуков эксплуатации прибора (шум электронных компонент, механические воздействия) ввиду сложности формирования критериев оценки.

Ввиду вышесказанного, можно сделать выводы о том, что для решения задач повышения выраженности ФКГ для прослушивания, построения КИГ и расчета параметров оценки ее качества необходимо изучить современные методы, используемые в данном направлении, получить наборы данных ФКГ и результаты параллельной работы референтных методов для оценки достоверности полученных алгоритмов.

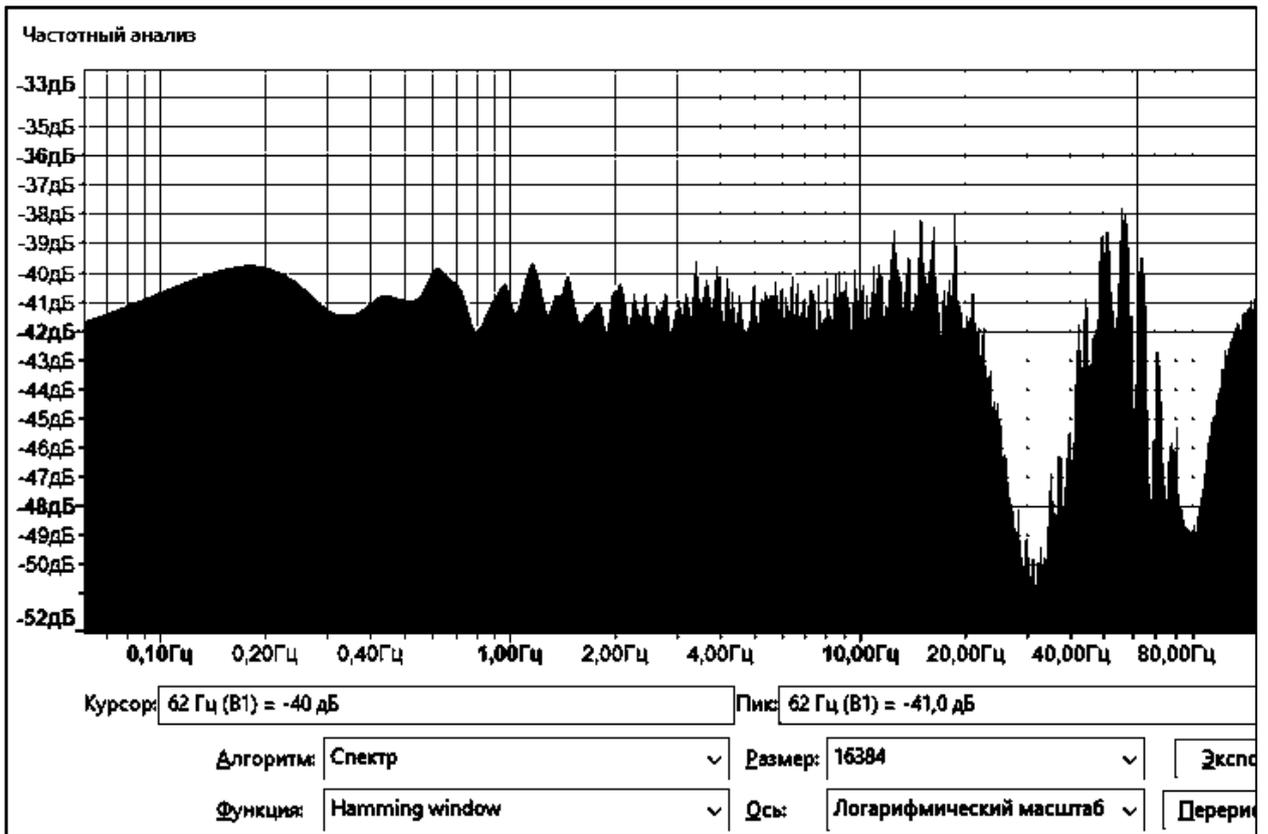


Рисунок 8 – Спектр сигнала «fetalPCG\_simulatedSNR-22\_9dB.dat» набора данных «Fetal PCG Database» в программе Audacity

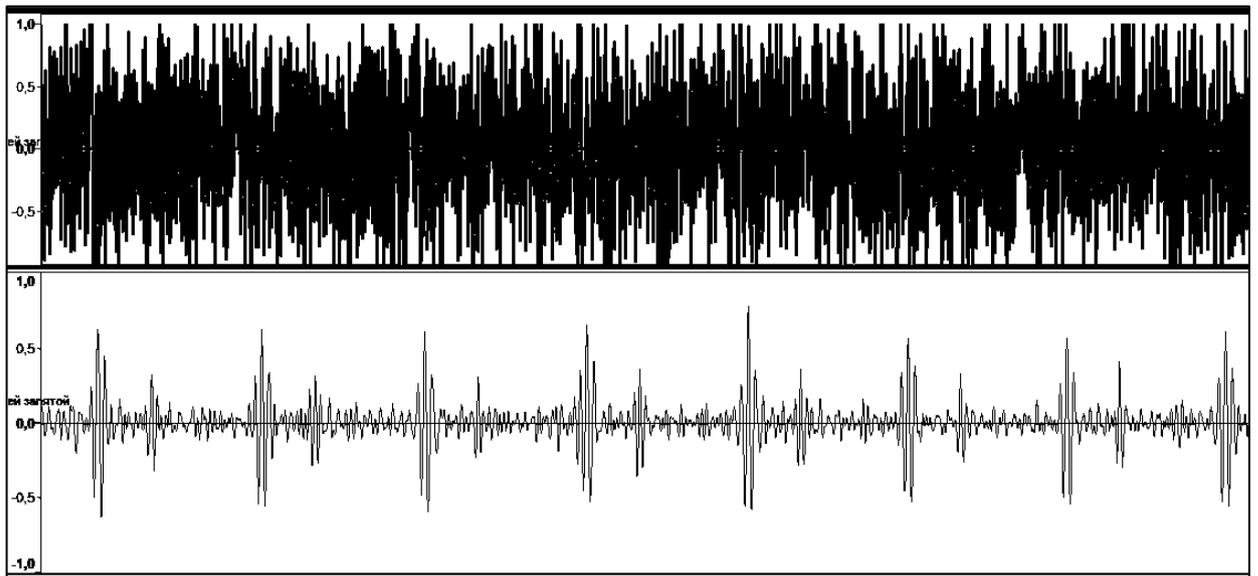


Рисунок 9 – Результат полосовой фильтрации 30–91 Гц (нижний ряд), примененной к сигналу «fetalPCG\_simulatedSNR-22\_9dB.dat» набора данных «Fetal PCG Database» (верхний ряд), в программе Audacity

### 1.3 Подходы к определению тонов и частоты сердечных сокращений человека и плода

Наиболее распространенной областью научных изысканий в области фонокардиографии является сегментация ФКГ человека на составляющие – тоны сердца. Работ, посвященных фетальной фонокардиографии, значительно меньше, что, вероятно, связано с рядом проблем и особенностей, которые были описаны в предыдущих разделах. Поэтому в разделе будет производиться анализ подходов к обработке ФКГ, связанных с детектированием тонов сердца и ЧСС.

Общую схему алгоритмов построения КИГ или разметки ФКГ можно определить следующими операциями:

- предварительная фильтрация с целью повышения отношения сигнал-шум на ФКГ с помощью цифровых фильтров или разложений/преобразований;
- расчет энергии, огибающей или спектра сигнала для выявления периодических звуков;
- пороговая фильтрация полученной энергии, огибающей или спектра с целью сегментации тонов сердца.
- на основании полученной сегментации расчет ЧСС или классификация сердечных звуков.

Эта схема полностью совпадает со схемой, описанной организаторами PhysioNet/CinC Challenge 2016 [61], и в работе [75].

Так как в диссертационном исследовании упор ведется на методы сегментации тонов сердца, были исследованы научные труды, посвященные фонокардиографии, без анализа методов классификации сердечных звуков. Примеры таких научных работ, в которых в качестве объекта исследования используют ФКГ человека, представлены в таблице 1.

Из данных, представленных в таблице 1, можно сделать первичные выводы о том, что наиболее часто для предварительной фильтрации используют цифровые фильтры (ФВЧ и ФНЧ), разложение на эмпирические моды и вейвлет-фильтрацию. При этом наиболее распространенным методом предварительной фильтрации и анализа ФКГ является вейвлет-преобразование. Если углубляться в обзор научных статей, то наиболее часто применяются вейвлеты Морле, Добеши, симлеты и койфлеты [80]. Для сегментации звука сердечных тонов наиболее часто используются огибающая энергии Шеннона или огибающая Гилберта-Хуанга. При этом стоит отметить, что метод разложения на эмпирические моды является частью преобразования Гилберта-Хуанга.

Таблица 1 – Научные статьи, посвященные фонокардиографии человека, с указанием методов фильтрации и сегментации сердечных тонов, представленных в них

Научная работа	Год	Методы фильтрации	Методы сегментации
Chowdhury и др. [12]	2020	вейвлет-фильтрация	энергия Шеннона
Varghees и др. [13]	2018	вейвлет-фильтрация, материнский вейвлет Морле	энергия Шеннона
Behbahani и др. [7]	2019	ФНЧ Чербышева, разложение на эмпирические моды	оггибающая преобразования Гилберта и Гаусса, дискретное вейвлет преобразование материнский вейвлет Морле
Sujadevi и др. [19]	2019	Group-Sparse Signal Denoising, разложение на вариационные моды	оггибающая преобразования Гилберта, ее пороговая фильтрация
Ghosh и др. [8]	2019	ФНЧ, S-преобразование	оггибающая, ее пороговая фильтрация
Wang и др. [14].	2005	вейвлет-фильтрация, материнский вейвлет Добеши	оггибающая энергии Шеннона, разметка на циклы S1-S2
Liang и др [9]	1998	ФВЧ	построение спектрограммы, ее пороговая фильтрация, выделение связной области на спектрограмме, выделение сердечного тона на ФКГ, уточнение границ тона

При анализе амплитудно-частотных характеристик часто используются три подхода. Фурье-спектр предоставляет ценную частотную информацию, но временная информация теряется в процессе преобразования. Фурье-преобразование в коротких интервалах времени (STFT) или спектрограмма предоставляет ценную частотно-временную информацию, но существует компромисс между временным и частотным разрешением. Вейвлет-анализ не страдает ограничениями STFT и обеспечивает адекватное временное и частотное разрешение для точной характеристики нормальных и патологических тонов сердца [81].

Кроме этого, существуют методы преобразования спектра, например, мел-частотная кепстрограмма, которая аппроксимирует реакцию слуховой системы человека более точно, чем линейно разнесенные полосы частот, используемые в нормальном спектре. Существуют попытки применения MFCC для анализа частотного представления сигнала и экстракции

признаков для методов машинного обучения. Например, в [80], наряду со спектром и скалограммой используются MFCC. В [12] для генерации признаков нейронной сети используются мел-частотные кепстрограммы и MFCC.

Ранее были сформулированы характеристики параметров ФКГ плода, которые описывают совокупность фоновых звуков, которые уменьшают выраженность сигнала сердца плода. Поэтому для сигналов плода в большинстве научных работ делается упор на более эффективной фильтрации и разметки ФКГ с использованием более сложных систем правил [52], так как звуки тонов сердца плода могут случайным образом исключаться из сигнала по причине механических звуков, движения плода и др.

Можно заметить, в силу особенностей ФКГ плода существует множество работ, которые посвящены только проблеме фильтрации сигнала. Многие из них рассматривают вейвлет-фильтрацию ФКГ плода с вейвлетами Добеши, симлетами, коэфлетами, биоортогональными вейвлетами [82–85]. Некоторые работы основаны на адаптивной фильтрации, например, в работе [86] используется полосовая фильтрация и регрессия опорных векторов для шумоподавления. Также рассматриваются подходы многокомпонентного анализа для разделения сигнала сердца и сопутствующих звуков. Например, в [87] исследуется применимость анализа независимых компонент на основе вейвлет-преобразования, разложения на эмпирические моды и анализ сингулярного спектра («гусеница»). В работе [88] используется слепое разделение сигналов, применяемое на результаты разложения на эмпирические моды, для выделения сигнала плода. Также стоит отметить, что существуют попытки применения методов, которые часто используются для шумоподавления сигналов ЭКГ, например, в работе [89] рассматривается применение метода нелокального усреднения для фильтрации ФКГ.

Другим подходом в фильтрации ФКГ плода является дополнение аппаратной части комплексом датчиков, а далее, используя многоканальный сигнал, производится попытка выделения полезного сигнала сердца плода. В работе [90] анализ независимых компонент используется для разделения материнского и фетального сигналов, которые захвачены с 6 акустических датчиков. В работе [91] используется анализ сингулярного спектра для разделения сигналов на материнскую, фетальную, дыхательную и «шумовую» компоненты с сигналов 4 датчиков.

Примеры полного комплекса алгоритмов обработки фетальных ФКГ, которые проводят конечный цикл обработки и анализа от фильтрации до вычисления частоты сердечных сокращений, представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Научные статьи, посвященные фонокардиографии плода, с указанием методов фильтрации и вычисления ЧСС плода

Научная работа	Год	Источник данных	Методы фильтрации	Методы построения КИГ
Godinez и др. [10]	2003	собственные модельные и реальные	полосовой фильтр с конечной импульсной характеристикой в полосе от 10 до 50 Гц	огибающая Гилберта, ее полосовая фильтрация, детектирование первого тона по правилу: систолическое расстояние должно быть меньше, чем диастолическое
Tomassini и др. [11]	2020	модельные из [78] и реальные [76]	полосовой фильтр Баттерворта в полосе от 20 до 150 Гц	построение скалограммы коэфлетами 4 порядка (вейвлет), пороговая фильтрация скалограммы, разметка по правилу: между первыми тонами сердца должно быть расстояние более 300 мс (200 уд/мин), второй тон может быть только один между двумя первыми тонами, и при этом систола составляет более 100 мс, а диастола более 200 мс
Taralunga и др. [15, 17]	2018	модельные из [78]	вейвлет фильтрация, материнский вейвлет Добеши 10 порядка, разложение на эмпирические моды	огибающая Гилберта, сегментация тонов по пересечению огибающей с нулем
Koutsiana и др. [16]	2017	собственные модельные и модельные из [78]	вейвлет фильтрация, материнский вейвлет Добеши 4	фрактальная размерность для получения огибающей, пороговая фильтрация огибающей, классификация по правилам
Țarălungă и др. [18]	2015	модельные из [78]	разложение на эмпирические моды	огибающая, пороговая фильтрация, разметка по правилам: расстояние между первыми тонами должно быть более 200 мс, но менее 600 мс

Из таблицы 2 видно, что большинство работ, посвященных построению КИГ плода, опираются на набор данных [78], проблемы которого были рассмотрены в предыдущем разделе. Также стоит отметить, что схема этапов обработки и анализа ФКГ соответствует подходу, применяемому для сигналов человека. При этом можно предположить появление ситуации,

когда работа данных алгоритмов будет неустойчива ввиду факторов, присущих фетальным сигналам: потеря полезного сигнала сердцебиений плода, выход уровня ЧСС за границы 100 уд/мин, более сложная смесь физиологических и механических звуков, перепад уровня амплитуды полезного сигнала в рамках небольшого отрезка времени. Ввиду этого задачей диссертационного исследования является разработка комплекса алгоритмов построения КИГ, который бы позволил предусмотреть обработку проблем, описанных выше.

#### **1.4 Оценка состояния сердечно-сосудистой системы плода по кардиоинтервалограмме**

Конечной задачей систем мониторинга состояния плода является оценка состояния ССС плода за счет детектирования некоторых закономерностей или паттернов, позволяющих обнаружить патологические состояния. В акушерской сфере имеется ряд показателей, которые рассчитываются с использованием данных паттернов. Поэтому методы построения КИГ должны основываться на этой разметке и параметрах, которые в дальнейшем будут получены на ее основе. Например, шаг сетки графика КИГ должен обеспечивать расчет этих параметров с заданной точностью. На данный момент широкое использование в акушерстве имеют следующие медицинские термины (они же паттерны разметки КИГ):

- ЧСС – число сокращений сердца в единицу времени;
- базальный ритм – средняя ЧСС плода, сохраняющаяся неизменной за период, равный 10 мин и более, при этом акцелерации и децелерации не учитываются в его расчете;
- акцелерация – увеличение ЧСС плода на более 15 уд/мин, чем базальный ритм, и продолжительностью более 15 с;
- децелерация – эпизоды замедления ЧСС на более 15 уд/мин, чем базальный ритм, и продолжительностью 15 с и более;
- осцилляции – отклонения ЧСС от среднего базального уровня, на графике представляют собой пикообразные выступы над и под базальным ритмом;
- вариабельность – степень изменчивости ЧСС – определяется амплитудой и частотой мгновенных осцилляций, которые не являются акцелерацией или децелерацией [92].

Пример результатов проведения КТГ и разметки КИГ на формации представлен на рисунке 10. Стоит отметить, что ряд параметров может быть определен вручную специалистами, а некоторые из них могут быть получены только в результате компьютерной обработки КИГ.

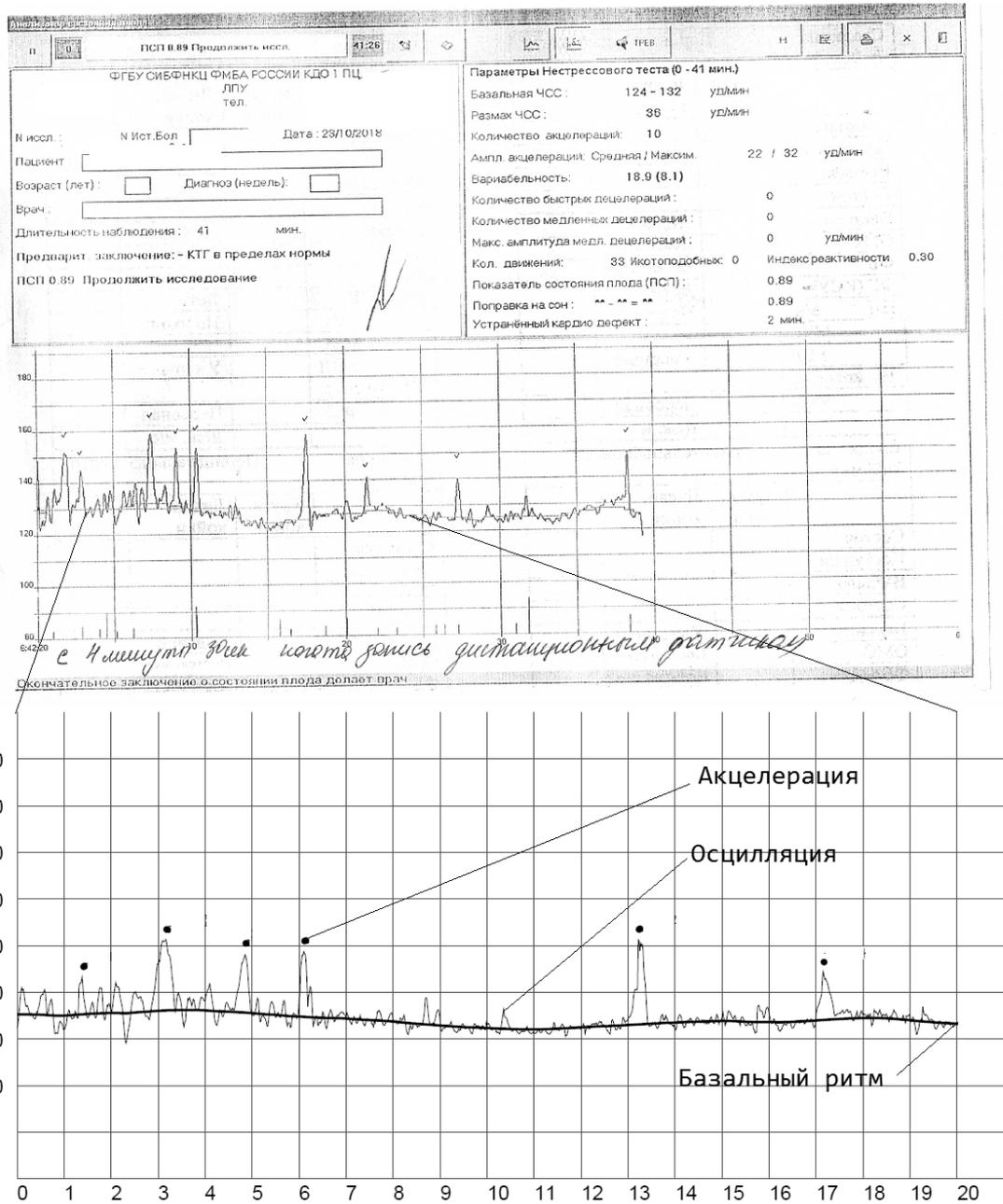


Рисунок 10 – Пример отчета КТГ fetalного монитора «УНИКОС»

Расчет базального ритма напрямую зависит от разметки КИГ на акцелерации и децелераций, а детектирование акцелераций и децелераций зависит от положения базального ритма. Осцилляции же напрямую зависят от разметки базального ритма. Поэтому отдельной задачей в данном направлении является механизм расчета базального ритма, который бы позволил проводить разметку КИГ на акцелерации и децелерации. В качестве основных методик расчета базального ритма можно выделить работы Dawes [93], Ayres-de-Campos [94] и Mantel [95].

В работе [94] базальный ритм представляется линией, которая описывается следующими критериями. Это единое значение (то есть линия), которое рассчитывается на не менее чем

10 мин ЧСС плода, как среднее значение ЧСС плода из наибольшего устойчивого горизонтального сегмента (сегментов) длиной не менее 2 мин. В качестве устойчивого горизонтального сегмента принимается отрезок с изменчивостью не более 15 уд/мин, на котором отсутствуют движения плода и сокращения матки, а среднее значение ЧСС лежит в интервале 110–150 уд/мин.

В работе [93] базальный ритм рассчитывается путем прохода по сигналу ФНЧ, кроме участков, которые отличаются на более чем 60 мс от значения  $P$  (участки возможных акцелераций и децелераций). Значение  $P$  определяется, как значение на гистограмме значений ЧСС плода в диапазоне от 100 до 200 уд/мин (значения ЧСС плода переводится в миллисекунды), которое удовлетворяет следующим условиям при сканировании справа налево: 12,5 % от общей площади лежит справа от пика; значение превышает следующие пять значений, подлежащих сканированию; по крайней мере, 0,5 % от общего сигнала выражается этим значением, или значение не отличается более чем на 30 мс от моды гистограммы.

В работе [95] выполнена модификация метода из работы [93], которая заключается в выполнении 4 дополнительных операций, которые позволяют более точно исключить участки возможных акцелераций и децелераций. Для этого на каждой итерации используются специализированные пороговые значения отклонений ЧСС плода выше и ниже текущего базального ритма (таблица 3).

Таблица 3 – Пороговые значения для метода Mantel

Номер итерации	Верхний порог, уд/мин	Нижний порог, уд/мин
1	20	20
2	15	20
3	10	20
4	5	20

Первично рассчитывается текущий базальный ритм с помощью ФНЧ и создается локальная копия ЧСС плода, на которой заменяются участками базального ритма те участки ЧСС плода, которые превышают базальный ритм на допустимый в данной итерации порог (таблица 3). После этого на каждой последующей итерации базальный ритм пересчитывается путем применения фильтра нижних частот для локальной копии ЧСС плода.

Исходя из вышесказанного, можно сделать выводы, что КИГ должна обеспечивать возможность ее разметки на осцилляции, которые могут иметь амплитуду около 1–2 уд/мин. Также, исходя из метода [93] предполагается, что для критериев фильтрации КИГ можно использовать параметры ее гистограммы. Кроме этого, можно определить, что текущий базальный уровень не должен быть удален от значения  $P$  на более чем 60 мс.

В качестве критериев оценки состояния ЧСС плода можно выделить следующие параметры: показатель состояния плода (ПСП), критерии Доуза-Редмана, критерий Фишера, STV [96]. Стоит отметить, что для точной интерпретации КИГ для оценки состояния плода необходимо определять тип акцелераций и децелераций. Например, для врача-акушера важно отмечать наличие поздних децелераций (в родах), которые характеризуются своей длительностью и скоростью восстановления базального ритма до прежнего уровня.

ПСП, предложенный Демидовым В.Н., рассчитывается примерно по следующей формуле [97]:

$$\text{ПСП} = 0,0155 \cdot \Sigma_{iCP} + 0,0000087 \cdot \Sigma_{hMA}^2 - 0,0064 \cdot \Sigma_{hMA} + \frac{0,33}{\max(hMA/CP)} + 0,05, \quad (1)$$

где  $\Sigma_{iCP}$  – общая продолжительность стабильного ритма, выраженная в процентах к общей продолжительности КТГ (стабильный ритм – это такой ритм сердечной деятельности плода, при котором не выявляются медленные акцелерации, но могут присутствовать децелерации), %;

$\Sigma_{hMA}$  – общая амплитуда медленных акцелерации, уд/мин;

$\max(hMA/CP)$  – отношение амплитуды максимальной медленной акселерации к максимальному отрезку стабильного ритма, выраженному в процентах к общей продолжительности КТГ [98].

Автор использует термин «примерно», так как в различных источниках эта формула продемонстрирована с разными коэффициентами, а публикация-первоисточник автором не была найдена. С 1983 года научный коллектив Демидова внес дополнения в показатель: поправку на сон и двигательную активность [99]. Числовое значение ПСП интерпретируется следующим образом: 0–1,0 свидетельствует о наличии здорового плода; 1,1–2,0 – начальные нарушения состояния плода; 2,1–3,0 - выраженные нарушения состояния плода; 3,1–4,0 – резко выраженные нарушения состояния плода.

В 1977 г. ученые из Оксфорда Доуз и Редман предложили другой подход в оценке ЧСС: использование единственного параметра короткой вариабельности. STV («short-term variation») – короткая вариабельность, показатель разности между средними пульсовыми интервалами, зарегистрированными в течение предыдущего и последующего промежутка, равного 1/16 мин. Таким образом, для расчета STV необходимо взять минутный сигнал, разделить его на части по 3,75 с, провести усреднение внутри данных интервалов, найти среднее значение разности последовательно идущих интервалов [100]. Поэтому можно заключить, что КИГ должна иметь сетку с шагом не более 3,75, при этом каждая точка должна определять среднее значение ЧСС плода в интервале шага.

Критерии Доуза-Редмана позволяют сделать заключение о соблюдении или несоблюдении данных критериев на временном отрезке ЧСС плода. Данные критерии определены следующими условиями: длительность STV 3 мс и более; более 5 мин присутствует высокая вариабельность; отсутствуют значительные и продолжительные децелераций; присутствует хотя бы одно движение плода и три и более акцелераций; нормальный базальный уровень (115–160 уд/мин). В том случае, если ЧСС плода не соответствует критериям в течение 60 мин, имеет место дополнительный анализ ЧСС плода специалистом [101].

Шкала Фишера – показатель, производящий оценку базального ритма, амплитуды мгновенных осцилляций, частоты осцилляций, количества акцелераций и децелераций за 30 мин (или 40 мин). Каждый критерий оценивается от 0 до 2 баллов, которые суммируются для получения итогового значения. Оценочная шкала Фишера состоит из следующих критериев:

- базальный ритм в 120–160 уд/мин – это 2 балла, если от 100 до 120 или 161–180 – 1 балл, 0 баллов – если частота более 180 или менее 99 уд/мин;
- 5 и более акцелерации – 2 балла, 1–4 акцелерации – 1 балл, когда акцелераций нет – 0 баллов;
- если нет децелерации или они редкие – 2 балла, 1 балл – «вариабельные» и их довольно много; 0 баллов – вариабельные децелерации;
- амплитуда осцилляций считается нормой, если она лежит в интервале 6–25 уд/мин (2 балла), 1 балл – если 3–5 уд/мин, 0 баллов – если меньше 3 уд/мин;
- частота отклонений от базального ритма: 2 балла (норма) – их больше 6 шт/мин, 1 балл – 3–5 шт/мин, менее 3 шт/мин – 0 баллов.

При сумме баллов от 8 до 10 баллов – удовлетворительное состояние, от 6 до 7 – компенсированное, менее 6 – декомпенсированное состояние [96].

Таким образом, можно сделать выводы о том, что для алгоритма построения КИГ можно определить следующие требования и правила:

- необходимо использовать регулярную сетку для удобства расчета параметров;
- шаг сетки должен не превышать 3,75 с;
- базальный ритм лежит около моды гистограммы КИГ, поэтому для разделения двух процессов сердцебиений можно использовать способы разделения смесей нормальных распределений;
- допустимый размах базального ритма – примерно  $\pm 60$  мс около его среднего значения.

## 1.5 Заключение

В первой главе диссертационной работы были представлены результаты литературного обзора, которые позволили получить развернутое описание объекта исследования. На них можно опереться при конструировании алгоритмов обработки и анализа ФКГ плода. А именно, определены физиологические и амплитудно-частотные характеристики сердца плода:

- компоненты звука сердечной деятельности и ее источник;
- частоты акустического звука;
- диапазоны ЧСС плода и матери;
- длина систолы и диастолы и их зависимость от RR-интервала;
- длина тонов.

Установлено, что на низкое отношение сигнал-шум фетальной ФКГ влияют физиологические и механические звуки движения матери и плода. На форму паттернов тонов сердца и амплитуду полезного сигнала влияют особенности проводящей системы (ткани и околоплодные воды), расположение датчика, положение плода и срок беременности. При конструировании алгоритмов обработки и анализа ФКГ плода для построения КИГ при их регистрации в условиях вне медицинского учреждения надо учитывать наличие следующих явлений в рамках одной непрерывной регистрации: изменение выраженности сигнала, возможности его потери, изменения амплитудно-частотных характеристик, появления материнского сигнала.

Рассмотрены возможные подходы к разделению сигнала сердцебиений плода и матери, и уделено внимание проблеме классификации неизвестной сердечной деятельности на материнский и фетальный сигнал.

В результате обзора научных работ была определена общая схема обработки ФКГ и проанализированы методы, которые наиболее часто применяются для задач фильтрации, сегментации тонов сердца и получения производных данных (пульс, наличие патологий, разметка на тоны сердца) на ФКГ. Было выявлено, что для реализации систем мониторинга состояния ССС плода на основе ФКГ необходимы алгоритмы построения КИГ в условиях наличия помех, алгоритмы оценки наличия сигнала сердцебиений и качества ФКГ, алгоритмы усиления полезного сигнала для его выслушивания.

Для того чтобы выходные данные (КИГ) алгоритмов, разрабатываемых в рамках диссертационного исследования, могли быть применимы для оценки состояния плода, были проанализированы медицинские критерии и параметры, которые применимы для этой задачи.

## Глава 2. Описание предложенных алгоритмов обработки и анализа ФКГ плода

### 2.1 Формирование требований к алгоритмам обработки и анализа ФКГ плода и матери

В результате литературного обзора, проведенного при работе над первым разделом диссертации, автором были выявлены следующие направления для дальнейшей работы:

- повышение выраженности звуков сердечной деятельности плода на ФКГ плода при ее прослушивании для сопровождения медицинского исследования и поиска места захвата сигнала;
- разметка потенциальных тонов сердца на ФКГ, которая учитывала бы резкие перепады амплитуды полезного сигнала;
- оценка качества и наличия полезного сигнала сердцебиений на ФКГ для выбора места захвата сигнала;
- построение КИГ плода в условиях потери сигнала и изменения его качества.

Стоит отметить, что формирование комплекса алгоритмов, решающих полный цикл операций, которые должна производить система мобильного мониторинга состояния ССС плода, является очень обширной задачей. Поэтому внимание автора было сосредоточено на решении обозначенного круга задач с использованием только амплитудного представления ФКГ без анализа его частотного представления. В работе не будет производиться анализ спектра сигнала и классификация тонов сердца с определением наличия материнских сердцебиений. В работе необходимо получить как можно больше полезной информации из ФКГ, используя только ее амплитудное представление, а также обозначить ограничения алгоритма, которые могут быть компенсированы дополнением аппаратной части прибора захватом сигнала материнской ФКГ и классификацией звуков на тоны сердца.

В разделе 2.6 будет рассмотрена общая схема системы мобильного мониторинга состояния ССС плода с точки зрения модулей, в которых могут быть использованы разрабатываемые алгоритмы, а также общая концепция систем такого вида. Необходимо обозначить, что в качестве входных данных алгоритмов может поступать ФКГ, которая подверглась некоторой аппаратно-цифровой фильтрации и которая имеет определенные характеристики, обусловленные конфигурацией устройства захвата. Поэтому особое внимание не уделялось предварительной фильтрации ФКГ, а предполагается, что для формирования и тестирования разрабатываемых алгоритмов будет использоваться робастная фильтрация. Также будет приниматься как аксиома, что эта фильтрация оптимальна, что позволит «научить»

алгоритмы адаптироваться к качеству ФКГ. Описание метода предварительной фильтрации ФКГ, используемого для выполнения диссертационной работы, представлено в следующем разделе.

## **2.2 Обработка входных данных для анализа фонокардиограммы плода**

В работе рассматривается задача извлечения полезной информации из ФКГ плода с использованием ее амплитудно-временного представления (wave-form, осциллограмма) без учета особенностей спектра. Ввиду особенностей ФКГ плода, описанных в первой главе, исходный акустический сигнал должен быть предварительно обработан такой фильтрацией (или комплексом алгоритмов), которая бы удовлетворяла следующим требованиям:

- необходимо исключить постоянную составляющую акустического сигнала, которая появляется в результате работы аналого-цифрового преобразователя устройства захвата;
- максимально возможно отделить сигнал плода от материнских биений;
- следует повысить выраженность звуков сердцебиений до уровня их визуального различения (видимы хотя бы небольшие возрастания амплитуды в местах первого тона).

Для этого был использован комплекс алгоритмических решений, позволяющих получить ФКГ плода, максимально удовлетворяющую выдвинутым требованиям [23].

Для того чтобы проанализировать результаты выбранной предварительной фильтрации тонов сердца на ФКГ, проведена обработка сигналов, зарегистрированных с человека при различных расположениях датчика во время регистрации сигнала, которые были представлены автором в разделе 1.1 (рисунок 11). Это позволит оценить качество фильтрации, когда на сигнале присутствует разная выраженность звуков, производимых открытием и закрытием 4 клапанов сердца.

В разделе 3.1 описано экспериментальное исследование, направленное на сравнение результатов обработки ФКГ выбранным типом фильтрации с сигналами фетальных мониторов, основанных на ультразвуковой доплерографии, и результатами референтных методов обработки ФКГ для определения того, что полученные результаты совпадают с моментами возникновения тонов сердца на результатах референтных методов.

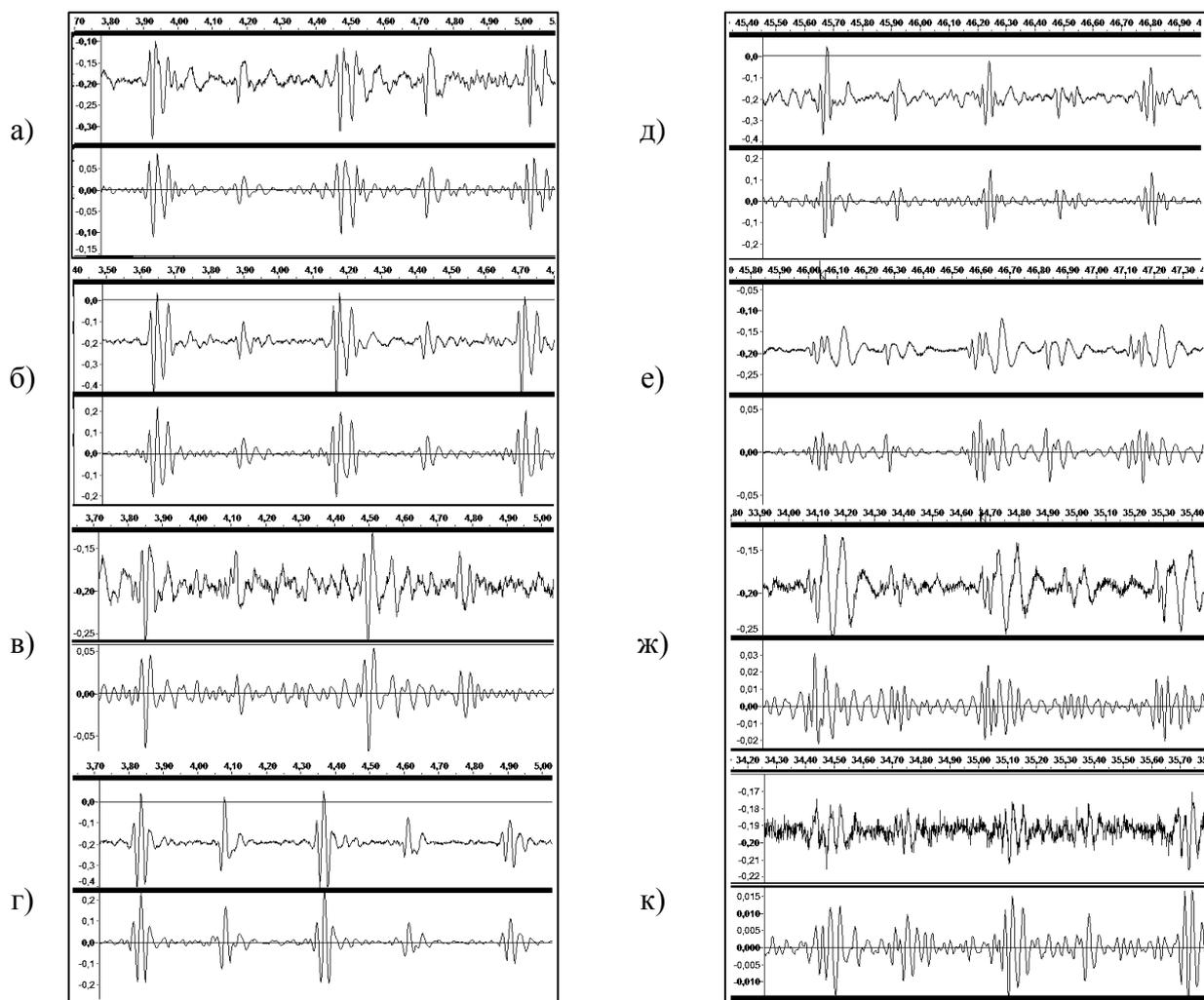


Рисунок 11 – Верхний ряд – ФКГ, зарегистрированные с человека при различных расположениях датчика во время регистрации сигнала, которые были определены на рисунке 3 и обозначены в соответствии с его буквенной нумерацией, нижний ряд – предварительная фильтрация ФКГ

### 2.3 Поточковый алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков

Для решения задач, поставленных в разделе 2.1, первичным этапом будет являться сегментация потенциальных тонов сердца на ФКГ. Но при этом было установлено, что использование стандартных методов получения энергии или огибающей и их пороговая фильтрация даже по динамически изменяющемуся уровню может не обеспечить локализацию отдельных потенциальных тонов ввиду резких перепадов амплитуды, которые могут встречаться на сигнале. Поэтому построение такой кривой, в которой амплитуда каждого участка потенциального первого тона стремилась бы к единице, и наоборот – для межтоновых

участков, было бы применимо для обобщения процесса сердечной деятельности на сигнале. При этом важно отметить, что в моменте локализации звука тона на данной кривой должен присутствовать максимум огибающей полезного сигнала и звук не должен расщепляться на две компоненты для того, чтобы возможно было бы определять автокорреляцию между последовательностью звуков. Первично у автора стояла задача повышения выраженности сигнала путем конструирования специализированного фильтра, решающего данную задачу, но впоследствии было определено, что коэффициент такого фильтра является требуемой кривой. Поэтому дальнейшие рассуждения о решении задачи формирования кривой, которая может быть использована для сегментации потенциальных тонов сердца по некоторому статическому пороговому уровню, будут строиться с позиции проектирования фильтра.

Исходным сигналом для обработки выступает ФКГ плода или человека. Для построения фильтра необходимо учитывать физиологические параметры полезного сигнала и его особенности, которые зависят от характеристик датчика. Как было рассмотрено в первой главе, ФКГ в простейшем представлении состоит из совокупности последовательно идущих тонов сердца: первого тона S1 и второго тона S2 (рисунок 12).

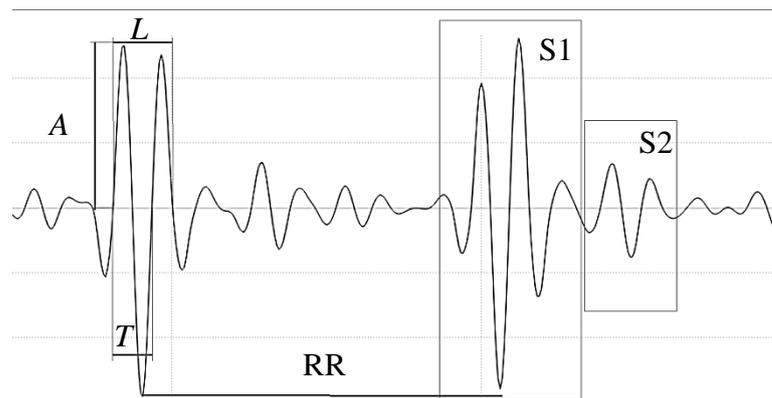


Рисунок 12 – Представление сердцебиения на ФКГ

Считается, что обычно на ФКГ амплитуда S1 по сравнению S2 более выражена, но встречаются и обратные ситуации, когда S2 более выражен по амплитуде на протяжении всего сигнала, либо внутри одного непрерывного сигнала значимая амплитуда может меняться от S2 к S1 и обратно. Обычно на ФКГ в качестве сегмента R принимается начало паттерна S1 [102]. Также допустимо в качестве точки R выбирать выраженное по амплитуде колебание в паттерне S1 (рисунок 12). Исходя из диапазона ЧСС плода, можно определить, что для плода диапазон RR-интервалов начинается, примерно, с 250 мс (для 240 уд/мин). Также для построения фильтра допустимо более свободное представление RR-интервала, поэтому можно искусственно внести условие того, что сегмент R находится в середине комплекса S1.

Длина комплекса S1 составляет  $L$  мс, где  $L$  – в соответствии с анализом ФКГ, проведенным автором, и наблюдениями в [103] после фильтрации в большинстве случаев составляет 120–150 мс. Анализ проводился путем ручной разметки нескольких ФКГ плода на тоны сердца и построения гистограммы распределения величины  $L$  мс. В качестве амплитуды  $A$  первого тона S1 будет использоваться амплитуда колебания в комплексе S1, которое наиболее выражено по амплитуде (рисунок 12). Все вышеописанные характеристики определяются в соответствии с физиологическими параметрами сердцебиений плода или человека.

В качестве другого важного параметра выступают частоты колебаний  $[\omega_{min}; \omega_{max}]$ , которые соответствуют колебаниям, входящим в комплекс S1. Для построения фильтра выбранный диапазон частот укажет на период колебания сердцебиений  $T$ , который может быть использован в качестве окна фильтрации, в котором можно определить величину  $A$  для текущего колебания. При этом стоит отметить, что в комплексе S1 присутствует несколько гармонических колебаний, часть которых происходят одновременно, поэтому важно уточнить, что в работе в качестве колебания, значимого для фильтрации, принимается то колебание, которое выражено по амплитуде и имеет пересечение с осью времени.

В качестве основы для конструирования фильтра был выбран фильтр нелокального усреднения. Изначально фильтр нелокального усреднения (non-local means, NLM) был создан для шумоподавления на изображениях и отличался от локального подхода тем, что доля текущего пикселя в усреднении значения фильтруемого пикселя определяется тем, насколько окрестность текущего пикселя подобна окрестности фильтруемого пикселя [104]. Далее фильтр был адаптирован и стал использоваться при обработке одномерных сигналов. Для работы особый интерес представляла обработка ЭКГ [105–108] и ФКГ [89]. Представим вид фильтра для одномерного сигнала из работы [105]:

$$\begin{aligned}
 u(s) &= \frac{1}{Z(s)} \sum_{t \in N(s)} w(s, t) \cdot v(t), \\
 Z(s) &= \sum_{t \in N(s)} w(s, t), \\
 w(s, t) &= \exp\left(-\frac{\sum_{\delta \in \Delta} (v(s + \delta) - v(t + \delta))^2}{2L_{\Delta} \lambda^2}\right) = \\
 &\quad \exp\left(-\frac{d^2(s, t)}{2L_{\Delta} \lambda^2}\right),
 \end{aligned} \tag{2}$$

где  $u(s)$  – новое значение после фильтрации в точке  $s$ ;

$Z(s)$  – нормировочное значение для весовой функции;

$N(s)$  – диапазон в  $v(s)$ , в котором будет происходить поиск подобных окрестностей  $t$  для окрестности  $s$ , определяется внутри диапазона  $[s-M; s+M]$ ;

$w(s,t)$  – весовая функция, определяемая через расстояние  $d^2(s,t)$  окрестностей в  $s$  и  $t$ , и определяет долю  $v(t)$ , участвующую в усреднении текущего значения точки  $s$ ;

$v(x)$  – значение сигнала в точке  $x$ ,

$\Delta$  – диапазон смещений, определяющий размах окрестностей  $[-P;P]$ ;

$L_\Delta$  – число элементов, входящих в  $\Delta$ , равное  $2P+1$ ;

$\lambda$  – значение фильтра или значение полосы пропускания, в [105] равно среднеквадратичному отклонению шума на сигнале  $\sigma$ , и в (2) задается как  $2\sigma^2$ , так как предполагается, что дисперсия равна  $d^2 \sim 2\sigma^2$ .

Визуальное представление сравнения окрестностей  $s$  и  $t$  для получения одного весового значения  $w(s,t)$  представлено на рисунке 13.

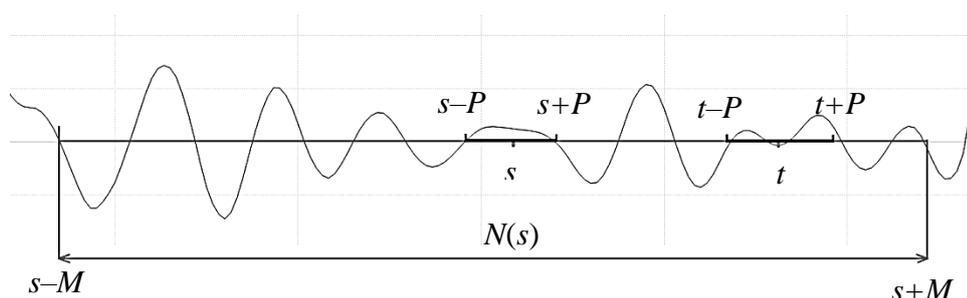


Рисунок 13 – Сравнение окрестности текущей точки  $s$  с окрестностью точки  $t$  из  $N(s)$  в NLM

В [105–108] общая идея одномерной NLM-фильтрации заключалась в удалении шумовых составляющих из общей тенденции ФКГ. Визуально это отображается тем, что исключаются низкоамплитудные высокочастотные колебания, а низкочастотные колебания, находящиеся между комплексами S1 и значительно уменьшающие выраженность S1, остаются на сигнале, что, например, соответствует целям работы [89].

В случае задачи диссертационного исследования интерес составляет использование фильтра нелокального усреднения для ослабления тех участков ФКГ, которые не относятся к паттерну первого тона S1. То есть в области интереса пропускания фильтра будут выступать комплекс колебаний – звуков, которые имеют выраженность по амплитуде и соответствуют физиологическим и аппаратным характеристикам.

Можно сформулировать, что целью фильтрации является подавление тех участков (формаций) сигнала, которые не соблюдают следующие условия:

- имеют выраженные по амплитуде колебания на протяжении 120–150 мс (длина комплекса S1);
- колебания формаций попадают в диапазон частот  $[\omega_{min}; \omega_{max}]$ ;
- между комплексами S1 RR-интервал по длине должен быть не менее допустимого значения минимальной ЧСС ( $RR_{min}$ ).

Таким образом, для получения необходимого результата при анализе конкретной точки необходимо учитывать амплитуду колебания, в которое она входит. В (2) в качестве параметра полосы пропускания амплитуды выступало значение фильтра  $\lambda$ . В [105] параметр фильтрации  $\lambda$  определялся, как среднеквадратичное отклонение шума относительно основной тенденции. В соответствии с условиями, определенными выше, в качестве полосы пропускания необходимо установить пороговый уровень амплитуды, который позволит выделить выраженные комплексы потенциального первого тона сердца. При этом нужно помнить о том, что амплитуда полезного сигнала может меняться с течением времени, то есть параметр фильтрации  $\lambda$  должен динамически определяться в соответствии с текущим состоянием амплитуды полезного сигнала. Поэтому он был определен, как среднеквадратичное отклонение амплитуды сигнала относительно нулевого значения. С другой стороны, если данный уровень должен изменяться динамически, то необходимо определить внутри какого окна он должен быть рассчитан. Можно предположить, что, если  $s$  – текущая точка фильтрации, то значение фильтра  $\lambda$  должно быть рассчитано в диапазоне  $[s-RR_{min}; s+RR_{min}]$ . Таким образом, при нахождении точки  $s$  внутри комплекса S1 в расчете значения  $\lambda$  будут участвовать колебания, полностью входящие в S1 и частично входящие в межтоновые участки справа и слева от S1. Если точка  $s$  будет находиться в середине межтонального участка, то в значение  $\lambda$  будет внесена доля значений всего межтонального участка и части двух комплексов S1.

Из теории NLM-фильтрации известно [104], что для расчета степени подобия между двумя точками  $s$  и  $t$  необходимо учитывать не подобие конкретных значений в точках  $s$  и  $t$ , а подобие их окрестностей. В качестве окрестности точки выступает колебание, которое определено периодом  $T$ , поэтому достаточно установить  $T$  в соответствии с  $\omega_{min}$ . В выражении (2) значение  $P$  будет устанавливаться как половина значения  $T$  (полупериод).

В выражении (2) константу при  $\lambda^2$  внесем с масштабирующим коэффициентом  $\mu$ , так как это позволит регулировать степень сглаживания путем изменения доли  $d^2$ , необходимой для приближения к  $\lambda^2$ . Причем, чем ближе отношение между  $d^2$  и  $\lambda^2$  к нулю, тем большая доля текущего значения  $t$  будет вноситься в усреднение и будет ближе к  $w(s,s)=1$ . Чем больше значение отношения между  $d^2$  и  $\lambda^2$ , тем меньшая доля от  $t$  будет вноситься в усреднение и тем большая доля значения в точке  $s$  будет использована для установки фильтруемого значения.

Также необходимо определить длину диапазона  $N(s)$  и правило, по которому будут выбираться элементы  $t$  из  $N(s)$ . Для определения длины  $N(s)$  рассмотрим три ситуации: точка  $s$  находится в середине комплекса S1, точка  $s$  лежит в начале или в конце комплекса S1. Для сравнения точки  $s$  со всеми колебаниями, входящими в комплекс S1 в первом случае необходимо будет рассматривать диапазон  $[s-0,5L; s+0,5L]$ , во втором случае – диапазон  $[s; s+L]$ , в третьем –  $[s-L; s]$ . Таким образом, можно сделать вывод, что значение  $M$  в выражении

(2) должно быть установлено равным  $L$ . Если точка  $s$  лежит внутри комплекса S1, ее можно будет сравнить со всем комплексом S1, вне зависимости от того, находится она в начале комплекса S1 или в конце. Так как для сравнения двух точек на сигнале важными являются амплитуды колебаний, в которые они входят, а не конкретные значения в точках, можно допустить, что диапазон значений  $[s-M; s+M]$  можно разбить на узлы с шагом  $P$ . Но стоит отметить, что при установке параметров  $M$  и  $P$  нужно руководствоваться тем, что  $M$  должен быть кратен  $P$ . Итоговый вид фильтра представлен в (3),  $t_j(s)$  определяет правило  $N(s)$ .

$$u(s) = \frac{1}{Z(s)} \sum_{j=-m+1}^{m-1} w(s, t_j(s)) \cdot v(t_j(s)), \quad t_j(s) = s - M + jP, \quad m = \frac{M}{P},$$

$$w(s, t) = \exp\left(-\frac{\sum_{\delta=-P}^P (|v(s+\delta)| - |v(t+\delta)|)^2}{\mu L_{\Delta} \lambda^2(s)}\right) = \exp\left(-\frac{Nd^2(s, t)}{\mu \lambda^2(s)}\right), \quad (3)$$

$$\lambda^2(s) = \frac{\sum_{i=-RR_{\min}}^{RR_{\min}} v(s+i)^2}{2RR_{\min} + 1},$$

$$Z(s) = \sum_{j=-m+1}^{m-1} w(s, t_j(s)).$$

Параметры  $RR_{\min}$ ,  $P$ ,  $M$  были установлены в соответствии с физиологическими параметрами сердцебиений плода, характеристиками датчика и типом фильтрации ФКГ.

В конструированном фильтре (3) в качестве параметров для определения расстояния между двумя окрестностями  $Nd^2$  и расчета значения фильтра  $\lambda^2$  должны выступать амплитуды колебаний, которые находятся внутри окрестностей. Но весь механизм фильтра сравнивает и использует точечные значения модуля значений, а не амплитуды колебаний, поэтому необходимо определить, почему такое приведение допустимо. Представим, что на сигнале присутствует только одна гармоника:

$$v(s) = A \sin(\omega t), \quad \omega = \frac{2\pi}{T}, \quad (4)$$

где  $A$  – амплитуда гармоники.

Тогда известно, что среднеквадратичное отклонение сигнала равно:

$$\lambda(A, \omega) = \sqrt{\frac{1}{P} \int_0^T (A \sin(\omega t))^2 dt} = \sqrt{\frac{A^2}{P} \int_0^T \sin^2(\omega t) dt} = \sqrt{0,49A^2} = 0,707A. \quad (5)$$

Таким образом, среднеквадратичное отклонение гармоники примерно составляет 0,7 от амплитуды данной гармоники. Несмотря на то, что на каждом участке ФКГ присутствует сумма гармоник с различными параметрами, а также будет существовать погрешность от того, что в

участок  $T$  будет попадать несколько более высокочастотных колебаний, можно предполагать такой способ определения полосы пропускания допустимым. Так как при расчете параметра  $\lambda^2$  для участка сигнала, который содержит несколько гармоник, можно предположить, что каждая из гармоник внесет свою долю, что составит примерно 0,49 (с некоторой погрешностью) от суммы квадратов амплитуд всех гармоник, взвешенных на долю их присутствия на сигнале и на уровень их амплитуды.

Физически на реальном сигнале сердцебиений ожидается, что значение параметра  $\lambda$  будет лежать на уровне или чуть выше, чем амплитуда колебаний между двумя биениями сердец, не содержащих выраженный комплекс S2. Параметр  $\mu$  позволяет опускать или поднимать этот пороговый уровень. Динамическое определение параметра  $\lambda$  позволит алгоритму адаптироваться к текущему уровню амплитуды полезного сигнала на низкоамплитудных сигналах, когда разница между амплитудой межтоновых участков и амплитудной комплекса S1 будет менее выражена по сравнению с тем же соотношением на высокоамплитудных сигналах.

Другим вопросом является зависимость параметра расстояния между двумя окрестностями  $Nd$  от амплитуд колебаний. Ранее было определено, что комплекс S1 имеет длину  $L$  равную 120–150 мс, и что обычно комплекс S1 содержит несколько выраженных по амплитуде колебаний, а колебания на границах с S1 имеют более низкую амплитуду по сравнению с значимыми колебаниями посередине (рисунок 14). Таким образом, можно предположить, что если в окрестность точки  $s$  входят все или часть значимых по амплитуде колебаний, а в окрестность точки  $t$  входят колебания, которые завершают или начинают комплекс S1, существует разница в усредненных значениях амплитуд окрестностей  $s$  и  $t$ . Поэтому, если анализировать выражение (3), то можно понять, что фактически разница в «усредненных» значениях амплитуд будет заложена в параметр  $Nd$ , и она должна превышать значение  $\mu\lambda^2$  в несколько раз. Для того чтобы добиться описанного выше эффекта, необходимо, чтобы  $T$  был выбран таким образом, чтобы в него попадали все или большая часть значимых колебаний. Представим, что длительность комплекса S1 составляет 150 мс, а  $T$  равен 50 мс, следовательно, параметр  $P$  равен 25 мс. Пусть точка R расположена в середине комплекса S1 (подобно рисунку 14а). Таким образом, в окрестность R  $[R-P; R+P]$  попали все значимые колебания, в две соседние окрестности  $[R-2P; R]$  и  $[R; R+2P]$  попала остальная часть значимых колебаний и часть комплекса S1, которая еще имеет выраженность по сравнению с межтоновыми участками, но она находится на уровне с колебаниями комплексов S2. Общая длина окрестностей составит  $4P$ , что равняется 100 мс. Как видно на рисунке 14а, на участке  $[R-P; R+P]$  амплитуды сигнала не меняются, на участке  $[R-2P; R]$  сигнал практически не

изменился, на участке  $[R;R+2P]$  имеется падение амплитуды «последнего» колебания, так как далее следуют колебания подобного уровня.

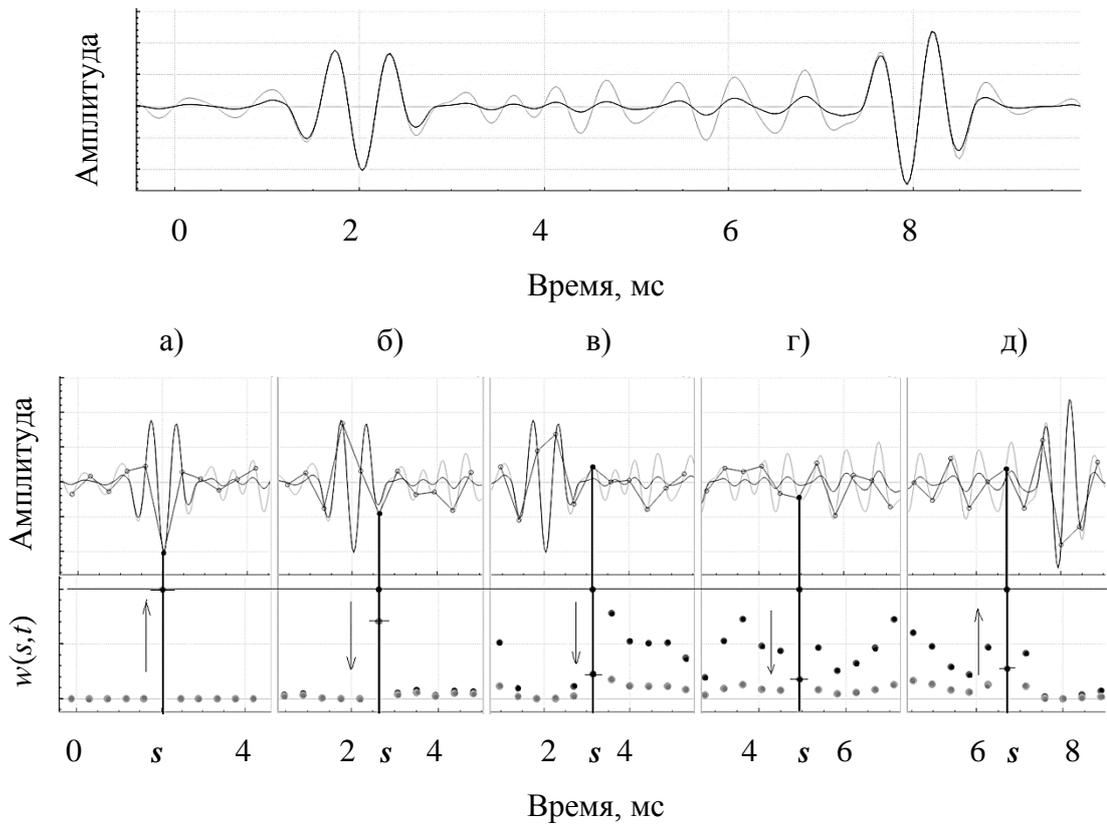


Рисунок 14 – Изменение  $w(s,t)$  и  $w(s,s)$  на сигнале сердцебиений плода при изменении положения точки  $s$ . Верхний ряд: серая кривая – исходный участок сигнала, из которого будет браться точки  $s$  в нижнем ряду, черная кривая – результат его обработки. Нижний ряд: серые точки – значение  $nw(s,t)$ , черные точки значение  $w(s,t)$ . а) точка  $s$  находится в середине комплекса S1; б) точка  $s$  движется к концу комплекса S1; в) точка  $s$  лежит в межтоновом участке, точки  $t$  лежат в области комплекса S1 и в межтоновом участке; г) точка  $s$  лежит в межтоновом участке, так же как и большинство точек  $t$ ; д) точка  $s$  находится в начале комплекса S1

Рассмотрим фактическое изменение  $w(s,t)$  и  $w(s,s)$  при фильтрации ФКГ (рисунок 14). При этом значимым для нас будет не только значение весовой функции  $w(s,t)$ , но и значение  $w(s,t)/Z(s)$ , которое далее будет называться значением весовой функции  $nw(s,t)$ . Значение весовой функции показывает, какая доля значения  $v(t)$  фактически будет использоваться для усреднения. Так на рисунке 14а точка  $s$  находится в центре комплекса S1, значение  $nw(s,s)$  равно единице, значения  $nw(s,t)$  стремятся к нулю, то есть текущее значение  $v(s)$  вносится в фильтруемое значение  $u(t)$  в полном объеме, а значения  $nw(t)$  не используются. На рисунке 14б точка  $s$  находится в конце комплекса S1,  $nw(s,s)$  отдалается от единицы, а  $nw(s,t)$  вне комплекса S1 начинают вносить влияние в усреднение. На рисунке 14в точка  $s$  лежит вне комплекса S1,

примерно четыре значения  $nw(s,t)$  лежат в комплексе S1 и стремятся к нулю, а остальные значения  $nw(s,t)$  стремятся к уровню  $nw(s,s)$ . На рисунке 14г  $s$  находится в середине межтонового участка, а практически все значения  $nw(s,t)$  и  $nw(s,s)$  находятся на одном уровне. На рисунке 14д  $s$  приближается к началу комплекса S1, а часть точек  $t$  лежат на следующем комплексе S1,  $nw(s,t)$  в межтоновом участке находятся практически на уровне с  $nw(s,s)$ ,  $nw(s,t)$  на комплексе S1 стремятся к нулю.

Из вышесказанного можно сделать вывод, что значимым показателем является  $nw(s,s)$ , который позволяет оставлять без изменений значения амплитуды значимых участков и плавно понижать амплитуды колебаний комплекса первого тона ближе к межтоновым участкам. Если построить график  $nw(s,s)$  (рисунок 15), то можно увидеть сигнал, который похож на огибающую обработанного сигнала с той разницей, что вне зависимости от текущего уровня амплитуды на сигнале, в центрах комплексов S1 значение графика  $nw(s,s)$  будет стремиться к единице. Это позволяет предположить, что этот график может быть полезен для сравнения двух участков сигналов, на которых возможны резкие перепады амплитуды полезного сигнала. С другой стороны, можно предположить, что для фильтрации (3) достаточно будет производить перемножение исходного сигнала  $v(t)$  с  $nw(s,s)$  без усреднения с коэффициентами  $nw(s,t)$ , что может позволить получить более низкое значение амплитуды на межтоновых участках. Тогда в конструируемый фильтр (3) будут внесены следующие изменения:

$$u(s) = \frac{w(s,s) \cdot v(s)}{Z(s)} = \frac{v(s)}{Z(s)} = nw(s,s) \cdot v(s). \quad (6)$$

Так как полученный алгоритм фильтрации не соответствует понятию метода нелокального усреднения, назовем его pNLF (phonocardiogram nonlocal filtration). Итог работы фильтра в исходном виде (3) с изменениями (6) представлен на рисунке 15.

Как видно из рисунка 15, коэффициент  $nw(s,t)$  может быть использован не только для фильтрации, но и для сегментации потенциальных тонов сердца (искомая кривая для сегментации). Далее  $nw(s,t)$  будет называться кривой или коэффициентом pNLF. В отличие от огибающей Гилберта-Хуанга или энергии Шеннона, которым необходимо использовать динамические уровни для пороговой фильтрации, в случае кривой pNLF можно использовать статический уровень, выбор которого также подтверждается эмпирически (минимальное подавление амплитуды интервалов звуков тонов):

$$Lvl = \frac{1}{\exp(1)} \approx 0,4. \quad (7)$$

Таким образом, можно определить массив, который преобразует пространство ФКГ  $v(t)$  в логическое значение (истина-ложь), которое определяет, локализуется ли в текущем отчете потенциальный первый или второй тон. Такой массив далее будет называться массивом  $Seg(s)$ .

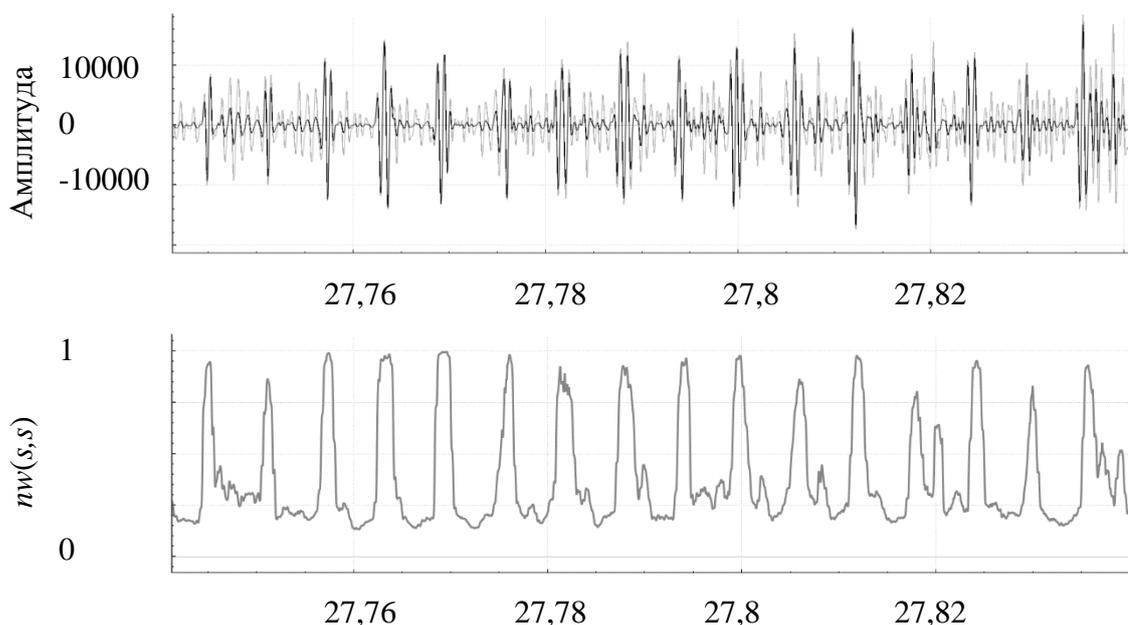


Рисунок 15 – Результаты работы фильтра pNLF и график весовой функции  $nw(s,s)$ . Верхний ряд: серая кривая – исходный зашумленный сигнал, черная кривая – результат обработки фильтром pNLM. Нижний ряд: значения весовой функции  $nw(s,s)$

Кроме этого, для оценки характеристик ФКГ необходимо сразу определить список *Tones*, который бы хранил информацию о каждом выделенном звуке потенциального сердечного тона. Первично – это информация об его границах, но для оценки качества ФКГ необходима информация о том, какой уровень амплитуды выделенного звука потенциального сердечного тона присутствует на сигнале. Это позволит определить уровень амплитуды полезного сигнала – тонов сердца, а также определять наличие щелчков или «скрипов», чтобы указать пользователю прибора, что присутствует трение датчика или стук по корпусу прибора.

Если проанализировать кривую pNLF и ее применение для фильтрации сигнала, можно сделать выводы о том, что можно также использовать ее для усиления полезного сигнала, а именно, для вывода его на один уровень громкости. Тогда для получения усиленного сигнала  $U(s)$  достаточно определить параметр уровня выравнивания  $A_{max}$  и текущий уровень сигнала  $A_{cur}$  и преобразовать (6) в следующий вид:

$$U(s) = \frac{A_{cur}}{A_{max}} \frac{v(s)}{Z(s)}. \quad (8)$$

$A_{cur}$  может быть определен, как максимальное значение отклонения значение  $v(t)$  в некоторой небольшой окрестности точки  $s$ . Стоит отметить, что первичная задержка при

запуске алгоритма составит  $2RR_{min}$ , а на последующих этапах обработки задержка составит  $RR_{min}$ , что позволяет допустить потоковую реализацию этого алгоритма.

Пример сегментации тонов сердца с параллельным определением амплитуды сердечного тона и с формированием сигнала для вывода его на аудиоустройство представлено на рисунках 16 и 17. Стоит отметить, что при разметке сигнала указывалась амплитуда выделенного тона для того, чтобы читатель мог оценить перепады амплитуд от тона к тону, а также для демонстрации способности алгоритма определять амплитуду звуков тонов.

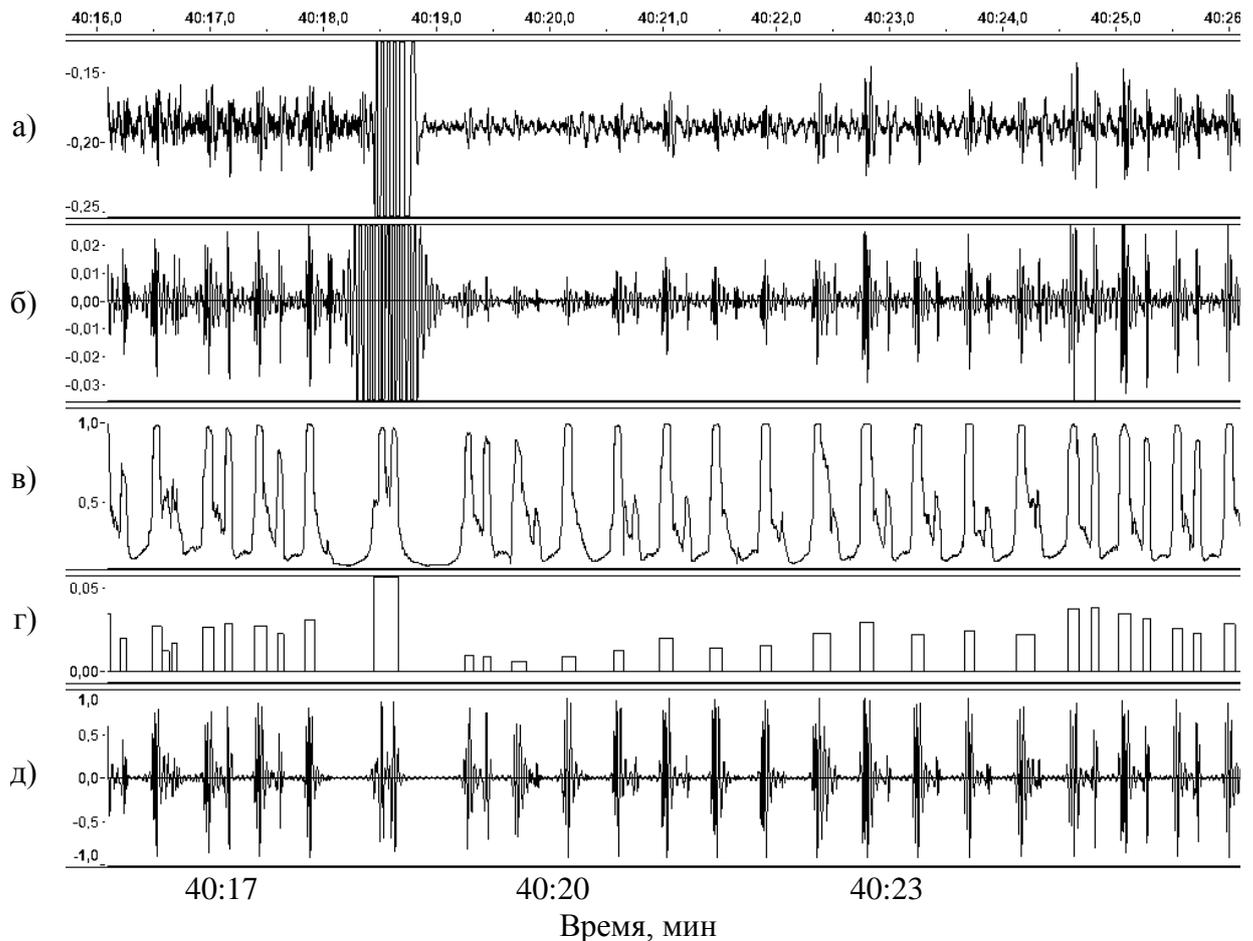


Рисунок 16 – Результат работы потокового алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков и усиления сигнала сердца на сигнале с помехами. а) исходная ФКГ плода, б) ФКГ плода после предварительной фильтрации, в) кривая  $rNLF$ , г) сегментирование потенциальных тонов сердца, д) результат усиления полезного сигнала на ФКГ

Весь комплекс проводимых операций формирует потоковый алгоритм определения интервалов подобным тонам сердца звуков. Оценка достоверности представленных результатов отражена в экспериментальном исследовании, проводимом в разделе 3.1.

Полученные вектор  $Seg(s)$  и список  $Tones$  могут быть использованы для определения параметров качества участков ФКГ плода и определения частоты возникновения импульсов (звуков) на ней.

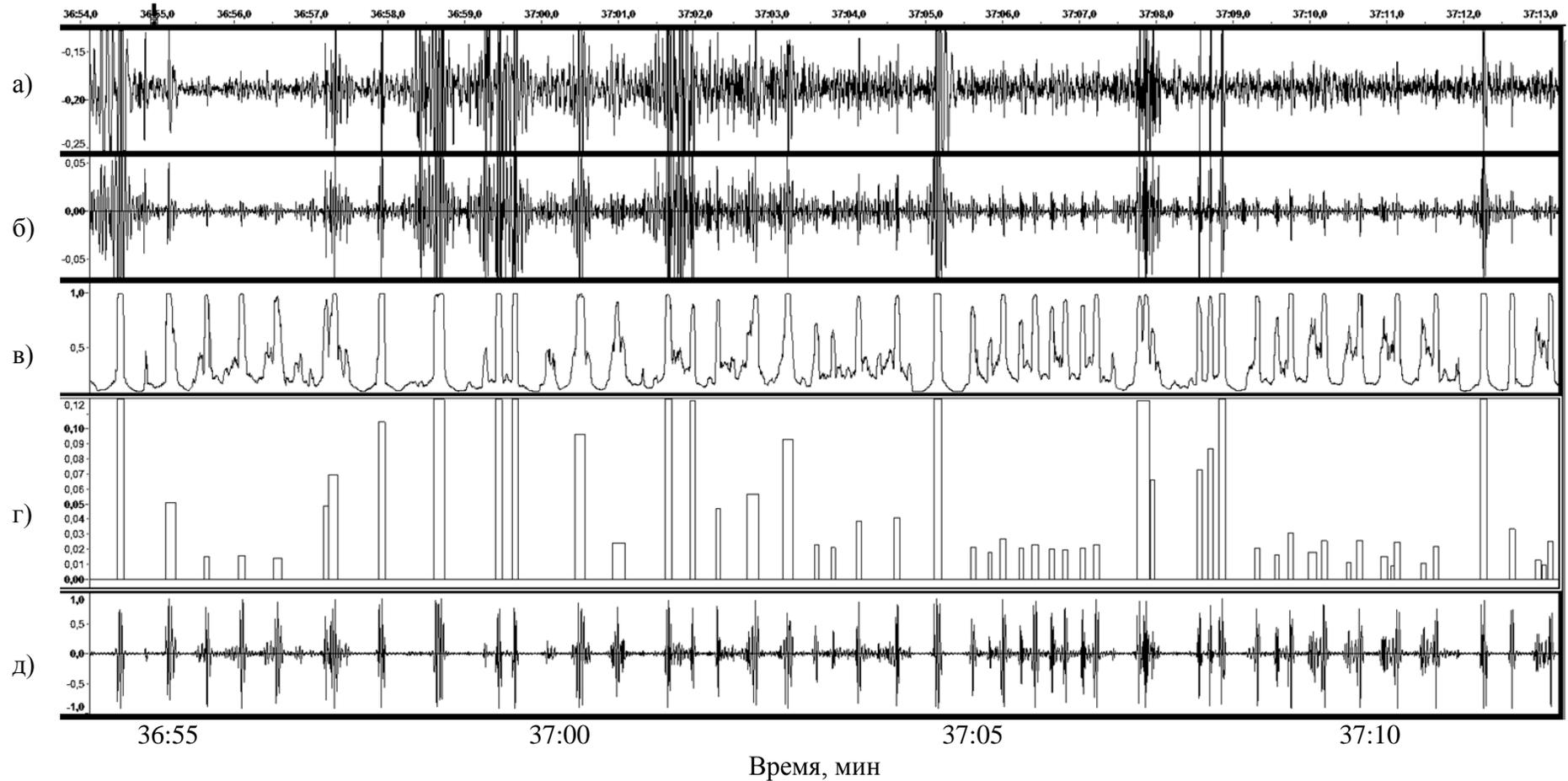


Рисунок 17 – Результат работы потокового алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков и усиления сигнала сердца на сигнале с помехами. а) исходная ФКГ плода, б) ФКГ плода после предварительной фильтрации, в) кривая rNLF, г) сегментирование потенциальных тонов сердца, д) результат усиления полезного сигнала на ФКГ

Итоговый вид алгоритма представлен на блок-схеме, изображенной на рисунке 18.

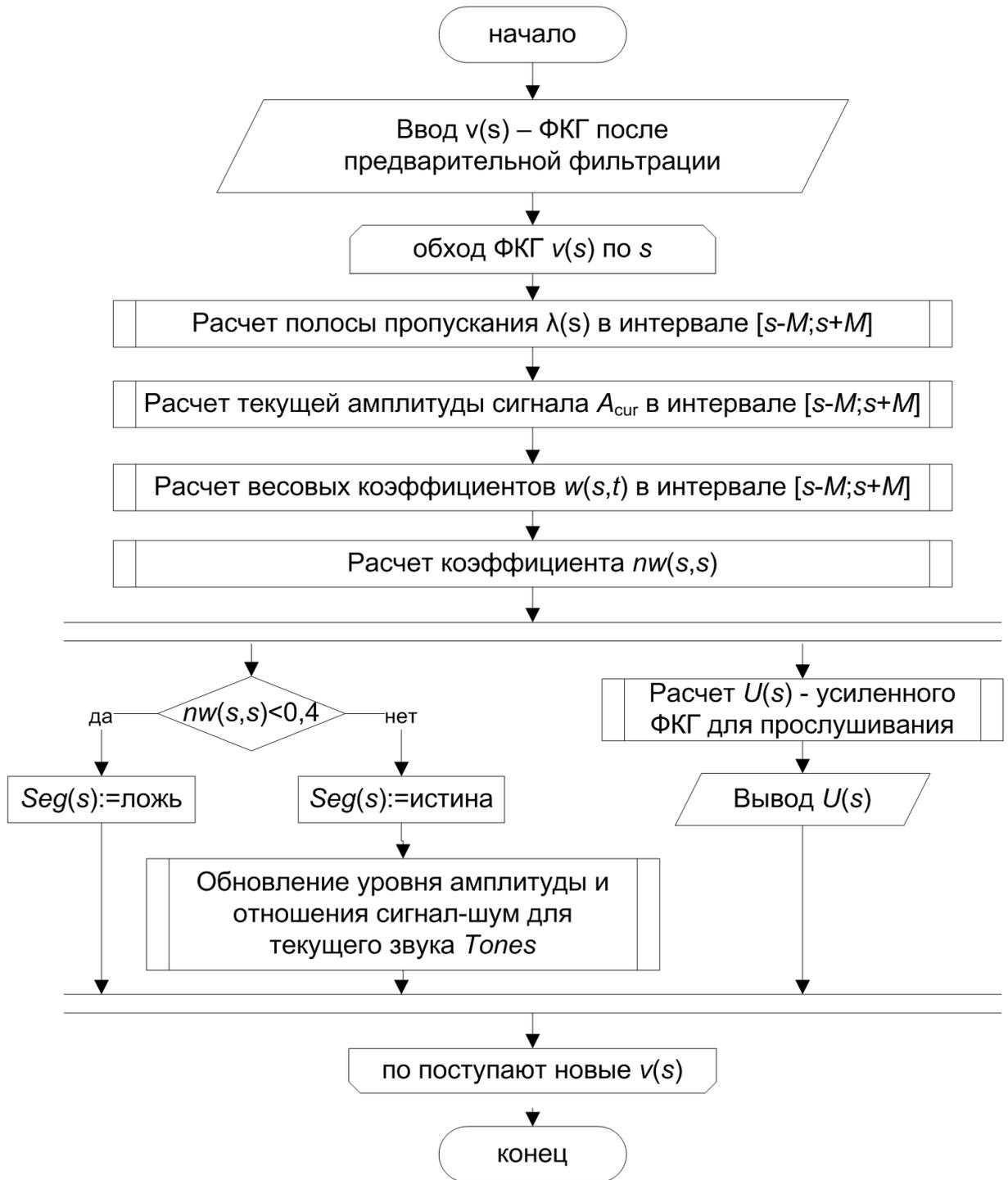


Рисунок 18 – Блок-схема потокового алгоритма определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков

## 2.4 Поточковый алгоритм определения сердцебиений плода на акустическом сигнале

Следующим этапом после сегментации участков потенциальных тонов сердца на ФКГ является определение частоты возникновения периодических импульсов (то есть ЧСС). При этом на данном этапе неизвестно – наблюдаемый периодически процесс звуков является сердечной деятельностью или нет, поэтому далее эти звуки будут называться импульсами.

При проведении обзора в первом разделе было отмечено, что в научных работах ЧСС плода обычно рассчитываются путем учета расстояния между началами возникновения двух сегментированных звуков первых тонов сердца. Но при проведении разметки сигналов для оценки длительности звуков сердечных тонов автор заметил следующую особенность. Если определять RR-интервал, как расстояние между началом двух последовательно идущих звуков первого тона, то неверное определение начала звука только одного сердечного тона с отклонением в 10–20 мс для сигналов с высокой ЧСС создаст значительное отклонение двух полученных точек ЧСС друг от друга. Например, пусть реальные позиции тонов  $S_1$ : 0, 400, 802 мс. Соответственно, величина RR-интервала составляет 400 и 402 мс (150 и 149 уд/мин). Если сделать ошибку в локализации начала только одного тона по середине на 10 мс (0, 410, 802 мс), то значения RR-интервала составят 410 и 392 мс (146 и 153 уд/мин), что даст вместо вариабельности в 1 уд/мин отклонение в 7 уд/мин. При ошибке в 20 мс будет рассчитана ЧСС в 143 и 157 уд/мин, а разница между точками ЧСС составит уже 14 уд/мин. Такое отклонение ЧСС является значительным и не допустимым, так как будет соизмеримо с вариабельностью сердца плода. Поэтому для расчета ЧСС по левой границе сегментированных тонов сердца необходима точность локализации менее пару миллисекунд, что достаточно сложно для реальных ФКГ плода, которые могут иметь различные типы помех. Также необходимо создавать адаптивный набор правил, который бы позволил провести выборку только тех импульсов в  $Seg(s)$ , которые соответствуют первому тону сердца. И поэтому необходимо использовать другой подход в расчете ЧСС.

Как было рассмотрено в разделе 1.1, биения сердца обладают свойством автокорреляции, что означает, что существует связь между сигналом и его копией, взятой со смещением во времени [109]. Также тривиально, что для участка ФКГ длиной  $pLen$  такой оптимальный сдвиг будет являться RR-интервалом, который присутствует на сигнале. Определим данную величину как  $pRR$ . Как видно из рисунка 19, можно найти такую величину  $pRR$ , при которой объем пересечений между участком  $Seg(s)$  и его копиями, сдвинутыми на данную величину, будет максимальным.

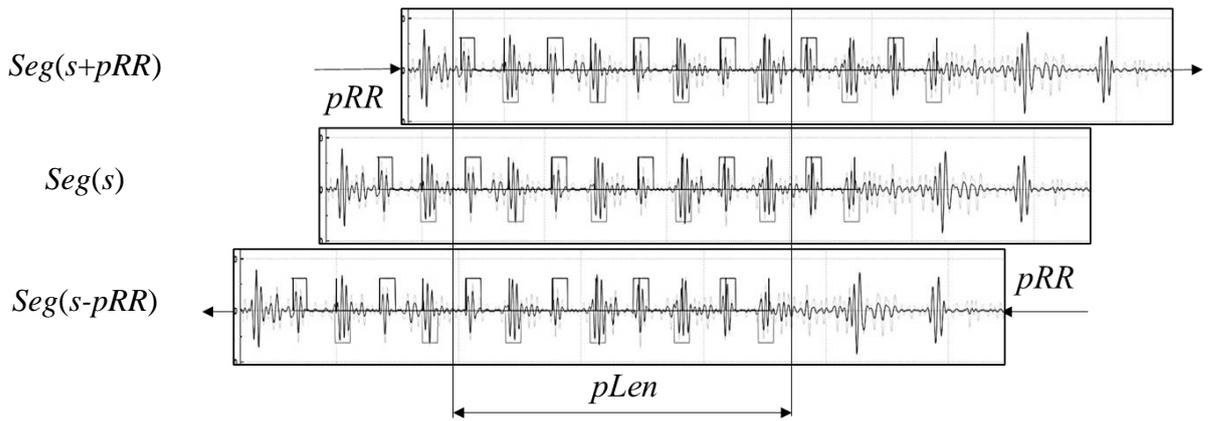


Рисунок 19 – Демонстрация смещения копий участка графика  $Seg(s)$  и ФКГ относительно оригинала на величину сдвига  $\pm pRR$

Также на рисунке 19 видно, что даже при потере сердечного тона и при нечетком выделении границ потенциальных тонов сердца, будет существовать возможность оценивать объем пересечений графика  $Seg(s)$  с его копиями, смещенными влево и вправо по временной оси, что позволит компенсировать погрешность сегментации и найти наиболее оптимальное значение  $pRR$ . При этом очевидно, что величина  $pLen$  будет определять степень «усреднения» или обобщения всех RR-интервалов, которые будут присутствовать на сигнале.

Для определения  $pRR$  можно воспользоваться автокорреляционной функцией  $R(\tau)$ :

$$R(\tau) = \sum_{\tau=0}^T v(t-\tau)v(t), \quad (9)$$

где  $\tau$  – величина сдвига;

$T$  – размер участка для сравнения;

$v(t)$  – сигнал для анализа.

Таким образом, выражение (9) для выбранной стратегии можно следующим образом:

$$R_{rr}(s, pRR) = \frac{\sum_{t=0}^{pLen} Seg(s+t+pRR)Seg(s+t)}{\sum_{t=0}^{pLen} Seg(s+t)}, \quad (10)$$

где  $s$  – позиция сигнала, с которой необходимо исследовать участок длиной  $pLen$ ;

$R_{rr}(s, pRR)$  – значение автокорреляционной функции для массива  $Seg(s)$ , при этом предполагается, что величина  $\pm pRR$  определяется локальными экстремумами данной функции в положительной и отрицательной части временной шкалы.

Внесение нормирования в выражение (10) связано с тем, что число сегментированных пиков в участке  $Seg(s)$  может быть разным, поэтому общая сумма истинных значений на участке  $Seg(s)$  позволит менять уровень  $R_{rr}(s, pRR)$  на соизмеримую величину на разных

моментах времени  $s$ . И дает следующий физический смысл значению  $R_{rr}(s,pRR)$ :  $R_{rr}(s,pRR)$  – это доля объема сегментированных импульсов сигнала, которая сохранится при получении объема пересечения сигнала и его копии, взятой с временным сдвигом  $pRR$ . Таким образом, при величине  $R_{rr}(s,pRR)$ , равной единице, наблюдается идеальное совпадение автокорреляционного свойства при сдвиге  $pRR$ . Чем меньше величина  $R_{rr}(s,pRR)$ , тем меньше вероятность того, что  $pRR$  определяет RR-интервал сердцебиений.

Кроме этого, возможно задать и более точное значение  $pRR$ , объединив сумму пересечений на оригинале и его копиях, взятых со сдвигом влево и вправо:

$$R_p(s, pRR) = \frac{\sum_{t=0}^{pLen} Seg(s+t+pRR)Seg(s+t)Seg(s+t-pRR)}{\sum_{t=0}^{pLen} Seg(s+t)}. \quad (11)$$

Проверим предположение о том, что действительно ли можно определить оптимальное наложение сигнала при сдвиге его копий влево и вправо, когда ФКГ проявляет автокорреляционное свойство. Для этого возьмем участки кривой pNLF ФКГ со звуками сердцебиений человека с пульсом в 61 уд/мин (рисунок 20), а на рисунке 21 – с более высоким (143 уд/мин) ЧСС плода.

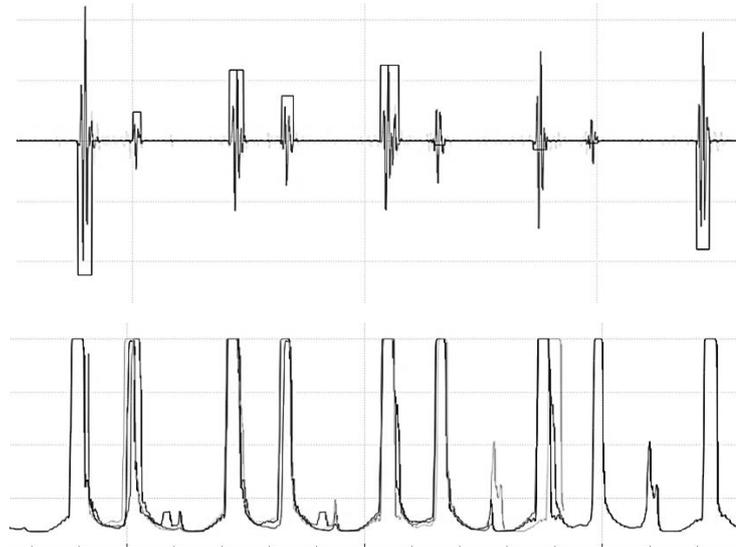


Рисунок 20 – Наложение кривой pNLM на ее копии, смещенные влево и вправо примерно на 983 мс (61 уд/мин), верхний ряд – исходная ФКГ, нижний ряд – кривые pNLM

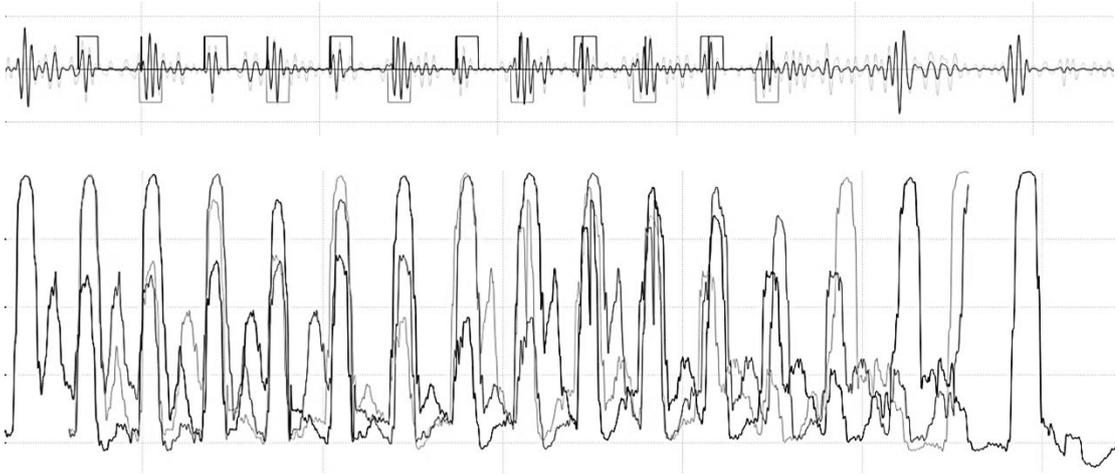


Рисунок 21 – Наложение кривой pNLM на ее копии, смещенные влево и вправо примерно на 420 мс (140 уд/мин), верхний ряд – исходная ФКГ, нижний ряд – кривые pNLM

Можно сделать выводы, что действительно такая методика может быть применима для оценки RR-интервала на ФКГ плода и человека. На рисунках 22–24 представлены графики  $R_{rr}(s,pRR)$  и  $R_p(s,pRR)$  для участков ФКГ плода, на которых присутствуют или первый и второй тон сердца, или один из тонов отсутствует на протяжении всего участка.

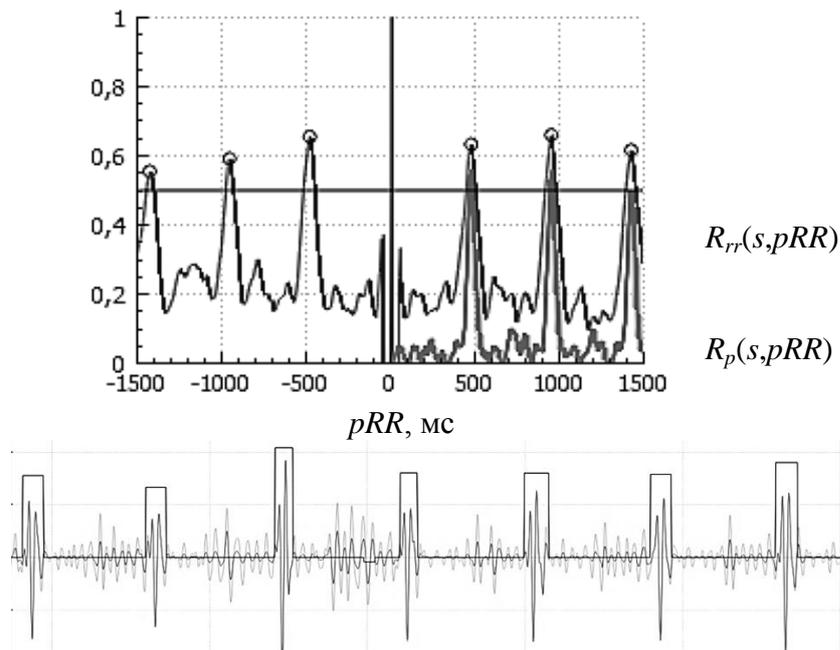


Рисунок 22 – Верхний ряд – значения функций  $R_{rr}(s,pRR)$  и  $R_p(s,pRR)$  в случае ФКГ с невыраженным первым тоном сердца и выраженным вторым тоном. Нижний ряд – ФКГ

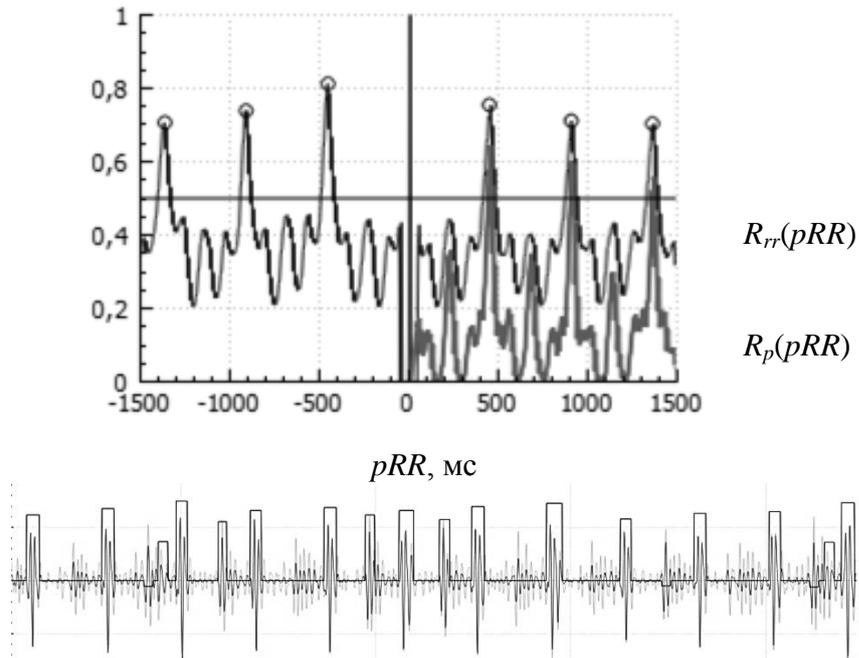


Рисунок 23 – Верхний ряд – значения функций  $R_{rr}(s,pRR)$  и  $R_p(s,pRR)$  в случае ФКГ с невыраженным первым тоном сердца и выраженным вторым тоном. Нижний ряд – ФКГ

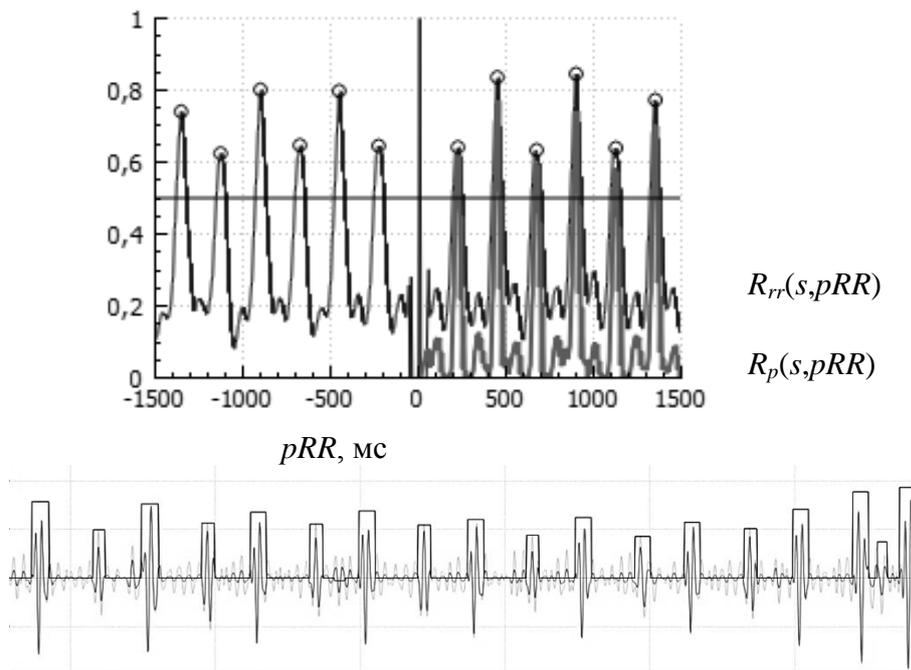


Рисунок 24 – Верхний ряд – значения функций  $R_{rr}(s,pRR)$  и  $R_p(s,pRR)$  в случае ФКГ с выраженными первым и вторым тоном сердца. Нижний ряд – ФКГ

На рисунках 25–26 представлен пример графиков  $R_{rr}(s,pRR)$  и  $R_p(s,pRR)$  для участков ФКГ плода, на которых присутствует перепад амплитуды полезного сигнала, а также сигнал плода не выражен.

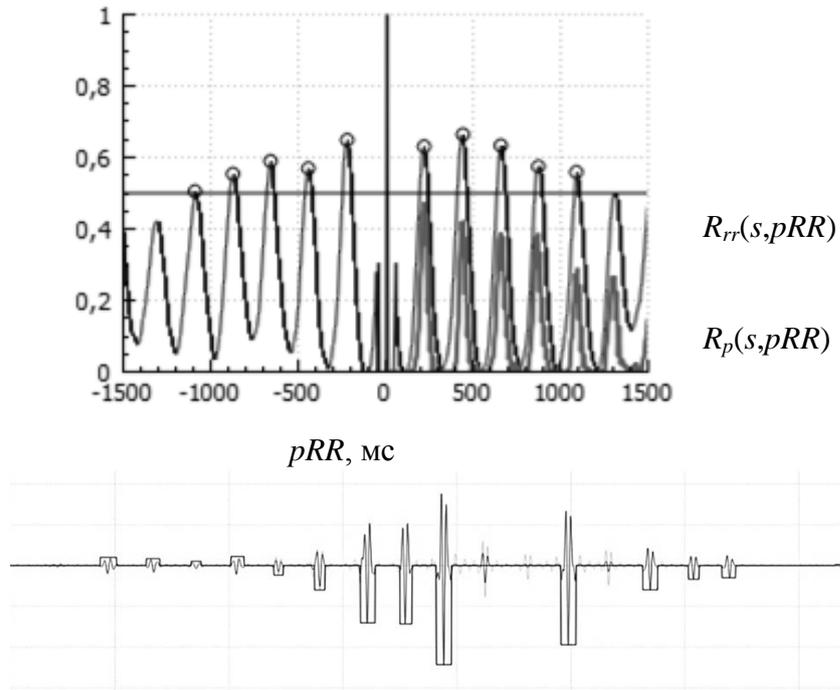


Рисунок 25 – Верхний ряд – значения функций  $R_{rr}(s, pRR)$  и  $R_p(s, pRR)$  в случае ФКГ с первым и вторым тоном сердца и искажением сигнала. Нижний ряд – ФКГ

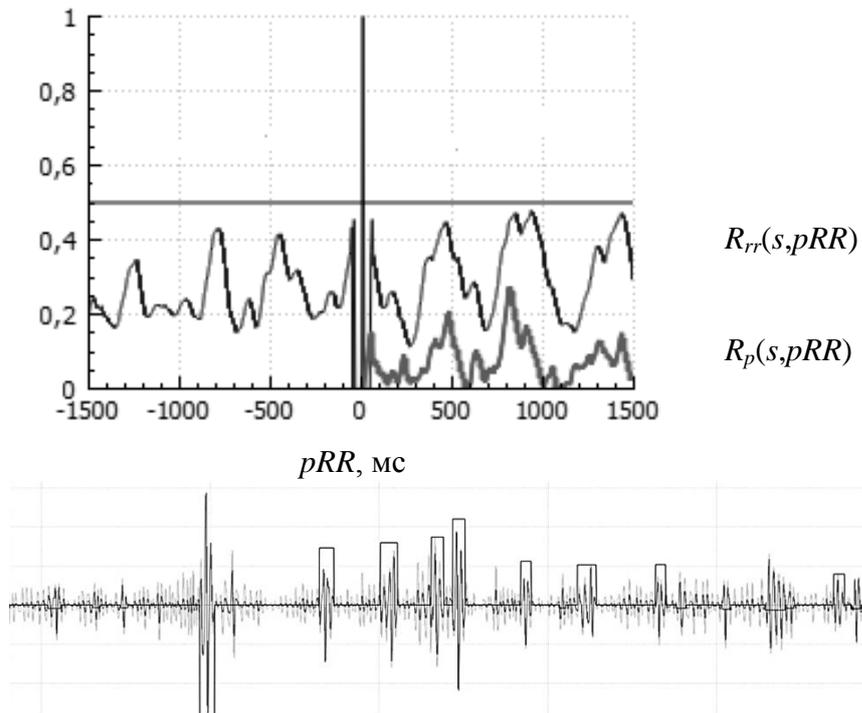


Рисунок 26 – Верхний ряд – значения функций  $R_{rr}(s, pRR)$  и  $R_p(s, pRR)$  в случае ФКГ с потерей сигнала сердца. Нижний ряд – ФКГ

Как видно на рисунках 22–26, в функциях  $R_{rr}(s, pRR)$  и  $R_p(s, pRR)$  локальные экстремумы будут соответствовать систоле или диастоле (при наличии обоих тонов), RR-интервалу и его двоению, троению и далее, то есть локальный экстремум полученный сдвигом на  $2RR$ ,  $3RR$ . Поэтому можно сформулировать проблему того, что в дальнейшем необходимо понимать, что

первый локальный экстремум  $R_{rr}(s,pRR)$  от нулевого сдвига во времени может соответствовать, как RR-интервалу, так и автокорреляции, которая возникла в результате пересечения первого и второго тона при сдвиге (близкие значения систолы и диастолы). Назовем данную величину  $L_{sd}$ . Также, видно, что на рисунках 22–26 уже произведен поиск локальных экстремумов, которые могут являться локализацией RR-интервала. Опишем механизм определения данных точек, которые будут называться точками RR-процесса  $Point_{ij}$ , и их параметров, которые будут использоваться в дальнейшем. Под RR-процессом будет называться график, точка которого может или является RR-интервалом, или RR-интервалом, увеличенным по оси ординат в несколько раз.

Таким образом, определим механизм детектирования локального экстремума и формирования одной точки  $Point_{ij}$  RR-процессов. Если  $R_{rr}(s,pRR)$  пересекает пороговый уровень в точках  $\pm Start$  и  $\pm End$  одновременно (рисунок 27), то есть при положительном и отрицательном  $pRR$ , то значение точки составляет  $Value$ , равное половине суммы  $Start$  и  $End$ , значение функции  $R_p(s, Value)$  в точке  $Value$  определяет коэффициент выраженности точки и будет называться  $Severity$ .

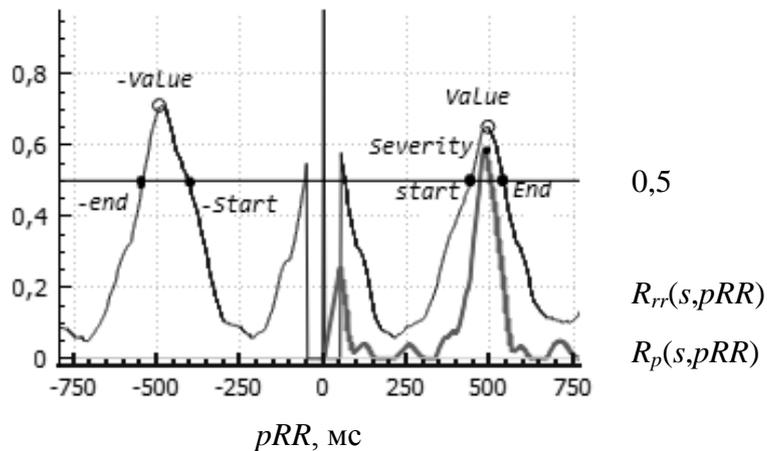


Рисунок 27 – Способ получения одной точки  $Point_{ij}$  RR-процесса

Эмпирическим путем было определено, что при значении параметра  $Severity$  более 0,4 полученная точка  $Point_{ij}$  наиболее вероятно будет соответствовать частоте импульсов тонов сердца, иначе, наоборот, более вероятно, что это точка была установлена в результате повторений шумовых звуков или на участках потери сигнала.

Пороговый уровень для определения локальных максимумов был взят величиною 0,5 и был подобран в результате визуальной оценки графиков  $R_{rr}(s,pRR)$  на различных ФКГ. Физический смысл данного порогового уровня: доля объема сегментированных импульсов сигнала, которая сохранится при получении объема пересечения сигнала и его копии, взятых с временным сдвигом, составит более 50 %.

Таким образом, одна точка  $Point_{i,j}$  определена следующими параметрами: размах точки  $Start$  и  $End$ ; значение RR-интервала  $Value$ ; ее выраженность  $Severity$ ; ее связь с точками, которые или меньше нее в 2 раза, или больше нее в 2 раза. На рисунках 28–29 отображен пример точек RR-процессов, зарегистрированных за 20–25 мин на ФКГ разного качества и ЧСС.

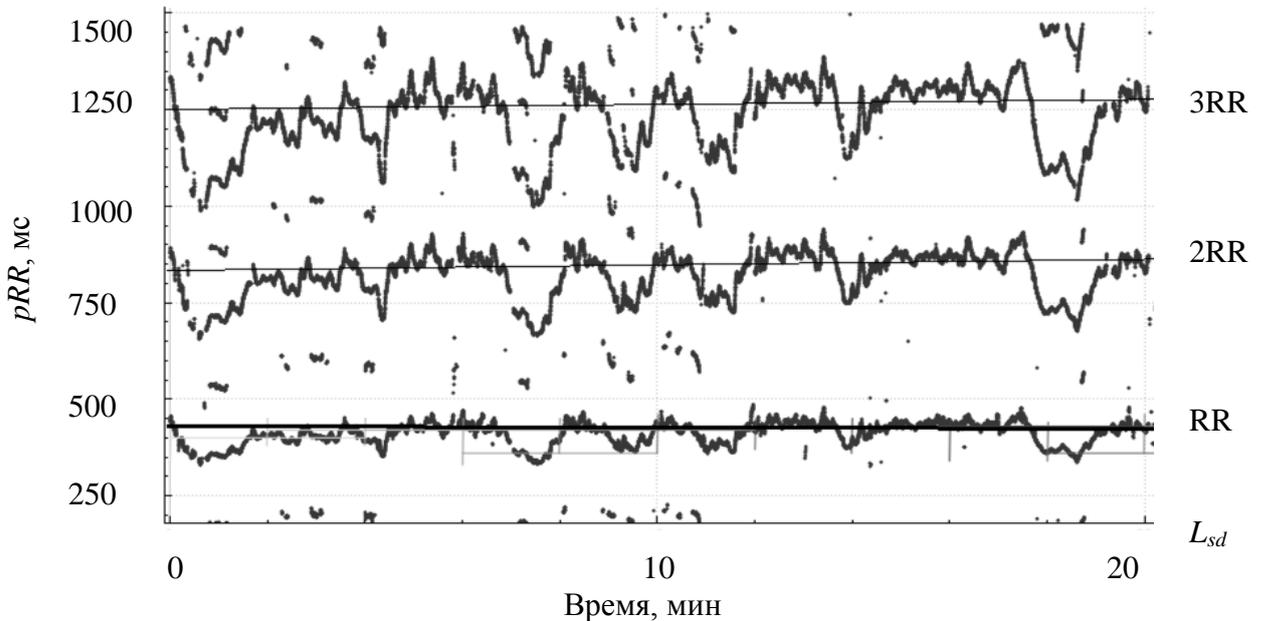


Рисунок 28 – Пример полученного массива точек  $Point_{i,j}$  для ФКГ хорошего качества (базальный ритм 136 уд/мин). RR – значение RR-интервалов на ФКГ,  $L_{sd}$  – среднее значение между систолой и диастолой

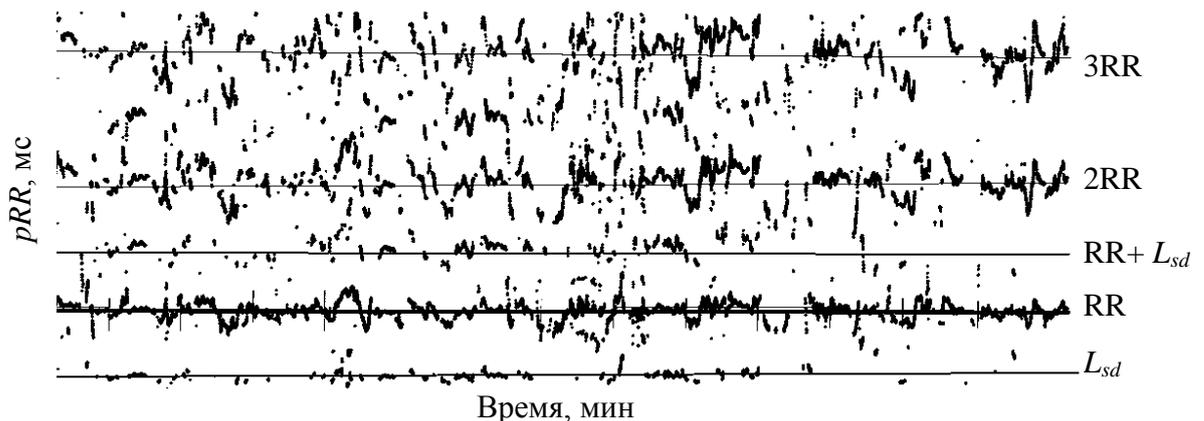


Рисунок 29 – Пример полученного массива точек  $Point_{i,j}$  для ФКГ плохого качества (базальный ритм 133 уд/мин). RR – значение RR-интервалов на ФКГ,  $L_{sd}$  – среднее значение между систолой и диастолой

В дальнейшем весь массив значений  $Point_{i,j}$  может быть использован для построения графика КИГ, а текущий вектор точек  $Point_t$  в момент времени  $t$  может быть применим для

определения параметров качества участка ФКГ. Далее будем считать, что для оценки качества участка ФКГ плода будут использоваться вектор  $Point_t$ , массив  $Seg(s)$  и список  $Tones$ .

Для формирования параметров и алгоритма оценки качества сигнала необходимо определить, что является качественным сигналом. Качественным сигналом далее будет называться ФКГ, в которой звуки сердечных тонов имеют высокое отношение сигнал-шум, достигают заданного уровня амплитуды, отсутствуют звуки механического воздействия (щелчки или «скрипы») на прибор, прослеживается сигнал сердца, а также для алгоритмов обработки и анализа ФКГ полезный сигнал выражен, то есть на этом сигнале алгоритмы способны сегментировать отдельные звуки сердечных тонов и провести подсчет ЧСС. Таким образом, в качестве критериев оценки качества ФКГ плода можно выделить следующие параметры: значение пульса, амплитуда полезного сигнала, выраженность сигнала, наличие громких звуков помех, отношение сигнал-шум.

Тривиально, что для расчета данных параметров необходимо анализировать небольшой участок ФКГ  $cLen$  (control length), а также иметь разметку этого участка на тоны сердца. Так как перед автором не стояла задача классификации выделенных звуков на классы «первый сердечный тон», «второй сердечный тон» и «иной звук», то в качестве данных для обработки будут использоваться только те импульсы, которые потенциально могут быть звуком тона сердца, но без определения их класса. Для такой разметки опорным параметром может стать значение RR-интервала на сигнале, так как возможно выделить все импульсы, расстояния между которыми примерно совпадают со значением RR-интервала.

Как было сказано ранее, далее следует анализировать вектор  $Point_t$ , массив  $Seg(s)$  и список  $Tones$ . При этом неизвестно, какая из точек в векторе  $Point_t$ , является текущим уровнем RR-интервала. Первично можно опереться на то, что точка  $Point_{t,j}$  должна иметь высокое значение  $Severity$ , то есть выраженности (понятие определено ранее). А также за счет того, что точки в векторе  $Point_t$  могут отражать не только значение RR-интервала, но и среднее значение систолы и диастолы или  $2RR$ ,  $3RR$  и далее, то можно принять, что в первой по порядку выделенной последовательности  $pRR_1 - pRR_2 \approx 2pRR_1 - pRR_3 \approx 4pRR_1 - pRR_4 \approx 8pRR_1$  значение  $pRR_1$  или  $pRR_2$  будет являться RR-интервалом. Поэтому из  $Point_t$  выделяется последовательность из трех точек  $pRR_k$ , в которой первая точка – наименьшая по значению  $Value$  точка из  $Point_t$ , у которой есть описанная выше связь с другими экстремумами, или, если связей нет (плохое качество, значение RR-интервала больше 600 мс), она имеет наибольшую выраженность  $Severity$ .

Таким образом, получены два варианта по содержимому массива  $pRR_k$ :  $pRR_1$  является RR-интервалом, а  $pRR_2$  – его значением, умноженным на два, или  $pRR_1$  является  $L_{sd}$ , а  $pRR_2$  – RR-интервалом. Для определения правильного варианта необходимо разобраться в зависимости

длины систолы и диастолы от величины RR-интервала и механизме появления на  $R_{rr}(s,pRR)$  локального максимума, который соответствует  $L_{sd}$ .

Как было определено в разделе 1.1, длина систолы имеет тенденцию к уменьшению при росте RR-интервала, но остается достаточно стабильной, тогда как диастола значительно уменьшается. Но при этом предполагается, что при высокой ЧСС длительность диастолы меньше длительности систолы (и, наоборот, при низкой ЧСС). А также существует некоторый интервал ЧСС, при котором длительность систолы и диастолы практически неотличимы. Но при этом мы можем предположить заранее, что при значении  $pRR_1$  меньшем, чем 250 мс, мы имеем дело с  $L_{sd}$ , а при  $pRR_1$  большем 600 мс – RR-интервалом. Это связано с простейшими арифметическими понятиями, если  $pRR_1$  является  $L_{sd}$  и она больше 600 мс, то RR-интервал более 1200 мс, т.е. менее 50 уд/мин, что не вписывается в диапазон допустимой ЧСС. И наоборот, если точка  $pRR_1$  является RR-интервалом меньшем 250 мс, то она превышает ЧСС в 240 уд/мин и не входит в допустимый интервал ЧСС. Если внимательно изучить график на рисунке 2, то можно понять, что в интервале от 100 до 240 уд/мин (250–600 мс) разница между длиной систолы и диастолы небольшая. Но с другой стороны, если предположить, что, если анализ сердца плода производится в диапазоне от 100 до 240 уд/мин, то при наличии обоих тонов на сигнале диапазон  $L_{sd}$  составит от 125 до 300 мс, при этом из него только диапазон от 250 до 300 мс будет являться спорным (по условию выше). Тогда для интервала ЧСС от 60 до 100 уд/мин возможные  $L_{sd}$  будут иметь значения 300–600 мс, и при них фактическая разница между систолой и диастолой будет значительной, что можно использовать для распознавания видимого явления.

Стоит отметить, что на  $R_{rr}(s,pRR)$  локальные максимумы на  $L_{sd}$  будут проявляться только тогда, когда звук первого и второго тонов сердца после обработки по длительности будут близки, а также, когда размеры систолы и диастолы также будут близки друг к другу. Поэтому на диапазонах от 250 до 300 мс и значениях, близких к 1200 мс, такие максимумы не ожидаются, но данный эффект требует изучения. Также стоит отметить, что значение  $L_{sd}$  получается усредненным значением систолы и диастолы ввиду того, что при сдвиге копии сигнала вправо относительно его самого первый тон копии окажется на уровне второго тона (систолола) оригинала, а второй тон копии – на уровне первого тона (диастола). Таким образом, оптимизация площади пересечения между копией и оригиналом приведет к компенсации разницы между систолой и диастолой, поэтому полученное смещение будет представлять их усредненное значение. Тогда можно заключить, что корреляционное свойство может быть использовано для определения систолы и диастолы, но требует разделения исходного участка массива  $Seg(s)$  на два подмассива: подмассив  $Seg_1(s)$ , содержащий импульсы первых тонов, и подмассив  $Seg_2(s)$  – вторых тонов. В реальной же работе алгоритма без классификации в один

подмассив могут попасть, как только первые тоны сердца, так и только вторые, а может быть так, что при отсутствии одного типа тонов на сигнале в обоих подмассивах окажутся тоны одного типа. Разделение и анализ массива  $Seg(s)$  на два подмассива должны производиться два раза: на тоны, расстояния между которыми составляет  $pRR_1$ , а далее та же операция с шагом в  $pRR_2$ . Схематичное разделение массива  $Seg(s)$ , содержащего и первый, и второй тон, по интервалу в  $pRR_1$ , где с позиции  $s$  следует первый тон, представлено на рисунке 30а.

Тогда для расчета разницы между систолой и диастолой  $Diff_{sd}$  необходимо применить следующую формулу:

$$R_1(s, k) = \sum_{t=0}^{cLen} Seg_1(s+t) \cdot Seg_2(s+t-k), R_1(i, k) = \sum_{t=0}^{cLen} Seg_1(i+t) \cdot Seg_2(i+t+k),$$

$$Diff_{sd} = |L_1 - L_2|, R_1(i, k) \rightarrow \max_{k=L_1}, R_2(i, k) \rightarrow \max_{k=L_2}, \quad (12)$$

где  $R_1(s, k)$  и  $R_2(s, k)$  – автокорреляционная функция сдвига  $Seg_2(s)$  в моменте времени  $s$  на  $k$  мс относительно  $Seg_1(s)$  в моменте времени  $s$  влево и вправо;

$Diff_{sd}$  – значение модуля разницы между  $L_1$  и  $L_2$ , которые являются экстремумами функций  $R_1(s, k)$  и  $R_2(s, k)$ , мс;

$L_1$  и  $L_2$  – экстремумы функций  $R_1(s, k)$  и  $R_2(s, k)$ , мс.

Сдвиги по  $L_{sd}$  схематично обоснованы на рисунке 30 (б–д).

Таким образом, для принятия решения о том, является ли  $pRR_1$   $L_{sd}$  или RR-интервалом, сводится к следующей системе правил:

- если  $pRR_1$  меньше 250 мс, то  $pRR_2$  – является RR-интервалом;
- если  $pRR_2$  больше 1200 мс или  $pRR_1$  больше 600 мс, то  $pRR_1$  – является RR-интервалом;
- если  $Diff_{sd}$ , рассчитанный по разделению  $Seg(s)$  по интервалу  $pRR_1$ , гораздо больше, чем  $Diff_{sd}$ , рассчитанный по разделению  $Seg(s)$  по интервалу  $pRR_2$ , то  $pRR_2$  – является RR-интервалом.

Далее для расчета параметров звуков сердцебиений на ФКГ используются следующие операции:

- значение пульса устанавливается, как RR-интервал по выбранному  $pRR_k$ ;
- амплитуда полезного сигнала определяется как медианное или среднее значение от разметки  $Seg(s)$  по выбранному  $pRR_k$  из списка  $Tones$ ;
- выраженность сигнала определяется как  $Severity$  выбранного  $pRR_k$ ;
- наличие громких звуков помех определяется по амплитуде полезного сигнала и тем импульсам, которые были не размечены.

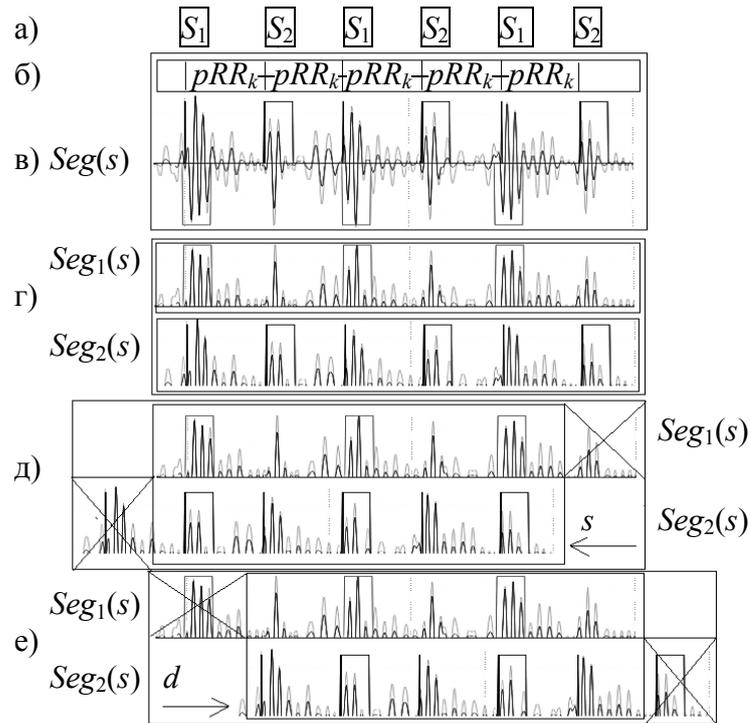


Рисунок 30 – Демонстрация сигнала ФКГ и процесса разметки массива сегментации  $Seg(s)$ .  
 а) экспертная аннотация звуков на S1 и S2, б) сетка разметки звуков с шагом  $pRR_k$ , в которую попало большинство сегментированных звуков, в) наложение массива сегментации  $Seg(s)$  на исходную ФКГ, г) разделение  $Seg(s)$  на четные и нечетные элементы, д) смещение  $Seg_2(s)$  на величину систолы  $s$ , е) смещение  $Seg_2(s)$  на величину диастолы  $d$

Полученный набор параметров, может быть использован для формирования механизмов поиска точки наилучшего размещения датчика и оценки динамики изменения качества сигнала на всей ФКГ во время проведения исследования. Пример разметки участка ФКГ (рисунок 31в), графиков функций корреляции (рисунок 31а), значений  $pRR_k$ , графика  $Diff_{sd}$  и параметров качества сигнала (рисунок 31б), представлены на рисунке 31.

Стоит отметить, что существует ошибка в определении  $pRR_k$ , который является RR-интервалом, когда полезный сигнал на ФКГ не выражен (низкое отношение сигнал-шум) или появляется фоновый звук-помеха, а также во время появления небольшой аритмии в сигнале человека (рисунок 32). Это связано с тем, что при плохом качестве могут существовать значительные искажения в определении границ звуков тонов (плохое качество), а резкие изменения в RR-интервалах (аритмия) могут исказить разницу между длиной систолы и диастолы. Поэтому полученные значения пульса в результате работы алгоритма оценки качества ФКГ не могут быть напрямую использованы для построения конечной КИГ, но могут использоваться для информирования пользователя прибора о текущем уровне ЧСС.

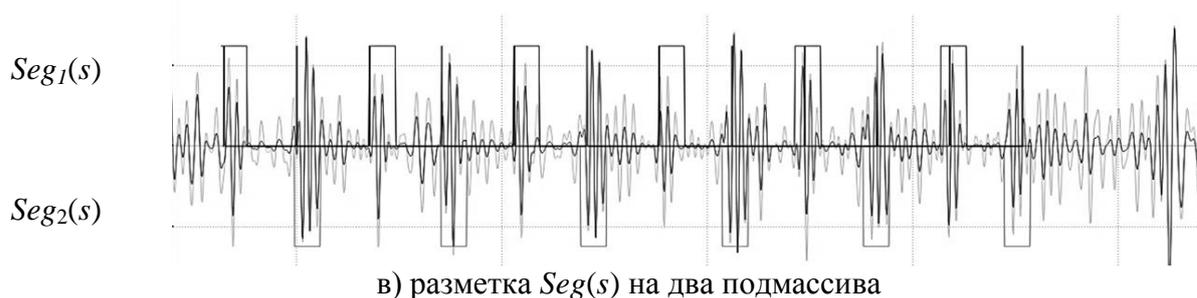
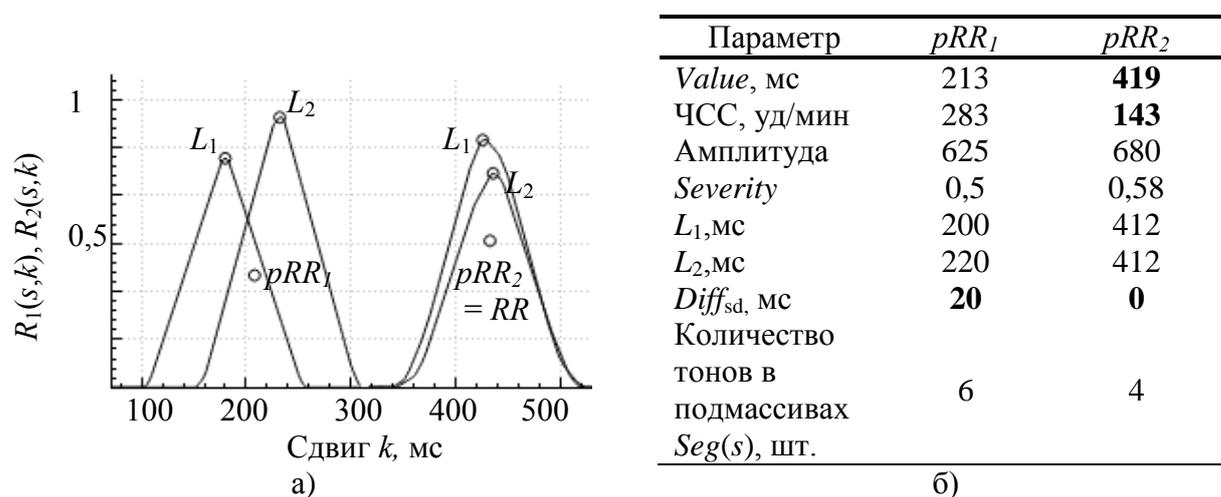


Рисунок 31 – Пример разделения массива  $Seg(s)$ . а) вывод графиков  $R_1(s,k)$  и  $R_2(s,k)$  для  $pRR_k$ , б) вывод полученных параметров оценки качества, в) разметка  $Seg(s)$  на два подмасса

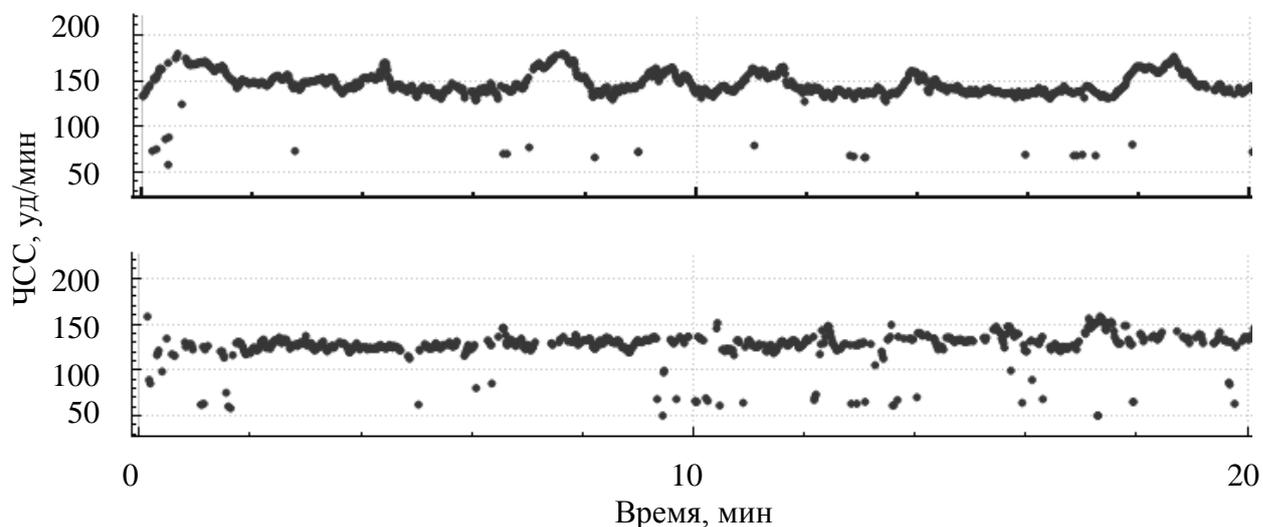


Рисунок 32 – Определение значения мгновенной ЧСС предложенным алгоритмом. Верхний ряд – ФКГ плода хорошего качества с ЧСС 136 уд/мин, нижний ряд – ФКГ плода среднего качества с ЧСС 133 уд/мин

Ввиду сложности потокового отображения значений ЧСС (анализ небольших участков) плода или матери, наблюдаемого на ФКГ, без использования классификатора первых и вторых тонов сердца и уточнения их границ полученный результат для данной задачи является

приемлемым. Но при этом дополнение полученного алгоритма методами классификации решит данную проблему. Также, как видно на рисунке 32, доля верного определения RR-интервала в этом алгоритме значительно превышает ложную классификацию, поэтому может быть использована для определения базального уровня, на котором находится график RR-интервала. Такое свойство можно использовать для того, чтобы свести все RR-процессы к одному графику RR-интервала. Как было описано в разделе 1.4, использование гистограммы распределения RR-интервалов может быть применено для определения базального уровня. Поэтому в работе для его расчета будет использоваться мода гистограммы, построенная по значениям пульса, полученным из алгоритма оценки качества ФКГ. Примеры гистограмм распределения пульса и RR-процессов представлены на рисунках 33–34. Стоит отметить, что гистограммы распределения RR-процессов представляют из себя смесь распределений, подобных нормальному распределению, при этом «купол» распределения RR-процесса с наибольшим ЧСС будет иметь меньший размах и более выраженную моду. Поэтому при анализе ФКГ человека с низкой ЧСС и наличием второго тона мода распределения будет относиться к  $L_{sd}$ .

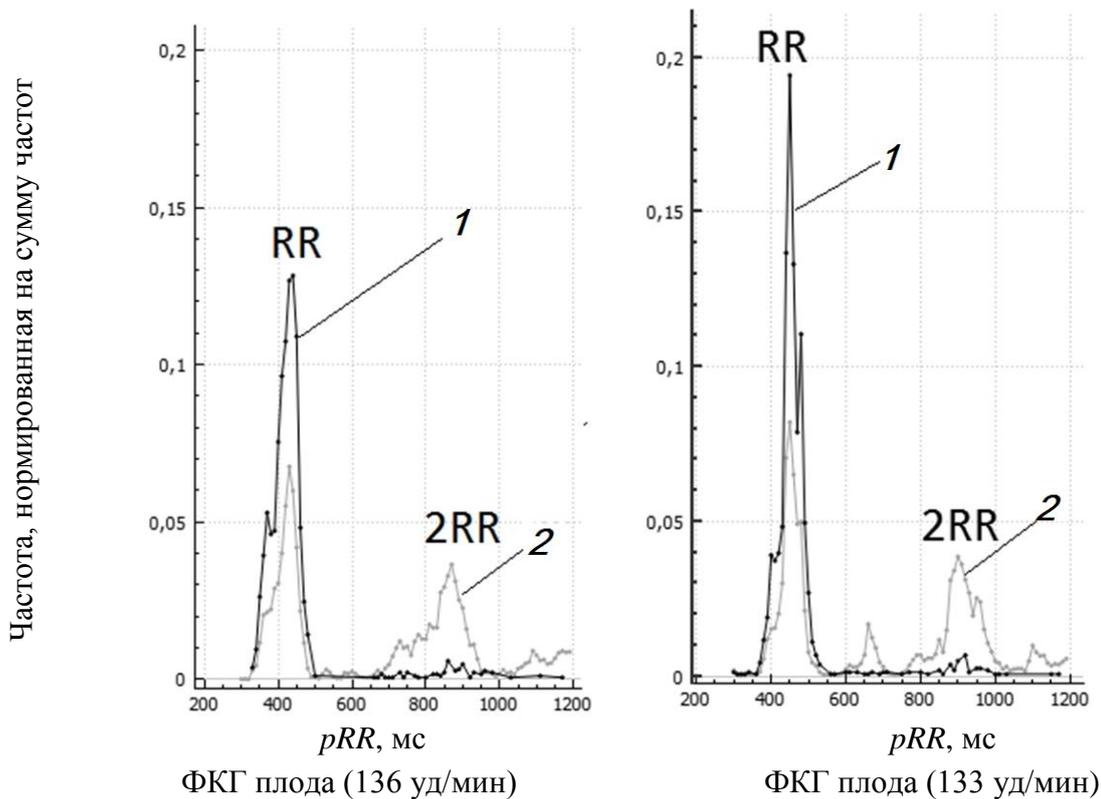


Рисунок 33 – Гистограммы распределений RR-интервалов, полученных алгоритмом определения сердцебиений (1), и точек из  $Point_{i,j}$  (2)

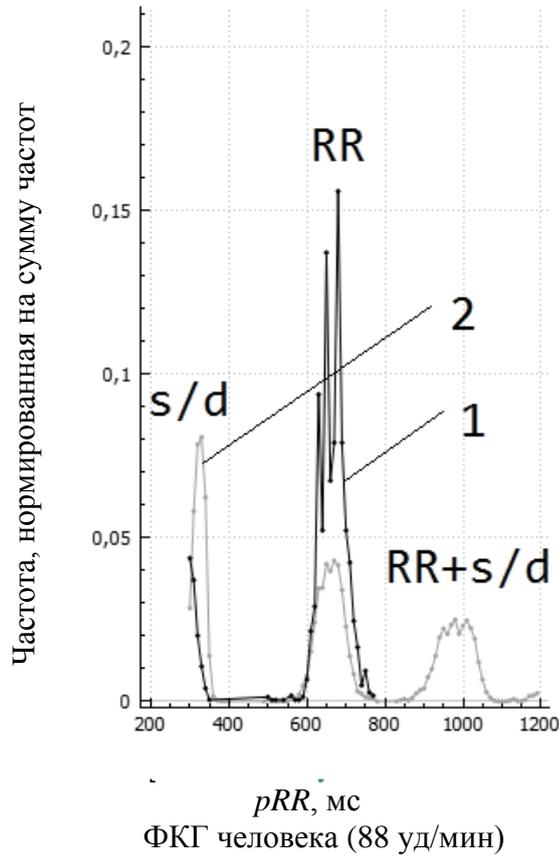


Рисунок 34 – Гистограммы распределений RR-интервалов, полученных алгоритмом определения сердцебиений (1), и точек из  $Point_{i,j}$  (2), где «s/d» – среднее значение между систолой и диастолой

Более подробно о возможности применения алгоритма определения сердцебиений плода на ФКГ для оценки качества ФКГ отражено в разделе 3.2, где проводится сопоставление результатов предложенного алгоритма с показаниями пульсометра для человека и со значениями пульса, рассчитанными экспертами на основании визуального анализа ФКГ плода.

Блок-схема полученного алгоритма представлена на рисунке 35. Алгоритм позволяет на основании разметки ФКГ на подобные тонам сердца звуки определять наличие сигнала сердца, показания ЧСС и другие критерии оценки качества входящего сигнала.

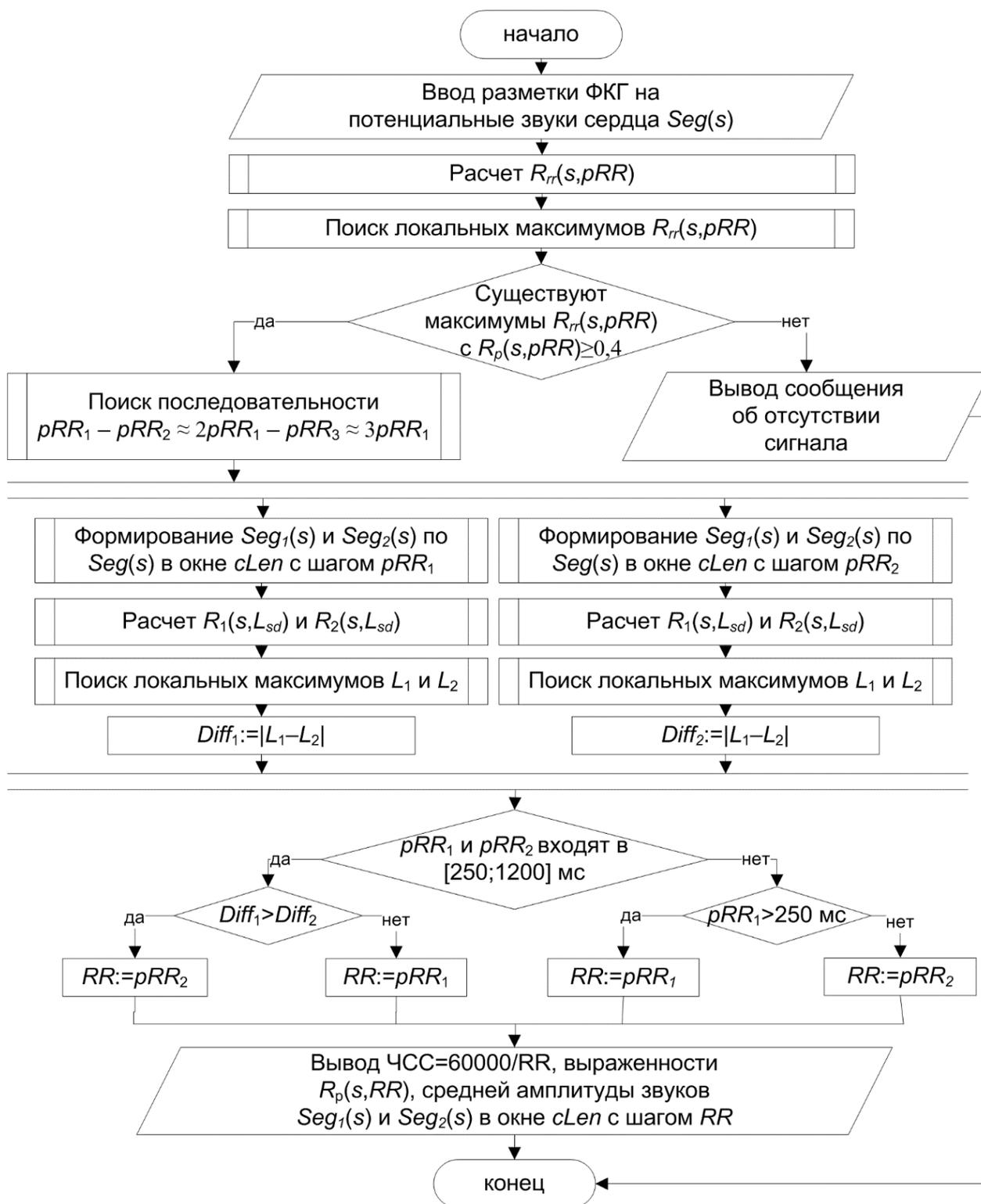


Рисунок 35 – Блок-схема потокового алгоритма определения сердцебиений плода на акустическом сигнале

## 2.5 Алгоритм построения КИГ плода на основе ФКГ

В работе целью алгоритма построения КИГ плода является формирование графика RR-интервала на основании точек  $Point_{i,j}$  и базального уровня  $RR_{basal}$ , полученных из алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнале. Проблема проведения данной операции заключается в том, что нельзя выделить график RR-интервала по некоторому доверительному интервалу около базального уровня ввиду возможной сильной variability пульса и наличия  $L_{sd}$  в  $Point_{i,j}$ . Кроме этого в любой момент времени при проведении исследования возможно появление материнского пульса. Несмотря на то, что в работе не рассматривается классификация тонов и пульса на материнские и фетальные, алгоритм должен разграничивать RR-графики, которые имеют значительную разницу в уровне пульса, так как физиологически такие моментные перепады значений ЧСС невозможны. Также стоит предусмотреть то, что возможны ситуации, когда присутствуют длительные сегменты потери сигнала плода.

Первоочередной задачей является преобразование  $Point_{i,j}$  к одному уровню, а именно, точки  $Point_{i,j}$  дополнить информацией о том, является ли точка RR-интервалом или она соотносится с RR-интервалом с некоторым коэффициентом  $nRR$ , кратным 0,5, то есть:

$$Point_{i,j}.nRR = \frac{Point_{i,j}.Value}{RR}. \quad (13)$$

Таким образом, если  $nRR$  равно 1, то текущая точка  $Point_{i,j}$  является RR-интервалом, а если  $nRR$  равно 0,5, то точка является  $L_{sd}$ . Далее данная операция будет называться сверткой.

Свертка будет совершаться с использованием кусочно-линейной аппроксимации методом наименьших квадратов (МНК) [110], идея применения которой в данном случае будет основана на том, что значение кусочно-аппроксимирующей функции может лежать на уровне текущего базального ритма, из которого не исключены акцелераций и децелераций (далее тренд). Поэтому предполагается, что точки из  $Point_{i,j}$ , которые входят в RR-интервал, не могут отклоняться от тренда на более чем  $\varepsilon$  мс.

Но стоит отметить, что на точках  $Point_{i,j}$  неприменим стандартный МНК, когда на вход метода поступают массив эмпирических данных  $x, y$ , а решение получается за одну итерацию минимизации:

$$F(a,b) = \sum_{i=0}^{aLen} (y_i - ax_i - b)^2 \rightarrow \min, \quad (14)$$

где  $aLen$  – длина массивов  $x, y$ ;

$a, b$  – коэффициенты линейной регрессии.

Поэтому первичная задача алгоритма – сформировать массивы  $x$ ,  $y$ . Принимается, что обработка будет происходить последовательно в окне  $aLen$ . Поэтому обход сигнала будет производиться с единичным шагом по  $i$  в  $Point_{i,j}$ , где  $i$  ввиду возможности потери сигнала имеет нерегулярную сетку. За один шаг будет накапливаться и обрабатываться один сегмент из  $Point_{i,j}$  длительностью  $aLen$  (approximate length). Далее будет следовать описание одного шага обработки:

1. На сегменте  $Point_{i,j}$  рассчитывается медиана минимальных значений  $pRR_{min}$ . Коэффициент  $a$  устанавливается в 0, а начальное приближение  $b$  рассчитывается, как:

$$b = \begin{cases} 2pRR_{min}, & pRR_{min} < 250 \text{ мс}, \\ pRR_{min}, & pRR_{min} \geq 250 \text{ мс}, \quad |pRR_{min} - RR_{basal}| \leq |2pRR_{min} - RR_{basal}|, \\ 2pRR_{min}, & \text{иначе} \end{cases} \quad (15)$$

2. Точка из сегмента  $Point_{i,j}$  вносится в  $x$ ,  $y$ , если существует такое  $nRR=[0,5;1 \dots 4]$ , что:

$$x_k = i, y_k = \frac{Point_{i,j}.Value}{nRR}, |ax_k + b - y_k| \leq \varepsilon, \quad (16)$$

где  $\varepsilon$  – допустимое отклонение от тренда ( $\varepsilon=30$  уд/мин, две амплитуды акцелерации).

3. Выполняется итерация МНК, если в  $y$  (длиною  $n$ ) попало 50 % от  $aLen$  по одной размерности  $j$ :

$$a = \frac{n \sum_k x_k y_k - \sum_k x_k \sum_k y_k}{n \sum_k x_k^2 - (\sum_k x_k)}, b = \frac{n \sum_k y_k - a \sum_k x_k}{n}. \quad (17)$$

4. Операции 2–3 повторяются один или более раз (выход по числу итераций) или до момента, когда не происходит изменение состава массивов  $x$  и  $y$  (выход по точности). Для промежуточных итераций  $\varepsilon$  устанавливается как минимальная амплитуда акцелерации.

5. Поле  $nRR$  точки из сегмента  $Point_{i,j}$  устанавливается в одно из значений  $nRR=[0,5;1 \dots 4]$  по правилу ( $\varepsilon=7$  уд/мин, половина амплитуды акцелерации):

$$Point_{i,j}.nRR = \begin{cases} nRR, & \left| ai + b - \frac{Point_{i,j}.Value}{nRR} \right| \leq \varepsilon. \\ -1, & \text{иначе} \end{cases} \quad (18)$$

Таким образом, если у точки  $Point_{i,j}$  определено значение  $nRR$ , неравное -1, то возможна свертка этой точки в один график RR-интервала по выражению (13). Также возможно использование полиномов более высокой степени в качестве аппроксимирующей функции при увеличении величины  $aLen$ . Пример результатов свертки представлен на рисунке 36.

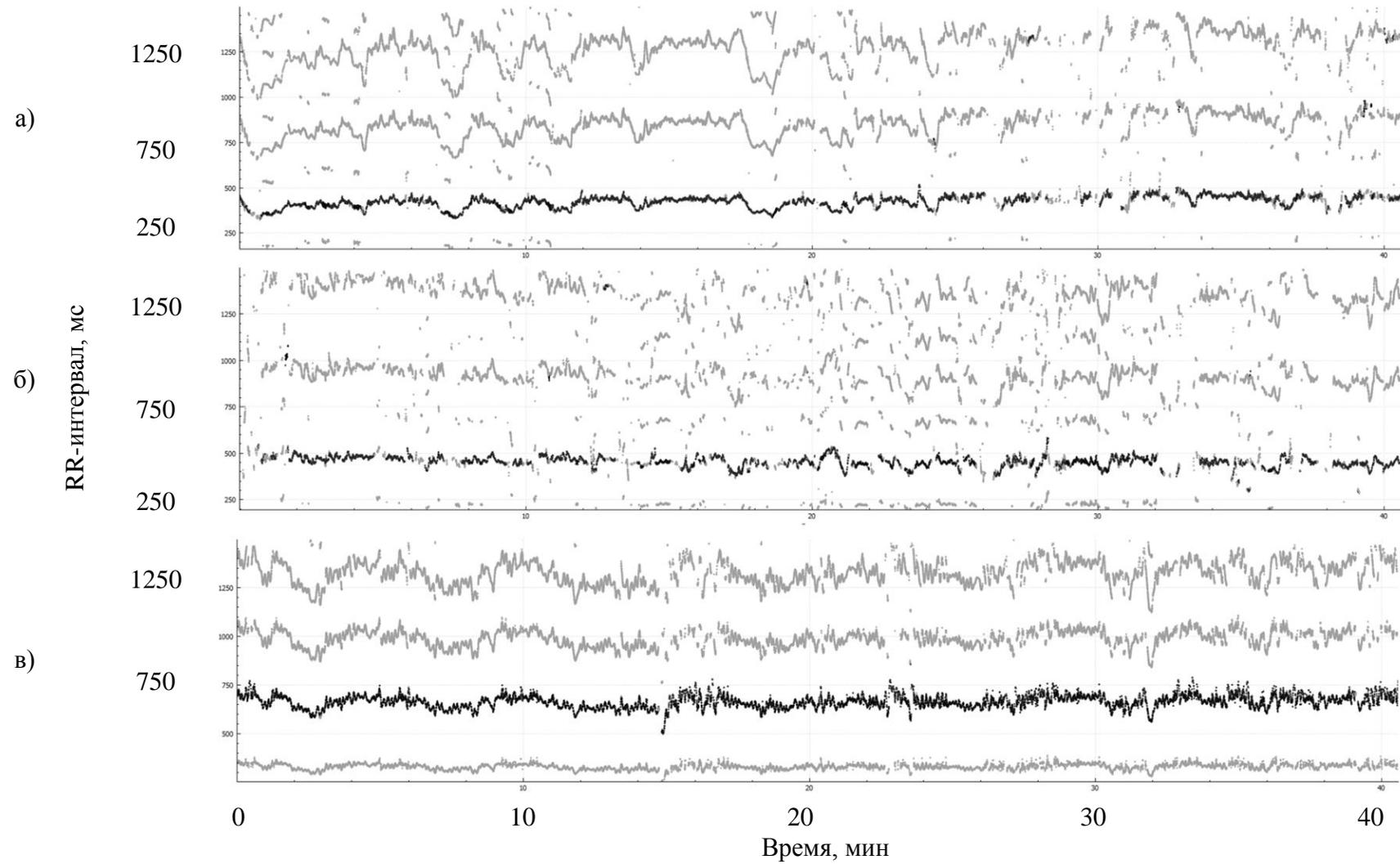


Рисунок 36 – Демонстрация результатов свертки RR-процессов. а) ФКГ плода (136 уд/мин), б) ФКГ плода (133 уд/мин), в) ФКГ человека (88 уд/мин)

Как и результаты пульсового графика в алгоритме оценки качества ФКГ, результат свертки не будет использоваться напрямую для построения КИГ, а будет применен для дальнейшей разметки RR-процессов.

Если в операции свертки было использовано свойство близкого размещения точек к тренду, то далее будет применено другое свойство: представление идеального графика RR-интервала как связного графа. Для того чтобы было возможно данное представление необходимо определить критерии связности точек-вершин. Точка  $Point_{i,j}$  будет являться связной точке  $Point_{k,l}$ , если выполняются условия:

- расстояние между точками по времени не превышает максимального значения RR-интервала (1200 мс);
- отклонение между полями  $Value$  не превышает 60 мс (из методов определения базального ритма в разделе 1.4).

На следующем этапе используется возможность определения положения диапазона стабильного ритма ЧСС (см. ПСП в разделе 1.4) по гистограмме распределения RR-интервала. Тривиально, что при построении гистограммы на небольшом временном отрезке около моды гистограммы будет лежать основная доля точек  $Point_{i,j}$  этого отрезка, которые входят в RR-интервал. Тогда возможно определить некоторый «доверительный интервал» около моды на гистограмме, в котором лежат точки стабильного ритма. Далее они будут называться надежными точками. При этом надежные точки входят в кластеры, следовательно, все точки  $Point_{i,j}$ , которые входят в кластер с надежными точками, можно считать также надежными. Но, с другой стороны, при возможности возникновения сегментов ЧСС матери на графике RR-процессов требуется не только определение моды гистограммы в текущем сегменте времени, но и проверка того, что эта мода незначительно отклонена от базального ритма на допустимый уровень.

Следуя вышесказанному, необходимо пройти в некотором небольшом окне (2,5–5 мин) по времени весь график RR-процесса. Внутри этого окна определять моду гистограммы и ее «доверительный интервал», проверять его на соответствие базальному ритму, а далее проводить поиск тех кластеров, точки которого входят в этот «доверительный интервал». Но если посмотреть на гистограмму распределения RR-процессов на рисунке 36, то можно увидеть, что на ней модой будет являться более маленькое по величине значение RR-процессов, то есть она может определять  $L_{sd}$ . А гистограмма RR-интервала, рассчитанного алгоритмом определения сердцебиений на ФКГ, в зашумленном сигнале на маленьких временных диапазонах может иметь «спорную» моду. Решением в данном случае является построение гистограммы по результату свертки RR-процессов с использованием выражения (13). Результаты полного комплекса операций представлены на рисунке 37.

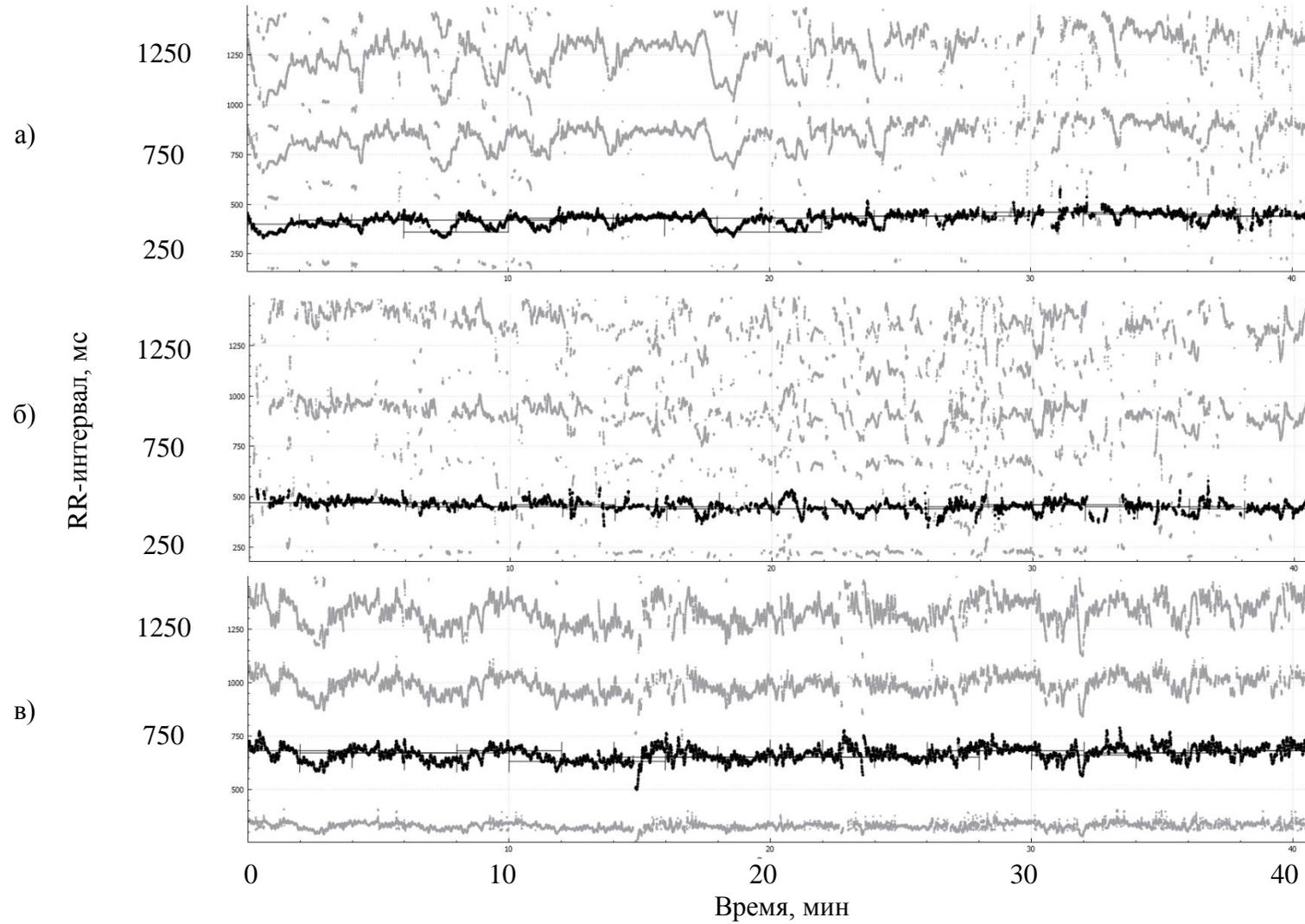


Рисунок 37 – Демонстрация гистограммно-кластерной фильтрации RR-процессов. а) ФКГ плода (136 уд/мин), б) ФКГ плода (133 уд/мин), в) ФКГ женщины (88 уд/мин)

Для конечного формата выдачи полученной КИГ для разметки паттернов оценки состояния ССС плода необходимо преобразовать ее в соответствии с требованиями алгоритмов данной разметки. В качестве примера автор произвел постфильтрацию КИГ путем ее усреднения в рамках сегментов длительностью 500 мс. Обоснование допустимости такого типа фильтрации представлено в работе [111]. Пример использования комплекса алгоритмов, описанных в работе, представлен в приложении А, где в рамках проекта 1к-МФ конфигурируется макет отчета об проведенном исследовании состояния ССС. Экспериментальное исследование алгоритма построения КИГ плода и комплекса алгоритмов представлены в разделах 3.1–3.4.

Стоит отметить, что описанный комплекс алгоритмов не производит классификацию тонов и пульса на фетальные и материнские, поэтому при наличии на сигнале сердцебиений матери, близких к ЧСС плода (например, 120 и 100 уд/мин), а также если материнскую компоненту невозможно исключить полосовой частотной фильтрацией, в особенности если в этот момент времени ФКГ имеет плохое качество или сигнал плода отсутствует, то на рассчитанном КИГ могут быть определены резкие скачки от ЧСС плода к ЧСС матери и обратно и алгоритм не будет иметь возможность разделить такие RR-процессы.

Разрешение таких ситуаций может быть произведено путем обработки двухканальной ФКГ, когда первый канал захватывается датчиком с поверхности живота матери (абдоминально), а на втором канале регистрируется сигнал с груди беременной (материнский). В таком случае можно проследить корреляцию между пульсом, полученным с канала плода, и пульсом, регистрируемым с матери, и исключать коррелирующие сегменты ЧСС.

Также стоит заострить внимание, что существуют работы, направленные на «разделение» ФКГ (не КИГ) на фетальную и материнскую. Например, в работе [112] производится попытка подавления шума и извлечения на абдоминальной ФКГ интервалов тонов сердца матери путем совместной обработки материнской и абдоминальной ФКГ с помощью нейронной сети. В работе [113] такая же обработка проводится с помощью обычного метода наименьших квадратов и рекурсивного метода наименьших квадратов. Но такой подход имеет ряд недостатков – сигнал, захваченный с сердца матери и звук аорты/артерии матери, который может быть захвачен с поверхности живота беременной, будут иметь ряд отличий: «ресинхронизация» интервалов тонов сердца матери на двух ФКГ из-за разных источников звука, разные параметры звука тонов в частотно-амплитудном представлении.

## **2.6 Заключение. Применение полученных алгоритмов в системе мобильного мониторинга оценки ССС плода**

Сформированный комплекс алгоритмов может быть использован в системах мобильного мониторинга оценки состояния ССС плода и определяет методику обработки и анализа ФКГ плода. Общую схему взаимодействия модулей системы (рисунок 38), которые реализовывают комплекс алгоритмов диссертационного исследования, с другими элементами системы можно описать следующим образом. Первично происходит захват и предварительная обработка пакета одноканальной или двухканальной ФКГ (абдоминальная и материнская) с целью повышения выраженности звуков сердца (не артерий). Результат предварительной обработки ФКГ поступает в алгоритм определения подобных тонам сердца звуков, который формирует усиленный для выслушивания аудиосигнал и результаты сегментации потенциальных тонов сердца на ФКГ. Аудиосигнал выводится на наушники смартфона. Для повышения надежности могут быть задействованы внешние алгоритмы классификации результатов сегментации на типы тонов сердца. Далее алгоритмом определения сердцебиений строится график потенциальных RR-интервалов, определяются параметры оценки качества ФКГ. Полученные параметры отображаются пользователю в графический интерфейс. Дополнительно могут быть задействованы внешние алгоритмы сопровождения проведения исследования, которые могут давать рекомендации пользователю. Например, сообщить о потере сигнала, наличии громкого шума, мешающего исследованию, рекомендации для поиска точки размещения датчика, сигнализации о повышенном сердцебиении.

При завершении исследования график потенциальных RR-интервалов обрабатывается алгоритмом построения КИГ. При наличии второго канала материнской ФКГ на этом этапе пульс матери может исключаться из участков ФКГ плода. Полученная КИГ форматируется в вид, пригодный для дальнейшего анализа, и отправляется во внешний модуль разметки КИГ и получения параметров оценки состояния ССС плода. Полученные результаты выводятся пользователю, дополнительно может быть запущен процесс отправки результатов лечащему врачу беременной для контроля ее состояния.

Данная логика системы частично реализуется в мобильном приложении 1к-МФ для эксплуатации одноименного прибора. Существуют огромные перспективы в дополнении и доработки комплекса алгоритмов для повышения качества результатов, а также расширении внедрения телемедицинских технологий в данную сферу.

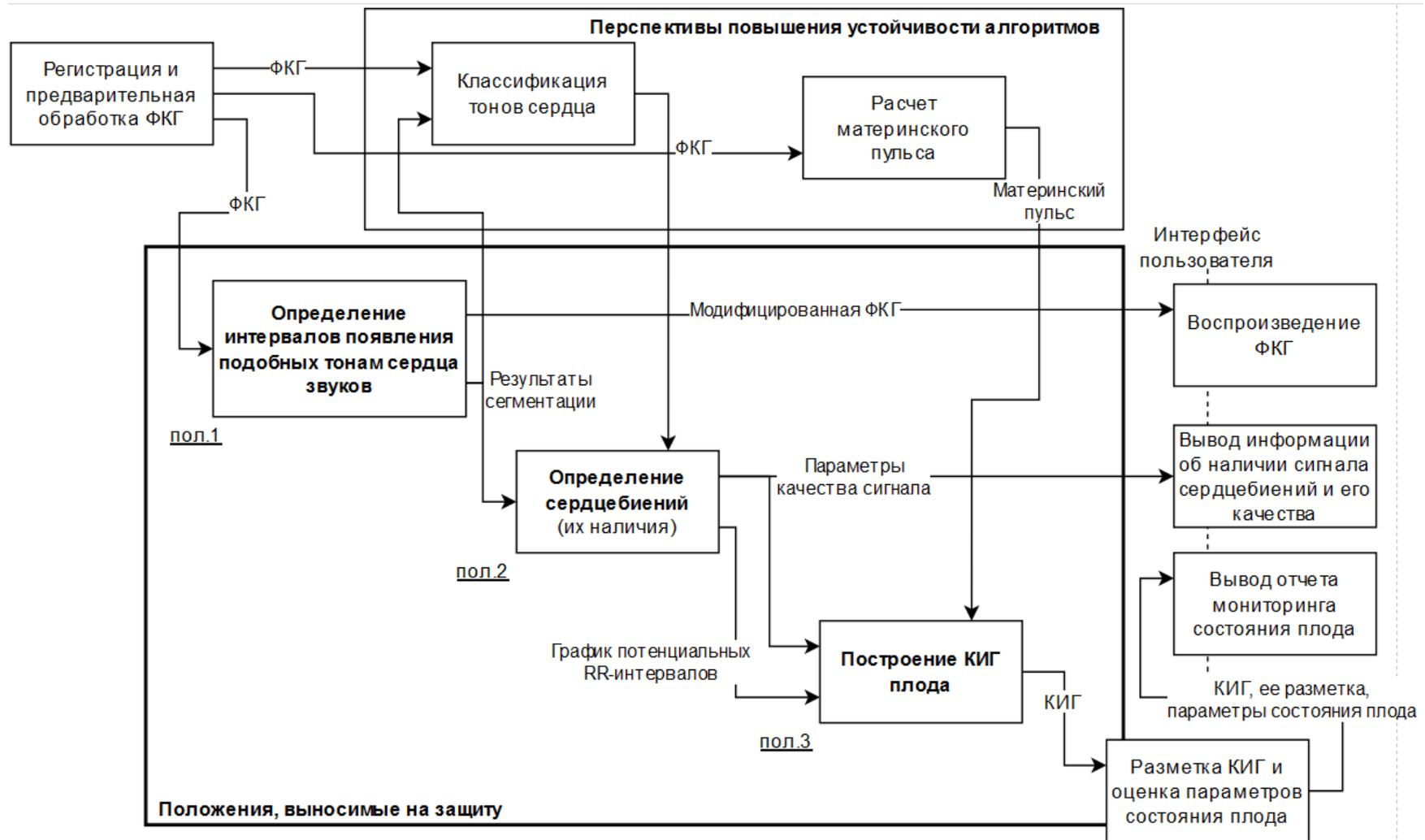


Рисунок 38 – Схема системы мобильного мониторинга ССС плода и возможное применение комплекса алгоритмов диссертационной работы в рамках ее архитектуры

### Глава 3. Описание экспериментальных исследований

Целью проведения экспериментальных исследований является оценка достоверности полученных результатов работы, как полного комплекса алгоритмов, так и его отдельных этапов. Для данного исследования использовались три подхода: сравнение полученных результатов с результатами референтных методов, визуальный анализ результатов и проверка наличия ожидаемого поведения в изменении получаемых алгоритмом данных на контролируемо создаваемые события.

В рамках исследовательской работы проводится 5 видов экспериментов:

- анализ результатов сегментации звуков тонов сердца на исходной ФКГ алгоритмом определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков. Проводится сравнение полученных результатов с результатами референтных методов (огибающая Гилберта-Хуанга и энергия Шеннона). В качестве эталона для разметки ФКГ на звуки сердца использовались аудиосигналы, получаемые с фетальных мониторов (ФМ), основанных на ультразвуковой доплерографии, и электрокардиограмма;

- проверка реакции алгоритма определения сердцебиений плода на акустическом сигнале на события удаления акустического датчика от источника звуков сердечной деятельности (сердца) и внесения механических помех в сигнал;

- проверка соответствия средних пульсовых значений, получаемых алгоритмом определения сердцебиений плода, со значениями пульсометра и данными пульса, рассчитанными экспертами в результате визуального и аудиального анализа ФКГ;

- формирование критериев оценки устойчивости алгоритма построения КИГ плода при отсутствии классификации звуков на тоны сердца и анализа материнского пульса, проверка соответствия результатов алгоритма построения КИГ плода этим критериям;

- сопоставление графика КИГ, полученного комплексом алгоритмов, с КИГ плода КТГ при одновременной регистрации сигналов КТГ и ФКГ, а также с КИГ человека, полученных на основе разметки ЭКГ и разметки ФКГ посредством ЭКГ.

Проведенное экспериментальное исследование позволяет оценить применимость комплекса алгоритмов в рамках системы мобильного мониторинга состояния ССС плода, обозначить условия и ограничения его работы, сделать выводы о том, что комплекс алгоритмов реализует альтернативный подход мониторинга состояния ССС плода на основании мобильных устройств низкой стоимости в сравнении с существующими решениями.

### 3.1 Сравнение алгоритма определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков с референтными методами

Целью эксперимента является оценка качества сегментации тонов сердца на исходной ФКГ алгоритмом определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков. Для этой оценки использовалась эталонная разметка ФКГ на звуки S1 и S2. Было необходимо провести подсчет количества сегментированных звуков, которые отмечены на эталоне как S1 и S2, кроме этого оценить количество звуков, которые не соответствуют эталонной разметке – иных звуков (помехи), а также отметить способность алгоритма избегать расщепления звука тона на две компоненты при его сегментации (S1 – на митральную и трикуспидальную, S2 – на легочную и аортальную). Для оценки соответствия результатов алгоритма референтным методам были выбраны наиболее часто используемые методы сегментации звуков тонов сердца – сегментация огибающей Гилберта и сегментация усредненной энергии Шеннона. Усредненная энергия Шеннона рассчитывалась по следующей формуле:

$$Shannon(s) = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{300мс} v^2(s+i) \cdot \log v^2(s+i), \quad (19)$$

где  $N$  – окно усреднения энергии Шеннона, равное 20 мс;

$v(s)$  – исходная ФКГ [114].

Для сегментации звуков использовался динамический порог сегментации, равный усредненному значению заданной функции (энергии и огибающей) в окне  $s \pm 300$  мс. Были исключены те сегментированные звуки из разметки, длительность которых не превышает 20 мс.

Для первого этапа эксперимента был произведен захват сигналов ФКГ и сигналов ФМ (ультразвуковая эхокардиография) с поверхности груди человека на основании сердца. ФКГ регистрировался с помощью прибора 1к-МФ (ООО «Диагностика+», г. Томск), сигналы ФМ были получены с бытовых приборов «Pocket Fetal Monitor» и «AngelSound» (аудиовыход). Данные ФМ были использованы для эталонной разметки ФКГ на S1 и S2, а именно – если на ФКГ визуально присутствовал звук S1 или S2 и в тот же момент времени данный звук присутствовал на сигнале ФМ, то он вносился с необходимой аннотацией в эталонную разметку. Длительность одной записи составляла около 1–2 мин. Так как описанные выше сигналы являются сигналами человека, из имеющегося набора данных ФКГ плода автором случайным образом был выбран сигнал, который не обеспечен референтным сигналом ФМ. Разметка прошла проверку на соответствие тремя специалистами с высшим медицинским образованием.

Примеры небольших участков сигналов, используемых для исследования, представлены на рисунках 39–41.

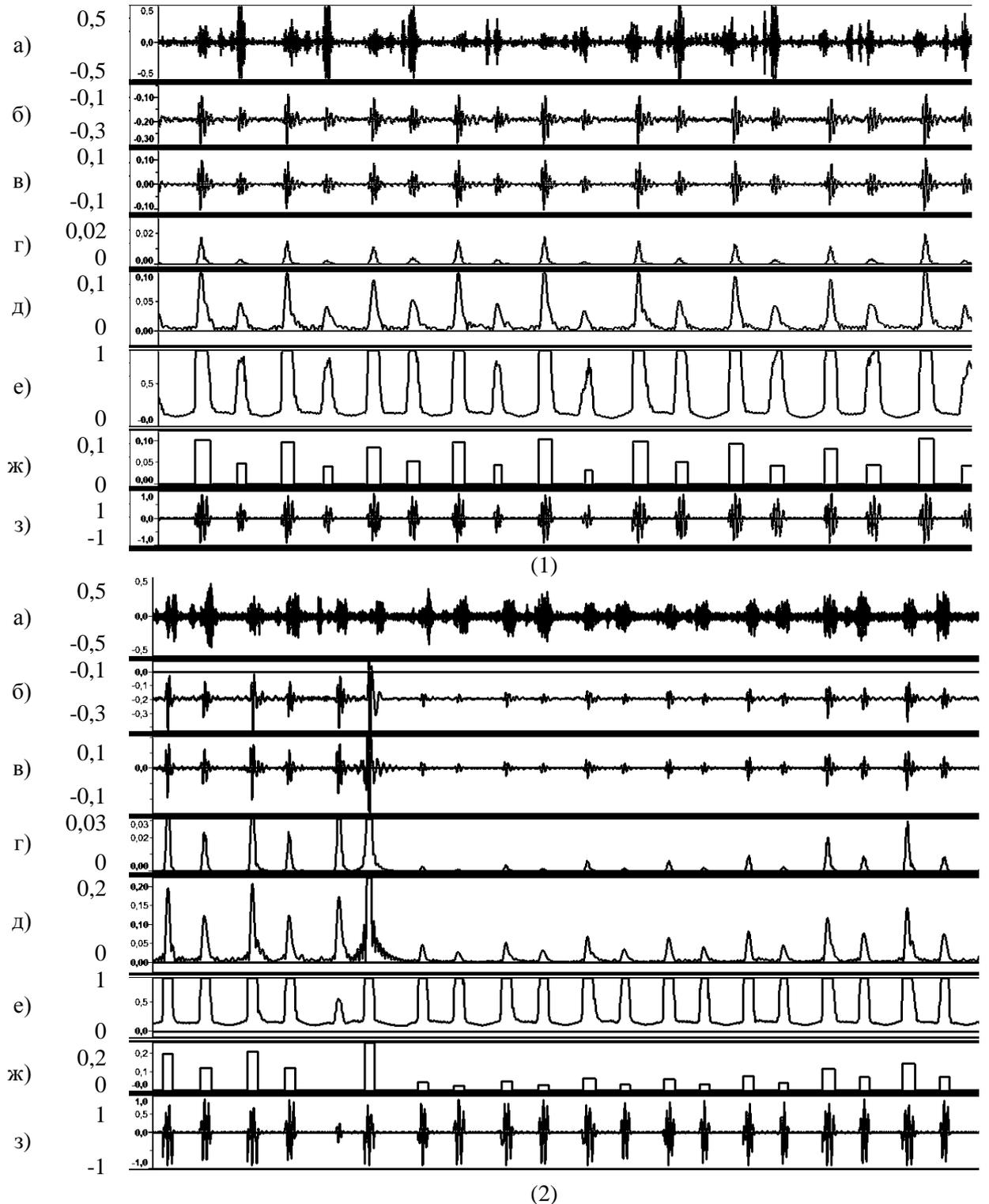


Рисунок 39 – Сравнение результатов промежуточных этапов предложенного алгоритма с сигналами ФМ «Packet Fetal Monitor» (1) и «AngelSounds» (2), а также с референтными методами. а) сигнал ФМ, б) исходная ФКГ, в) ФКГ после предварительной фильтрации, г) энергия Шеннона, д) огибающая Гилберта, е) кривая rNLF, ж) результат сегментирования потенциальных тонов сердца, з) отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство

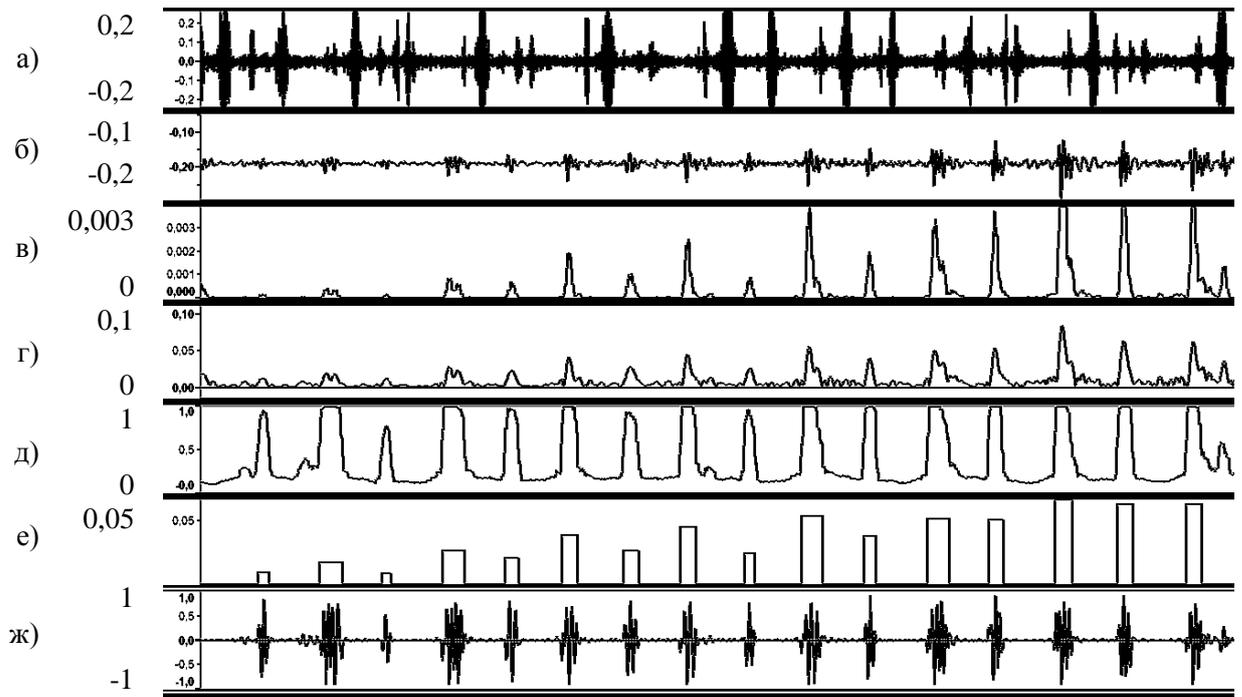


Рисунок 40 – Сравнение результатов промежуточных этапов предложенного алгоритма с сигналом ФМ «Packet Fetal Monitor», а также референтными методами, при захвате сигналов с человека. а) сигнал ФМ, б) исходная ФКГ, в) энергия Шеннона, г) огибающая Гилберта, д) кривая  $rNLF$ , е) результат сегментирования потенциальных тонов сердца, ж) отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство

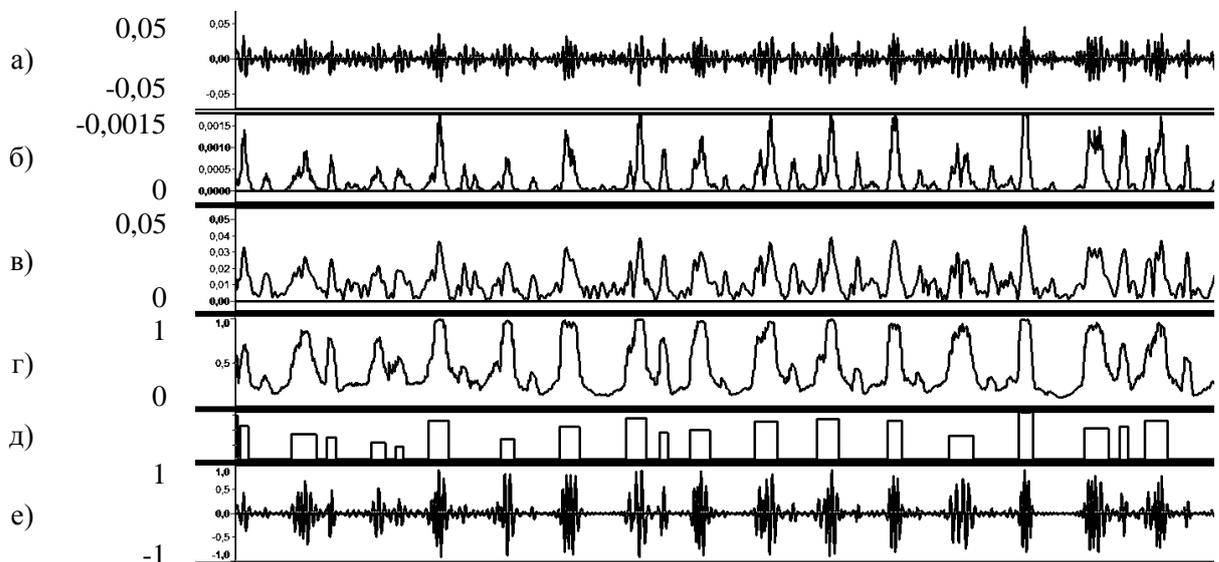


Рисунок 41 – Сравнение результатов промежуточных этапов предложенного алгоритма при обработке ФКГ плода с результатами референтных методов. а) обработка ФКГ, б) энергия Шеннона, в) огибающая Гилберта, г) кривая  $rNLF$ , д) результат сегментирования потенциальных тонов сердца, е) отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство

В приложении Б продемонстрированы другие сегменты набора данных, использованного для экспериментального исследования (с указанием номера набора данных, который представлен в таблице 4).

В результате проведенного исследования было выявлено, что при сравнении результатов предложенного алгоритма с сигналами ФМ и результатами референтных методов прослеживается соответствие полученной разметки ожидаемым интервалам появления тонов сердца. Было выявлено, что внутри интервалов сегментации коэффициента  $pNLF$  присутствует локальный максимум сигналов энергии Шеннона и огибающей Гилберта. Можно сделать выводы о том, что предложенный алгоритм повторяет результаты референтных методов. Был произведен подсчет выделенных звуков  $S1$ ,  $S2$  и иных звуков на результатах эталонной разметки, на сегментации предложенного алгоритма и референтных методов (таблица 4). При этом для сегментации коэффициента  $pNLF$  использовался статический порог сегментации, что означает, что алгоритм нечувствителен к перепадам амплитуды полезного сигнала, а также корректно модифицирует ФКГ до уровня, воспринимаемого слуховой системой человека, в моменты возникновения первых тонов сердца.

Стоит отметить, что выбранный набор данных обеспечил оценку результатов в двух аспектах: исследовался сигнал сердца человека в различных точках, поэтому место размещения датчика не повлияло на способность алгоритма сегментировать первые тона сердца; были проанализированы сигналы и человека, и плода, что говорит о том, что предложенный алгоритм применим для двух типов биологических сигналов.

При этом на рисунках, представленных в приложении Б, можно увидеть, что сегментация коэффициента  $pNLF$  в большем числе случаев не приводит к «расщеплению тонов» по сравнению с сегментацией энергии Шеннона и огибающей Гилберта. Можно увидеть, что сегментация огибающей Гилберта, кроме звуков  $S1$  и  $S2$ , выделяет большее количество иных звуков на ФКГ, чем предложенный алгоритм. Численная интерпретация данных выводов не продемонстрирована в результате данного анализа, ввиду не репрезентативности набора данных, поэтому для получения более качественной оценки был произведен второй этап эксперимента.

Во втором этапе эксперимента использовался набор данных EPHNOGRAM [115-117], содержащий сигналы параллельной записи ФКГ и ЭКГ с основания сердца человека в моменты покоя и физических нагрузок. Поэтому диапазон ЧСС, присутствующий на сигналах, колеблется от 50 до 190 уд/мин, что позволяет оценить работу алгоритма на широком диапазоне ЧСС, соответствующем и плоду, и человеку, внутри одного сигнала. Из 69 сигналов были выбраны 58 сигналов, длительность которых составляет 30 мин, а также присутствует сигнал сердцебиений на ФКГ и ЭКГ одновременно.

Таблица 4 – Сравнение результатов предложенного алгоритма с сигналами ФМ и результатами сегментации референтных методов

Набор данных	Основа для сегментации							
	звуки S1				звуки S2			
	эксперт - эталон	огигающ. Гилберта	энергия Шеннона	коэфф. pNLF	эксперт - эталон	огигающ. Гилберта	энергия Шеннона	коэфф. pNLF
	число сегментированных звуков, шт							
Набор данных 1, ФМ: «Pocket Fetal Monitor» Источник: человек, фиксированная точка захвата ФКГ	108	108	108	108	111	111	97	103
Набор данных 2, ФМ: «AngelSounds» Источник: человек, фиксированная точка захвата ФКГ	130	130	128	128	128	127	108	123
Набор данных 3, ФМ: «Pocket Fetal Monitor» Источник: человек, разные точки захвата ФКГ	130	130	128	128	128	127	108	123
Набор данных 4, ФМ: - Источник: плод	375	362	360	373	366	117	71	146
	процент сегментированных звуков от эталона, %							
Набор данных 1, ФМ: «Pocket Fetal Monitor» Источник: человек, фиксированная точка захвата ФКГ	–	100,00	100,00	100,00	–	100,00	87,39	92,79
Набор данных 2, ФМ: «AngelSounds» Источник: человек, фиксированная точка захвата ФКГ	–	100,00	98,46	98,46	–	99,22	84,38	96,09
Набор данных 3, ФМ: «Pocket Fetal Monitor» Источник: человек, разные точки захвата ФКГ	–	100,00	100,00	100,00	–	85,38	66,92	87,69
Набор данных 4, ФМ: - Источник: плод	–	96,53	96,00	99,47	–	31,97	19,40	39,89

С помощью алгоритмов, предложенных в работе [115], на основании разметки ЭКГ были получены позиции ближайших максимумов огибающей сигнала ФКГ, которые были аннотированы на звуки S1 и S2. Из разметки были исключены помеченные позиции S1, за которыми не следуют S2, и наоборот. Полученная разметка была принята за эталон. Далее для результатов сегментации предложенного алгоритма, энергии Шеннона и огибающей Гилберта подсчитывалось число звуков, внутри интервалов которых лежит разметка эталона. Все звуки, которые не соответствовали этому условию, были помечены, как иные звуки. Если же внутри одного сегментированного звука попадало две позиции разметки эталона, то этот звук помечался как «слипшийся тон». Также на наборе данных присутствуют участки сигналов, где S2 значительно выражен, а S1 визуалью неразличим, поэтому кроме подсчета отдельных звуков, производился подсчет сегментов одного цикла биения, где был сегментирован или S1, или S2, или оба звука одновременно. Описание сигналов в наборе данных EPHNOGRAM представлено в приложении В. Полные таблицы результатов эксперимента представлены в приложении Г. Для удобства интерпретации полученных результатов введены параметры:  $T_{\%}$  – процент сегментированных звуков заданным методом от эталонной разметки,  $dT$  – отклонение  $T_{\%}$  по сегментации коэффициента pNLF от  $T_{\%}$  заданного метода. На рисунке 42 представлены диаграммы «ящик с усами» для параметра  $T_{\%}$  сегментации звуков первого тона на огибающей Гилберта, энергии Шеннона и коэффициента pNLF.

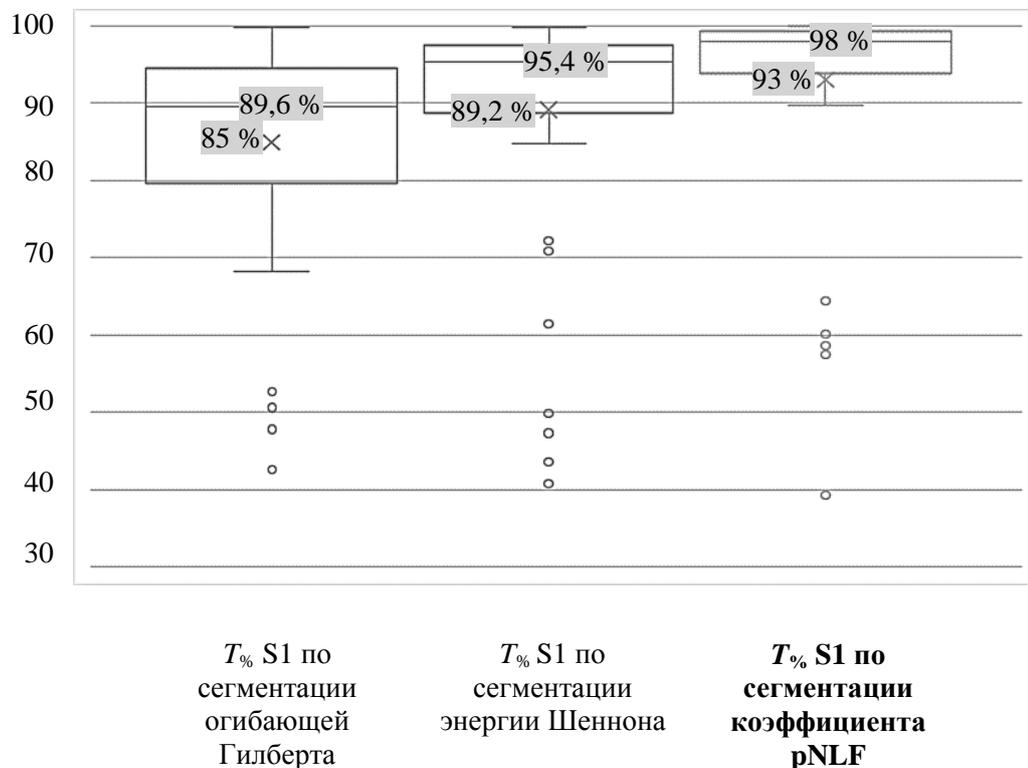
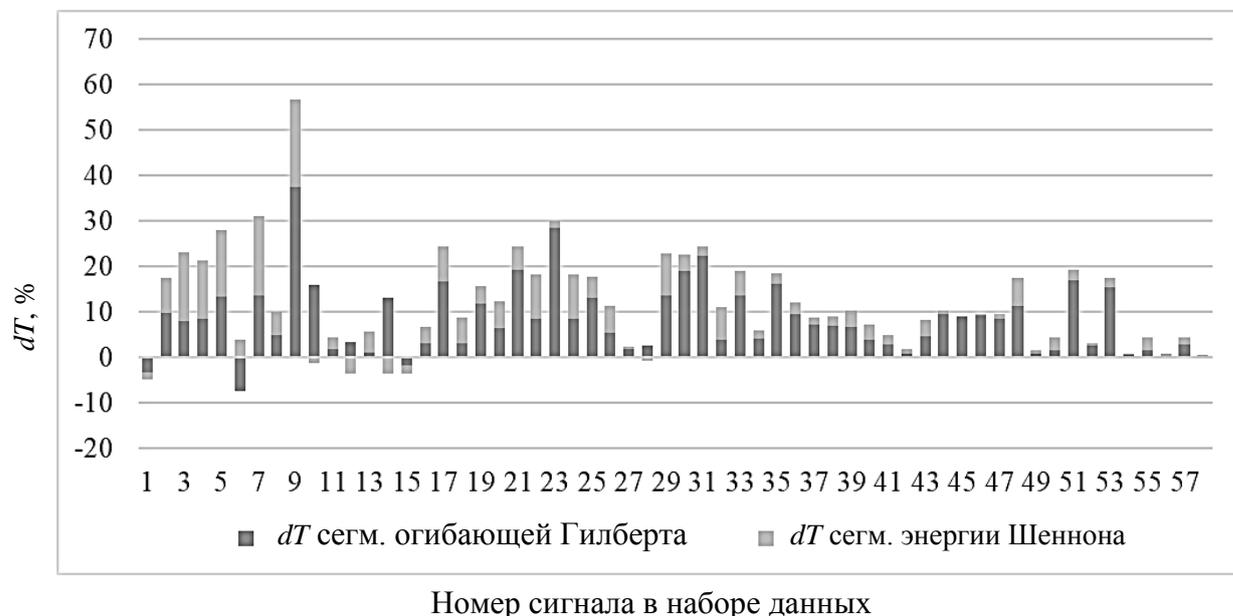


Рисунок 42 – Процент  $T_{\%}$  сегментированных звуков S1 предложенным алгоритмом и референтными методами от эталонной разметки (отмечены среднее значение и медиана)

Выбросы значений  $T_{\%}$  на рисунке 42 обосновываются качеством ФКГ и ЭКГ, а также отсутствием звука S1 на участках ФКГ. Поэтому интересным для оценки является параметр  $dT$ , который может указать, насколько предложенный алгоритм сегментации качественней производит сегментацию интервалов звука S1 внутри одного сигнала по сравнению с референтными методами (рисунок 43).

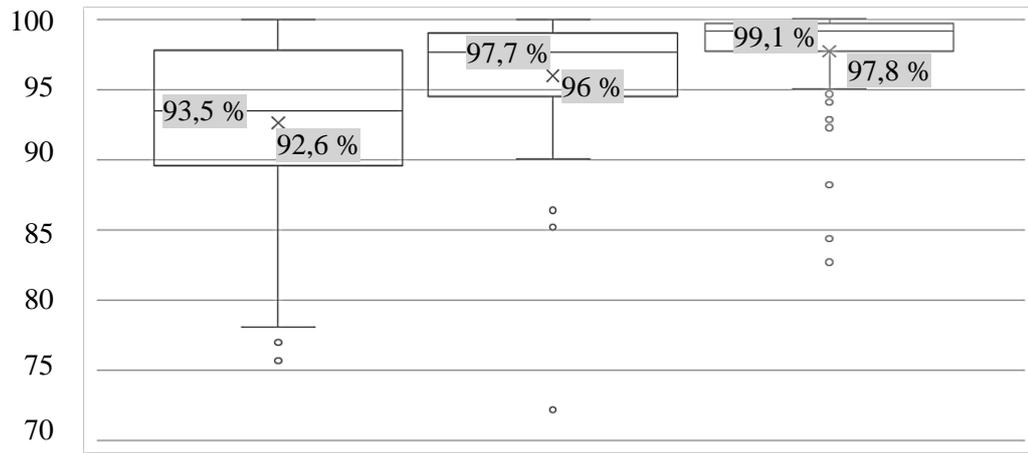


Номер сигнала в наборе данных

Рисунок 43 – Параметр  $dT$  – отклонение  $T_{\%}$  первых тонов по сегментации коэффициента pNLF от  $T_{\%}$  заданного метода для отдельных сигналов из набора данных EPHNOGRAM

Как видно из рисунков 42–43, в большинстве случаев предложенный алгоритм выделяет больший процент звуков S1 по сравнению с референтными методами как в целом по выборке, так и для отдельных сигналов.

Как было сказано выше, в наборе данных EPHNOGRAM могут присутствовать сегменты ФКГ, где отсутствует или практически не прослеживается звук S1. И так как для алгоритмов расчета ЧСС интерес представляет любая последовательность звуков S1 или S2, был произведен подсчет количества циклов биений сердца ФКГ, где заданным методом был сегментирован хотя бы один из звуков (S1 или S2). На рисунке 44 представлены диаграммы «ящик с усами» параметра  $T_{\%}$  для сегментации звуков одного цикла биения сердца на огибающей Гилберта, энергии Шеннона и коэффициента pNLF. На рисунке 45 для заданного параметра отображен график  $dT$ . По полученным графикам можно также сделать выводы о том, что предложенный алгоритм сегментации качественней производит выделение звуков S1 и S2, как в целом по выборке, так и для отдельных сигналов. При этом крайняя граница  $T_{\%}$  без учета предполагаемых выбросов для предложенного метода составляет 95 %, когда для сегментаций огибающей Гилберта и энергии Шеннона она составляет 78 % и 90 %.



$T_{\%}$  сердцебиений  
по огибающей  
Гилберта

$T_{\%}$  сердцебиений  
по энергии  
Шеннона

$T_{\%}$  сердцебиений  
по коэффициенту  
pNLF

Рисунок 44 – Процент  $T_{\%}$  сегментированных звуков одного цикла биения (хотя бы один звук S1 или S2 в цикле) предложенным алгоритмом и референтными методами от эталонной разметки (отмечены среднее значение и медиана параметра)

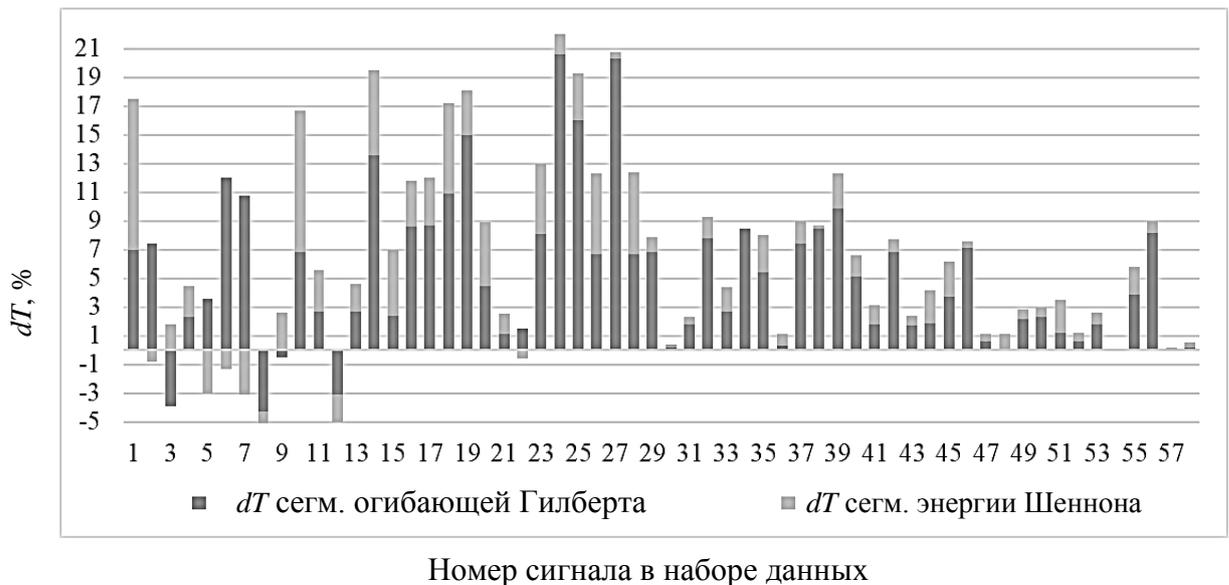


Рисунок 45 – Параметр  $dT$  – отклонение  $T_{\%}$  одного цикла биения (хотя бы один звук S1 или S2 в цикле) по сегментации коэффициента pNLF от  $T_{\%}$  заданного метода для отдельных сигналов из набора данных EPHNOGRAM

Отдельным аспектом для алгоритмов сегментации звуков сердца является количество иных сегментированных звуков, так как при хорошем параметре  $T_{\%}$  метод может выделять также огромное количество звуков, которые не представляют интерес для дальнейшего анализа. Для оценки количества сегментированных иных звуков был введен следующий параметр:

$$othT_{\%} = \frac{Count_{other} \cdot 100\%}{(Count_{S1} + Count_{S2} + Count_{other})}, \quad (20)$$

где  $Count_{other}$  – количество иных звуков, шт.;

$Count_{S1}$  – количество сегментированных звуков S1, шт.;

$Count_{S2}$  – количество сегментированных звуков S2, шт.

Данный параметр показывает, насколько метод «настроен» на выделение звуков интереса и «захламления» разметки звуками, которые будут являться помехой для дальнейшего анализа. На рисунке 46 представлены диаграммы «ящик с усами» для параметра  $othT_{\%}$ , показывающего, что предложенный алгоритм не вносит большее число иных звуков в результаты сегментации по сравнению с референтными методами.

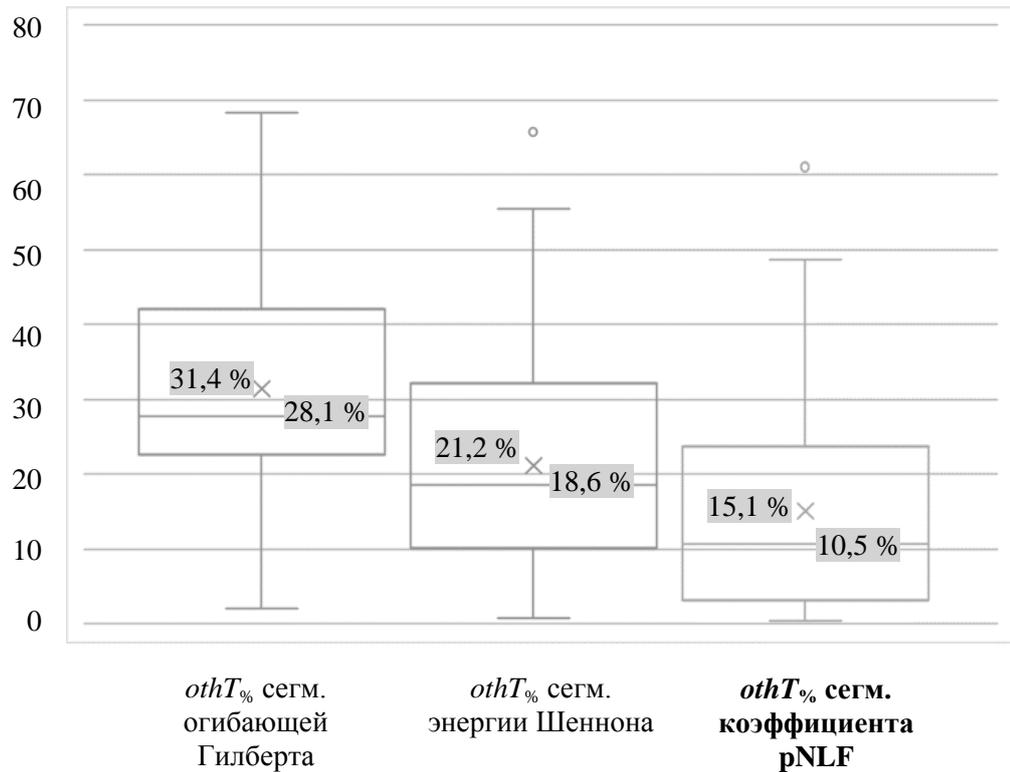


Рисунок 46 – Параметр  $othT_{\%}$  предложенного алгоритма и референтных методов, оценивающий количество иных звуков от общего числа сегментированных звуков (отмечены среднее значение и медиана результатов)

В целом полученный алгоритм определения интервалов подобным тонам сердца звуков позволяет повторить результаты референтных методов, а в большем числе случаев улучшает качество сегментации по сравнению с референтными методами. Кроме этого, алгоритм имеет меньшую задержку в обработке, удобен для реализации потоковой обработки, не требует вычисления динамического порога сегментации, проводит параллельную фильтрацию исходной ФКГ для вывода ее на аудиоустройство, что позволяет оптимизировать скорость выполнения и объем используемых вычислительных ресурсов. Первое положение можно считать защищённым.

### 3.2 Оценка достоверности результатов алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнале

Целью данного исследования является определение способности алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнале реагировать на изменение качества сигнала и рассчитывать ЧСС, близкую к реальному значению пульса на сигнале. Стоит отметить, что в этом исследовании ожидается, что при потоковой обработке сигнала предложенным алгоритмом в его мгновенных показаниях будут отображены с небольшой задержкой во времени следующие параметры: зарегистрированы события механического воздействия на датчик и изменения амплитуды полезного сигнала, а также получены значения пульса за одну минуту исследования, близкие к показаниям референтных методов расчета пульса. То есть цель исследования установить, что мгновенные показания алгоритма позволяют оценить качество ФКГ и получить усредненное значение ЧСС, как это сделал бы эксперт при выслушивании сигнала плода. Это позволит оценить применимость данного алгоритма для сопровождения проведения исследования состояния ССС плода и поиска точки выслушивания на уровне экспертной оценки ФКГ и расчета пульса бытовыми пульсометрами.

Первично производился захват сигналов человека с основания сердца, так как для такого типа сигналов можно точно контролировать позицию объекта захвата ФКГ (сердца) и изменять качество ФКГ путем механического воздействия или перемещения акустического датчика. Для регистрации данных были использованы: исследовательское мобильное приложение 1к-МФ, которое реализует предложенные алгоритмы обработки ФКГ, пульсометр и мобильное приложение захвата изображения на экране и звука аудиовыхода смартфона. При проведении эксперимента на экран смартфона одновременно отображался интерфейс приложения 1к-МФ и изображение камеры, которая была наведена на пульсоксиметр Pulse Oximeter XY-010. Параллельный вывод результатов пульсоксиметра и исследовательского приложения 1к-МФ захватывался на видео. Для оценки полученные показания были оцифрованы. Эксперимент проводился на 6 людях в условиях тихой и шумной внешней среды.

Для одного человека при записи данных генерировалось событие перемещение датчика к и от объекта захвата сигнала (сердца) с созданием механического шума (трение датчика). Для эксперимента был выбран человек с повышенной ЧСС (автор), который более близок диапазону сердцебиений плода. Дополнительно сигнал регистрировался во время подъема при ортостатическом тесте для получения больших значений пульса. Протокол генерации событий и реакции алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнале на них представлен в таблице 5.

Таблица 5 – Протокол генерации событий и реакции показаний алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнале

Время события	Событие	Время реакции	Реакция	Показания алгоритма	
				пульс, уд/мин	амплитуда (из макс. 32767)
0:02	запуск	0:12	появление первых показаний	108,8	4197
2:04	смещение датчика к основанию сердца	2:08	реакция на шум, повышение амплитуды в показаниях	107,8	5522
2:47	смещение датчика значительно правее	2:52	реакция на шум, понижение амплитуды в показаниях	110,2	270
3:46	смещение датчика чуть ближе к основанию сердца	3:51	реакция на шум, повышение амплитуды на показаниях	109,0	506

Как видно из таблицы 5, предложенный алгоритм реагирует на события, имитирующие поиск точки захвата сигнала. Для оценки соответствия выводимой ЧСС алгоритмом определения сердцебиений на акустическом сигнале с реальными значениями пульса было проведено сравнение показаний пульсоксиметра и данных, выводимых исследовательским приложением 1к-МФ (таблица 6).

Как видно из таблицы 6, базальный уровень, получаемый алгоритмом определения сердцебиений на акустическом сигнале, соотносится с пульсом, рассчитанным референтным оборудованием. А именно, максимальное отклонение составило примерно 2 уд/мин. Стоит отметить, что разница между мгновенными показаниями пульсометра и алгоритма основывается на нескольких допущениях: разная задержка в обработке данных (для алгоритма – около 3 с, для пульсоксиметра – неизвестно), способе расчета ЧСС (у пульсоксиметра существует усреднение сигнала, влияние которого явно различимо при получении им неверного предположения о текущем пульсе при инициализации). Более широкий размах ЧСС в алгоритме определения сердцебиений на акустическом сигнале обосновывается тем, что конечной целью комплекса алгоритмов является регистрация вариабельности ЧСС, которая выражается в колебании ЧСС около базального ритма. Показания пульсоксиметра отражают «усредненное» значение ЧСС – это обосновывается тем, что пульс рассчитывается подсчетом количества сердцебиений за единицу времени, а не определением расстояния между тонами.

Таблица 6 – Сравнение ЧСС, рассчитанной предложенным алгоритмом, с показаниями пульсометра

Время записи	Показания пульсометра	Показания алгоритма	Разница показаний	Особенности сигналов
	уд/мин			
5:21	110,6±0,30	108,9±0,6	1,60	тихая комната, три смены положения датчика (высокий, средний, низкий уровень амплитуды)
1:57	86,7±0,45	86,3±1,1	0,40	основание сердца, разговаривает, шум внешней среды (за окном трамвай и дорога), средний уровень амплитуды
2:11	79,9±1,80	78,9±1,0	0,90	основание сердца, разговаривает, шум внешней среды (за окном трамвай и дорога, вентилятор), высокий уровень амплитуды
1:56	73,8±0,70	73,0±1,1	0,71	основание сердца, шум внешней среды, скользит датчик, второй тон не выражен, высокий уровень амплитуды
2:02	72,1±1,00	70,2±1,1	1,93	основание сердца, тихая комната, низкий уровень амплитуды
1:11	64,9±1,40	63,9±2,4	0,95	основание сердца, разговаривает, шум внешней среды (за окном трамвай и дорога), высокий уровень амплитуды

Графики КИГ, полученные предложенным алгоритмом, представлены в приложении Д. Как видно из этих графиков, алгоритм определения сердцебиений на акустическом сигнале способен определять ЧСС человека при потоковой обработке ФКГ, а также при наличии  $L_{sd}$  на графике RR-процессов.

Для проверки результатов алгоритма для определения пульса на сигналах плода было сделано предположение, что этот пульс не должен значительно отклоняться от значений пульса, который будет рассчитан медицинским работником при аускультации плода или при визуальном анализе его сигнала. Для этого из имеющегося набора сигналов (2000 шт. ФКГ плода длиной от 15 до 40 мин) разного качества случайным образом были выбраны 700 шт. 10-секундных участков ФКГ, на которых присутствуют сердцебиения плода или матери. Двум экспертам было предложено посчитать пульс на данных сигналах ФКГ. На 666 сигналах эксперты смогли рассчитать пульс. Первый эксперт производил подсчет пульса, как количество неполных циклов биений сердца, умноженное на 6 (отношение длительности минуты на продолжительность участка ФКГ). Второй эксперт производил подобный расчет по количеству  $S_1$ , присутствующих на сигнале. Первые 200 записей эксперимента представлены в приложении Е.

Пример 10-секундного участка ФКГ, по которому экспертам был предложен расчёт ЧСС, представлен на рисунке 47.

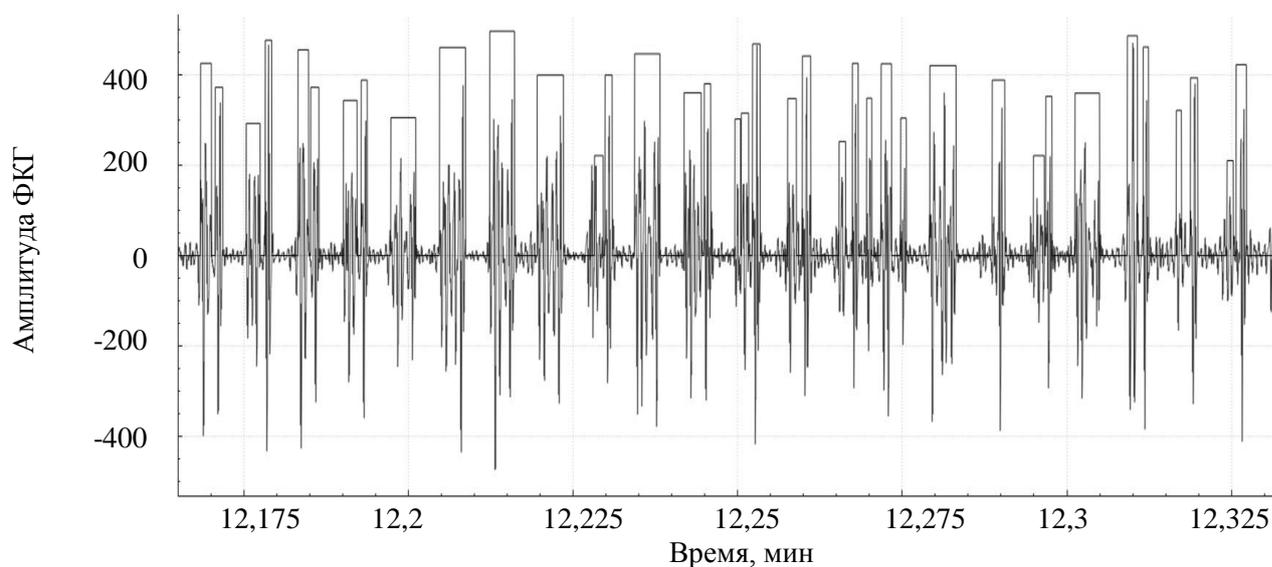
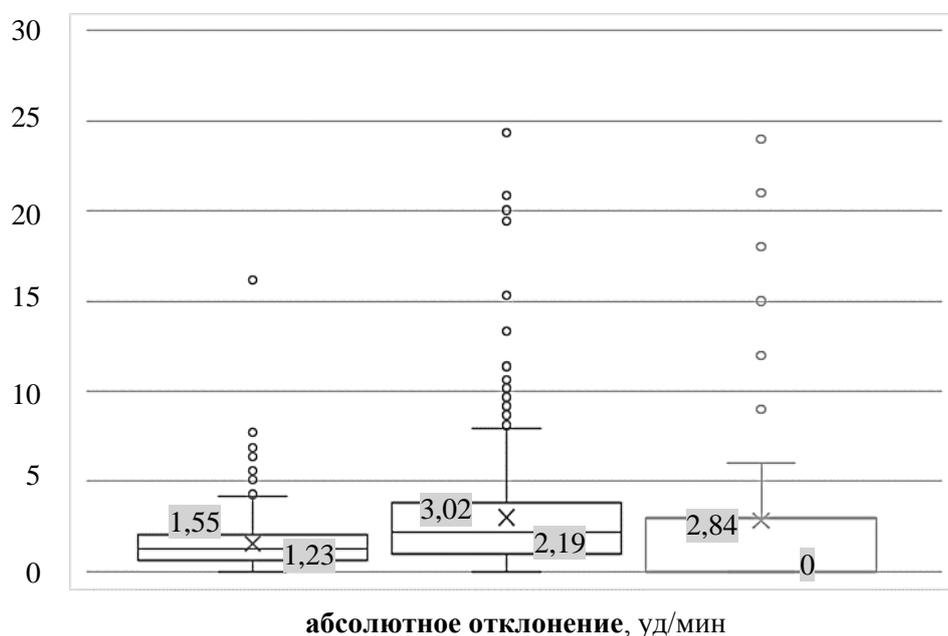


Рисунок 47 – Пример 10-секундного участка ФКГ, на котором проводился расчет пульса экспертами (эксперт 1 – 22,5 цикла, ЧСС 135 уд/мин; эксперт 2 – 22 S1, ЧСС 132 уд/мин)

Далее было произведено сравнение среднего значения от мгновенных значений ЧСС, полученных алгоритмом определения сердцебиений на участке ФКГ, со значениями, рассчитанными экспертами. На рисунке 48 представлены графики «ящика с усами» для абсолютного отклонения результатов методов расчета.



1,55	3,02	2,84
1,23	2,19	0
средняя ЧСС предложенного алгоритма против пульса, рассчит. экспертом 1	средняя ЧСС предложенного алгоритма против пульса, рассчит. экспертом 2	пульс, рассчит. экспертом 1, против пульса, рассчит. экспертом 2

Рисунок 48 – Абсолютное отклонение показаний методов – предложенного алгоритма и мнений экспертов (отмечены среднее значение – слева, медиана результатов – справа)

Как видно из рисунка 48, без учета выбросов результаты предложенного алгоритма отклоняются от расчетных значений пульса первого эксперта на не более чем 5 уд/мин. Так как для рассматриваемой технологии не определены стандарты к оборудованию, для оценки допустимости данного отклонения можно использовать стандарты референтного оборудования. Например, по ГОСТ Р МЭК 60601-2-27-2013 «Изделия медицинские электрические. Часть 2-27. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к электрокардиографическим мониторам» «точность определения частоты сердечных сокращений должна быть в пределах  $\pm 10\%$  или  $\pm 5 \text{ мин}^{-1}$  в зависимости от того, что больше» [116].

Для конечной оценки было также рассчитано относительное отклонение среднего значения ЧСС предложенного алгоритмом от полученных показаний экспертов и между экспертами. На рисунке 49 представлены графики «ящика с усами» для относительного отклонения результатов методов расчета.

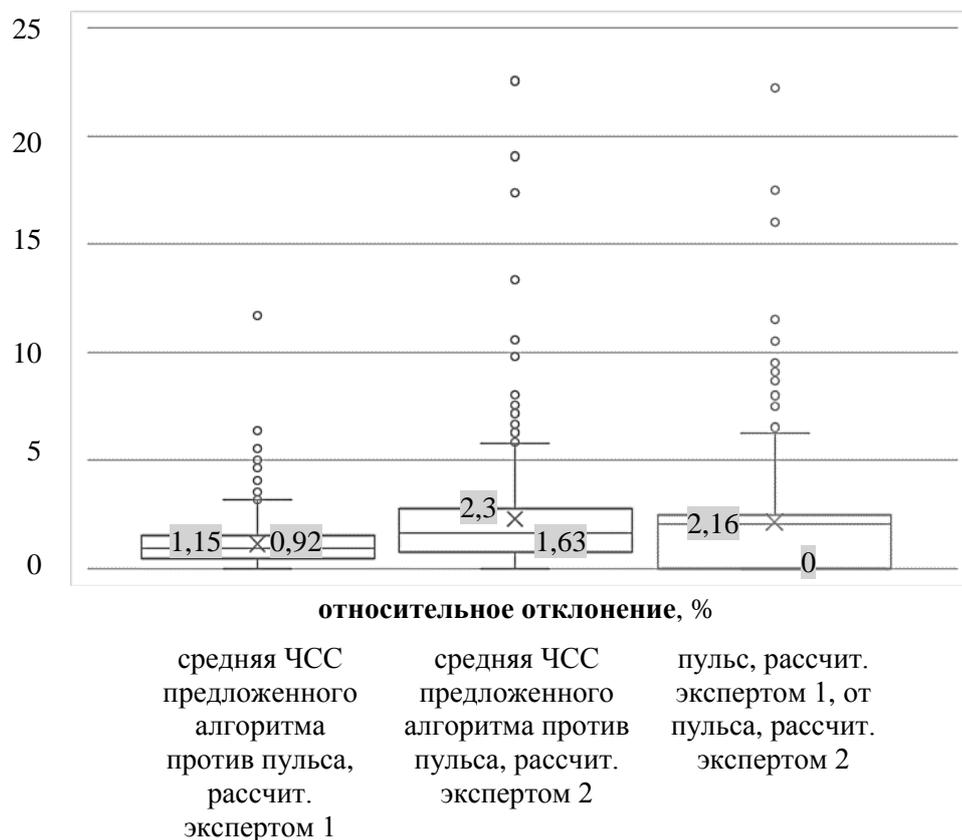


Рисунок 49 – Относительное отклонение показаний методов – предложенного алгоритма и мнений экспертов (отмечены среднее значение – слева, медиана результатов – справа)

Как видно из рисунка 49, среднее относительное отклонение составило 1–2 %. При этом отклонение связано не только с точностью расчета ЧСС алгоритмом, но и с особенностями расчета пульса экспертами (две методики), точностью экспертной оценки. А также из-за учета variability ЧСС предложенным алгоритмом, которая формирует отклонения от пульсового

значения. Для последнего аспекта справедливо, что если в 10-секундный сегмент ФКГ попадает участок акцелерации или децелерации, значение пульса будет отличаться от ЧСС, полученной через RR-интервал. Если ввести учет вариабельности ЧСС, то рассчитанное первым экспертом значение пульса в 95,3 % случаев лежало внутри интервала минимальной и максимальной ЧСС, рассчитанного предложенным алгоритмом внутри 10 с сигнала, а в 99 % это значение не отклонялось от данного интервала на более 3 уд/мин.

В результате проведенного экспериментального исследования можно сделать выводы, что алгоритм определения сердцебиений на акустическом сигнале отображает возникновение событий изменения качества сигнала, а также отображает текущий уровень ЧСС, достаточный для контроля качества сигнала и поиска точки размещения акустического датчика. На основании данных выводов делается заключение о том, что второе положение защищено.

### **3.3 Оценка устойчивости алгоритма построения КИГ плода**

В разделе 2.5 описывались проблемы, которые должен разрешать алгоритм построения КИГ плода. Ввиду отсутствия возможности надежного определения и исключения материнского пульса из КИГ плода, необходимо оценить частоту появления следующих эффектов на КИГ (наблюдаемых автором при отладке реализации алгоритма), получаемой алгоритмом, и их зависимость от качества ФКГ:

1. Внесение в КИГ плода материнского пульса (резкий разрыв ЧСС в сторону более низкой ЧСС, который не может появиться физиологически).
2. Небольшой участок перехода ЧСС на уровень другого RR-процесса (визуально отличимый переход, например, от RR в 2RR длительностью несколько секунд, рисунок приложения Ж.1).
3. Внесение мелких сегментов, не являющихся ЧСС плода (отдельные участки, которые могут не быть ЧСС плода, рисунок приложения Ж.2).
4. Исключение мелких сегментов ЧСС плода (потеря небольшого участка ЧСС из КИГ, которые по общей динамике соответствуют ей, рисунок приложения Ж.3).
5. Исключение участков акцелераций и децелераций (потеря участка ЧСС, который находится на вершине акцелерации или децелерации, рисунок приложения Ж.4–5).
6. Исключение больших сегментов ЧСС-плода (потеря значительного участка ЧСС из КИГ, которые по общей динамике соответствуют ей, рисунок приложения Ж.6).
7. Наличие отклонений от ЧСС плода, представляющих значительные колебания вокруг истинного значения и не являющееся вариабельностью ЧСС.

На данном этапе экспериментального исследования не проводилась оценка всего комплекса алгоритмов в целом, а исследовались границы устойчивости алгоритма построения КИГ, когда он адекватно выделяет ЧСС-плода на потенциальных RR-интервалах самостоятельно без использования сопровождающих алгоритмов оценки спектральных характеристик тонов и их классификации, а также обработки данных материнских сердцебиений. То есть оценить частоту появления событий, которые алгоритм не сможет разрешить «верно» самостоятельно. Для проведения исследования были использованы неразмеченные обезличенные ФКГ, имеющиеся в базе данных ООО «Диагностика +» и полученные в результате эксплуатации приборов 1к-МФ на базе ООО «Центр перинатального здоровья». Общее количество сигналов размером от 2 до 50 мин (условие выборки файлов) составило 2050 шт. Далее были исключены ФКГ, на которых алгоритм детектировал менее 24 % полезного сигнала плода. Далее 1600 ФКГ были разделены на три группы: «хорошее качество» – 75–100 % полезного сигнала от длины записи, «среднее качество» – 55–75 %, 24–55 % – «плохое качество». На всех ФКГ был выполнен комплекс алгоритмов. Результаты алгоритма построения КИГ плода сохранялись для каждого файла в виде картинки, содержащей изображение результатов свертки и гистограммно-кластерной разметки (этапы алгоритма). Характеристики качества ФКГ (включая амплитуду и объем помех) заносились в сводную таблицу, которую эксперт дополнял информацией о наличии эффектов, описанных выше. Частота появления описанных эффектов на ФКГ представлена в таблице 7.

Таблица 7 – Частота появления проблем обработки алгоритма построения КИГ плода при отсутствии механизмов исключения материнских сердцебиений и классификации звуков

Качество	Хорошее	Среднее	Плохое	Всего	% от общего числа
Количество, шт.	621	472	507	1600	
Наличие отклонений от ЧСС плода	40	43	60	143	9,00 %
Внесение в КИГ плода материнского пульса	2	13	11	26	1,60 %
Исключение мелких сегментов ЧСС-плода	–	4	3	7	0,40 %
Исключение больших сегментов ЧСС-плода	–	1	3	4	0,25 %
Исключение участков акцелераций и децелераций	8	7	–	12	0,75 %
Переход на уровень другого RR-процесса	–	1	–	1	0,06 %
Внесение мелких сегментов не являющихся ЧСС-плода	9	2	3	14	0,87 %

В таблице 8 описаны причины и способы устранения несоответствий между ожидаемыми и полученными результатами, наблюдаемыми в результате работы алгоритма построения ФКГ плода. В приложении Ж представлены примеры описанных несоответствий.

Таблица 8 – Описание несоответствий между ожидаемыми и полученными результатами алгоритма построения КИГ плода, их причины и способы их устранения

Проблемы обработки алгоритма построения КИГ плода	Причины возникающих проблем, связанные с качеством сигнала	Причины возникающих проблем, связанные со структурой алгоритма
Внесение в КИГ плода материнского пульса, качество «плохое»	<p><b>Причина.</b> Клиппирование сигнала мамы (12 сигналов)</p> <p><b>Причина.</b> Низкое качество сигнала (5 сигналов)</p> <p><b>Способы устранения.</b> запрещать анализ сегментов с клиппированием, запрещать анализ сегментов с низким качеством, исключение КИГ мамы из КИГ плода</p>	<p><b>Причина.</b> Плавный переход КИГ плода в КИГ мамы (6 сигналов)</p> <p><b>Способы устранения:</b> исключение КИГ мамы из КИГ плода</p> <p><b>Причина.</b> Алгоритма выбрал пульс мамы, как более выраженный процесс (1 сигнал)</p> <p><b>Способы устранения:</b> поведение алгоритма верное – отображается наиболее выраженный процесс, т.к. ожидается, что сигнал плода должен быть опорным, чтобы избежать такого эффекта – необходимо вносить исключение КИГ мамы из КИГ плода</p>
Исключение мелких сегментов ЧСС плода	<p><b>Причина.</b> Сегмент плохого качества – в нем мало точек, такие сегменты и не должны включаться (1 сигнал)</p> <p><b>Способы устранения:</b> не требуется</p>	<p><b>Причина.</b> На последних минутах исследования поднимается уровень ЧСС (6 сигналов)</p> <p><b>Способы устранения:</b> исключение КИГ мамы из КИГ плода и более мягкая фильтрация, временное решение – это условие, что все кластеры выше базального ритма входят в ЧСС</p>
Исключение больших сегментов ЧСС плода	–	<p><b>Причина.</b> Большой сегмент КИГ исключается, когда базальный ритм меняется на большую величину, присутствуют две локальные моды гистограммы ЧСС (4 сигнала)</p> <p><b>Способы устранения:</b> исключение КИГ мамы из КИГ плода и более мягкая фильтрация, временное решение – это условие, что все кластеры выше базального ритма входят в ЧСС</p>

Продолжение таблицы 8

Проблемы обработки алгоритма построения КИГ плода	Причины возникающих проблем, связанные с качеством сигнала	Причины возникающих проблем, связанные со структурой алгоритма
Исключение участков акцелераций и децелераций	<p><b>Причина.</b> Сегмент вершины акцелерации плохого качества – в нем мало точек, такие сегменты и не должны включаться (<b>3</b> сигнала)</p> <p><b>Способы устранения:</b> не требуется</p>	<p><b>Причина.</b> Вершина акцелерации образовала один кластер, который значительно отличается от базального ритма (<b>11</b> сигналов)</p> <p><b>Причина.</b> Возможна выраженная децелерация, которая спорна в обработке при неизвестном уровне пульса мамы (<b>1</b> сигнал)</p> <p><b>Способы устранения:</b> исключение КИГ мамы из КИГ плода и более мягкая фильтрация</p>
Внесение мелких сегментов не являющихся ЧСС-плода	<p><b>Причина.</b> Мелкие вертикальные сегменты, полученные в результате сформированной периодики в шумовых компонентах (<b>14</b> сигналов)</p> <p><b>Способы устранения:</b> классификация тонов сердца и исключение «нетоновых» импульсов, не обрабатывать сигнал с клиппированием</p>	–
Наличия отклонений от ЧСС плода	<p><b>Причина.</b> Низкая амплитуда (<b>54</b> сигнала)</p> <p><b>Способы устранения:</b> не допускать сигналы с низкой амплитудой, классификация тонов сердца и исключение «нетоновых» импульсов, уточнение границ тонов</p> <p><b>Причина.</b> Низкое отношение сигнал-шум, клиппирование и механические щелчки (<b>89</b> сигнала)</p> <p><b>Способы устранения:</b> не допускать сигналы низкого качества, классификация тонов сердца и исключение «нетоновых» импульсов, уточнение границ тонов, не обрабатывать сигнал с клиппированием</p>	–

Стоит отметить, что на большем числе сигналов (практически на всех, кроме тех, которые представлены в таблице 7) алгоритм показывает хорошие результаты обработки ФКГ. Большая часть случаев падения качества обработки связано с качеством сигнала плода на ФКГ, а именно, наличием низкой амплитуды, низким отношением сигнал-шум, наличием большого числа помех механического свойства (таблица 8). На таких сигналах не ожидается качественная обработка, которая может быть только немного улучшена путем применения методов спектральной классификации и анализа, которые бы оставили на результатах сегментации только звуки тонов сердца и уточнили их границы. Поэтому при реальной работе алгоритмов необходимо проводить контроль качества ФКГ и исключать те участки, которые не соответствуют требованиям контроля качества. При этом на наборе данных, который использовался для экспериментального исследования, положение датчика не изменялось в течение проведения исследования. Поэтому стоит отметить, что контроль качества ФКГ во время проведения исследования может повысить ее качество в целом, так как это ограничит двигательную активность беременной во время исследования, а также позволит беременной или медицинскому работнику скорректировать качество сигнала при регистрации данного события (прижать или переместить датчик).

Также в таблице 8 указано, что большинство эффектов неустойчивости алгоритма построения КИГ связаны с тем, что, чтобы не допустить попадание материнских биений на график ЧСС плода, задаются робастные параметры отклонения участков ЧСС от базального ритма, что приводит к тому, что на некоторых КИГ были исключены участки пульса, которые соответствуют акцелерациям и децелерациям. Поэтому для обеспечения более надежной работы необходимо дополнять обработку «вычитанием» материнского пульса.

Но в целом можно сделать выводы о том, что алгоритм построения КИГ применим для качественных ФКГ и довольно хорошо показывает себя на ФКГ и среднего, и плохого качества.

В данном разделе проведена оценка способности предложенного алгоритма построить КИГ плода в условиях наличия помех на ФКГ. Анализ показал, что при отсутствии методов классификации тонов на результатах сегментации и без анализа материнского пульса лишь в 4 % сигналов набора данных наблюдается неустойчивое поведение алгоритма, при этом только в 0,25 % из них эти эффекты значительно повлияют на дальнейшую разметку КИГ на параметры состояния ССС плода, и не могут быть скорректированы заключением врача при визуальном анализе графика ЧСС. Следующим этапом оценки достоверности полученных результатов является то, что результаты алгоритма построения КИГ соответствуют реальному ЧСС плода. Данная оценка проведена в следующем разделе.

### 3.4 Сравнение результатов алгоритма построения КИГ плода с результатами референтного оборудования (КТГ, ЭКГ)

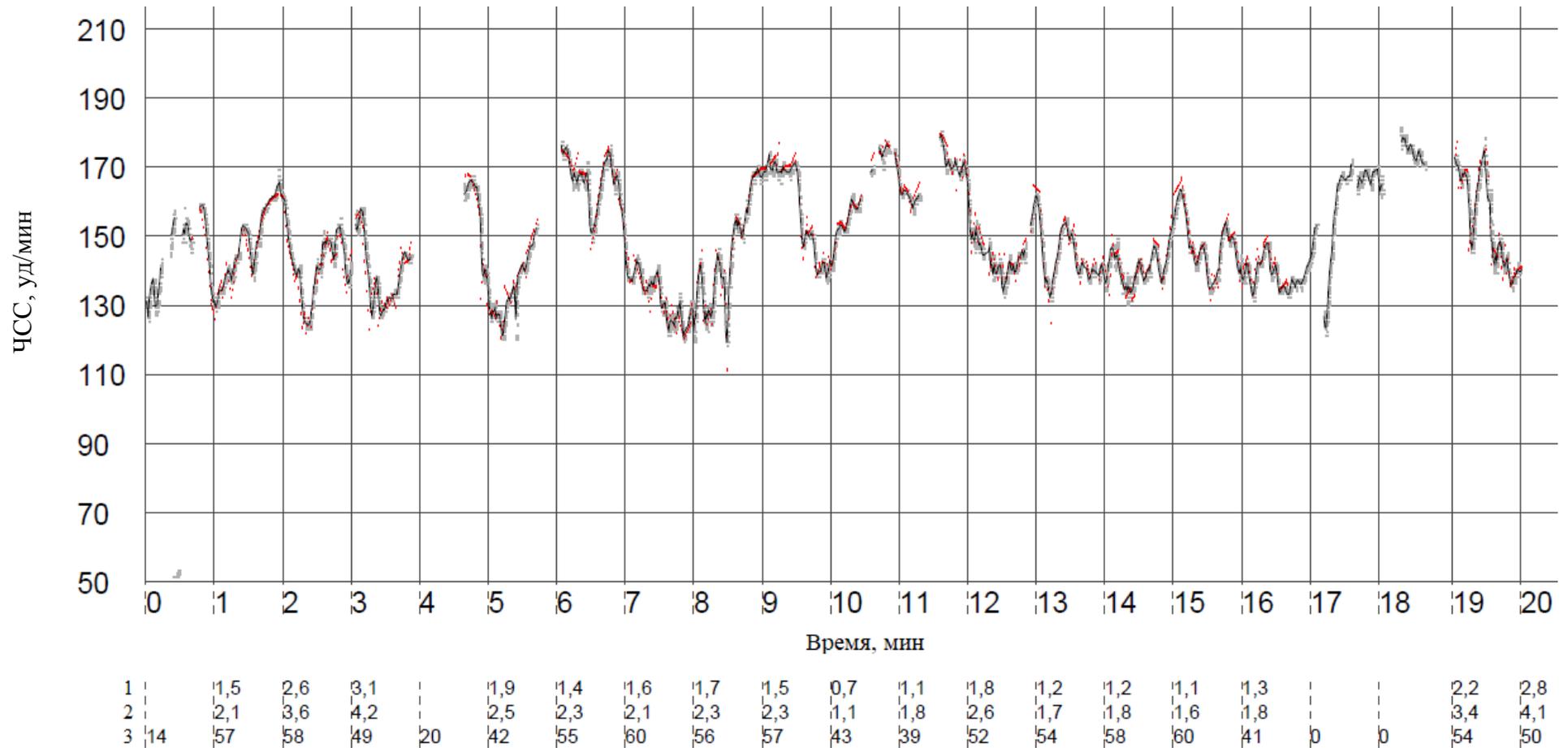
Для конечной оценки достоверности результатов комплекса алгоритмов был предложен следующий подход: КИГ, полученная комплексом алгоритмов, должна соответствовать результатам мониторинга, который используется в медицинских учреждениях. Такой референтной технологией для оценки состояния плода является КТГ, для человека (и для плода) – ЭКГ.

На первом этапе экспериментального исследования принималось, что график КИГ КТГ является эталоном, относительно которого рассчитывается отклонение результатов предложенного алгоритма. Исследования КТГ были получены с трех ФМ: «УНИКОС» (режим «графики входного сигнала»), «Oxford TeamCare» (лента) и «Bionet FC» (лента). Производилась параллельная запись КТГ и ФКГ.

Сложность данной оценки заключалась в том, что референтное оборудование (ФМ) не позволяет получать КИГ в цифровом виде. Поэтому исходные графики КИГ КТГ были оцифрованы путем линейризации показаний – проведения линий через значимые точки графика и указания интервалов потери сигнала плода на КТГ. Для этого исходный скан-графика КИГ КТГ выравнивался на определенной сетке, а далее эксперт помечал значимые точки графика в моментах осцилляций, а также в моменты потери сигнала. По полученным данным проводилась линейная аппроксимация для получения регулярной сетки с шагом 1 с.

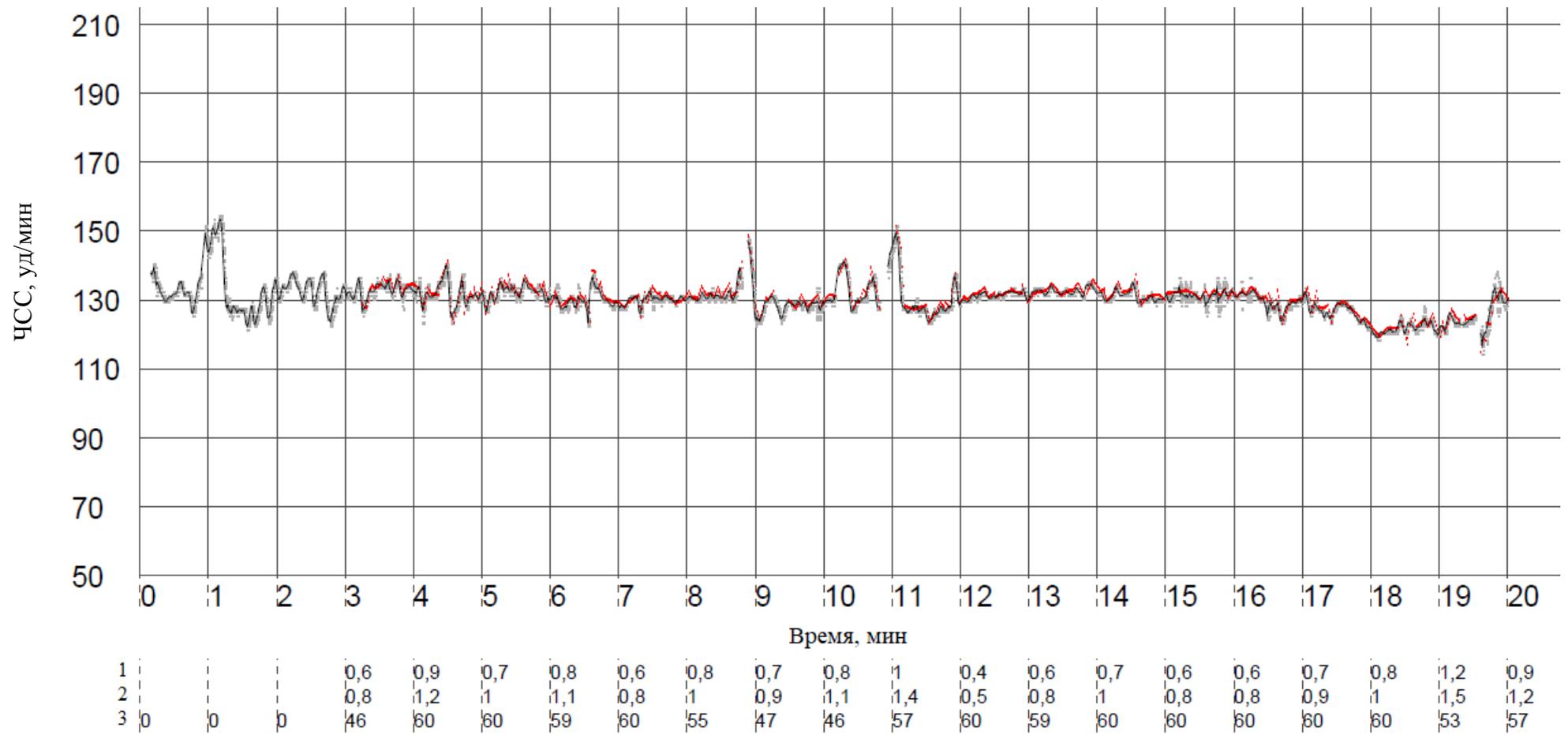
График КИГ, полученный предложенным алгоритмом на основании записанной ФКГ, накладывался на сетку и сдвигался по времени экспертом до совпадения графиков (синхронизация графиков). Для каждого минутного участка, на котором присутствует сигнал ФКГ и КТГ и попало более 30 точек КИГ, рассчитывалось абсолютное и относительное отклонение полученных результатов от графика КИГ КТГ. После обработки полученных данных было зафиксировано 203 минутных интервала и 10491 поточечных значений для оценки.

На рисунке 50 представлен пример наложения графика КИГ, полученного предложенным комплексом алгоритмов, на график КИГ КТГ с указанием поминутного абсолютного и относительного отклонений. Примеры других 9 графиков КИГ, используемых для получения экспериментальных данных, продемонстрированы в приложении 3.



а) ФМ КТГ «Уникос»

Рисунок 50 – Совмещение графика КИГ, полученного предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ КТГ (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт. (лист 1 из 2)



б) ФМ КТГ «Oxford TeamCare»

Рисунок 50 (лист 2 из 2)

На рисунке 51 представлена диаграмма «ящик с усами» абсолютного отклонения КИГ предложенного алгоритма от оцифрованной КИГ КТГ внутри минутных участков сигналов. Среднее отклонение составило 1,25 уд/мин, максимальное отклонение без учета предполагаемых выбросов составило 2,48 уд/мин, с учетом выбросов не более 3,5 уд/мин.

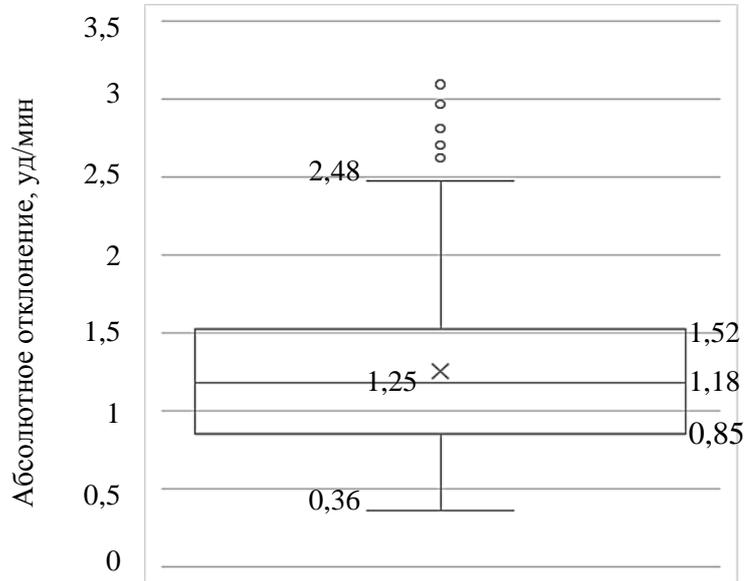


Рисунок 51 – Абсолютное отклонение полученных результатов от эталона (КИГ КТГ)

На рисунке 52 представлена диаграмма «ящик с усами» относительного отклонения КИГ предложенного алгоритма от оцифрованной КИГ КТГ внутри минутных участков сигналов. Среднее отклонение составило 1,25 %, максимальное отклонение без учета предполагаемых выбросов составило 3,7 %, с учетом выбросов не более 4,5 %.

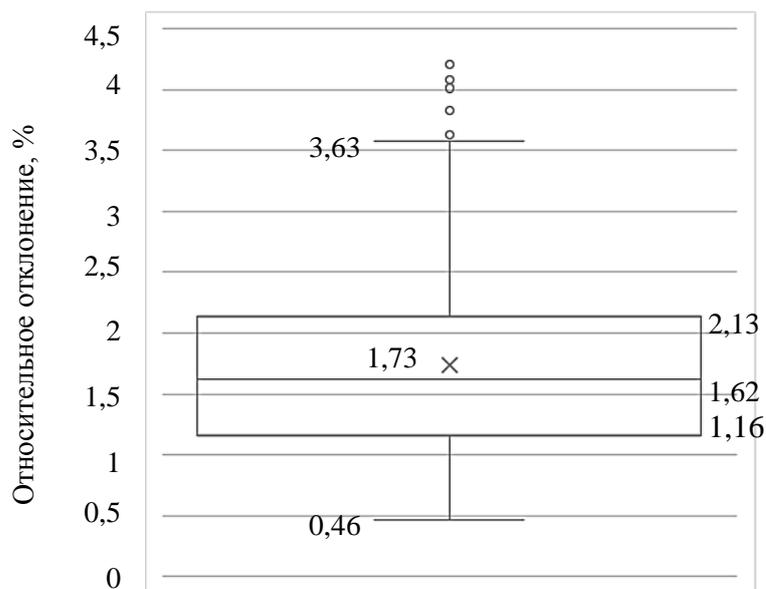


Рисунок 52 – Относительное отклонение полученных результатов от эталона (КИГ КТГ)

Полученная оценка соответствует отклонению не более « $\pm 10\%$  или  $\pm 5 \text{ мин}^{-1}$ » [116]. На основании полученной оценки можно сделать выводы о том, что комплекс алгоритмов реализует альтернативный подход мониторинга состояния ССС плода на основании мобильных устройств низкой стоимости в сравнении с существующими решениями.

Для второго этапа экспериментального исследования были использованы набор данных одновременной записи ФКГ и ЭКГ человека и алгоритмы их обработки [115]. Представленные в данной работе алгоритмы позволяют проводить предварительную фильтрацию ФКГ и ЭКГ полосовым частотным фильтром. Далее производится разметка ЭКГ на R-пики. На основании данной разметки вычисляется длительность RR-интервалов, на основании которых строится КИГ на нерегулярной сетке. С помощью интерполяции КИГ переносится на регулярную сетку. На ФКГ строится огибающая сигнала. На основании разметки R-пигов ЭКГ производится разметка локальных максимумов огибающей ФКГ, которые находятся рядом с R-пиками разметки ЭКГ. После этого на основании разметки ФКГ получается график КИГ, который также с помощью интерполяции переносится на регулярную сетку. Из набора данных EPHNOGRAM были исключены сигналы, в которых на одном из сигналов (ЭКГ или ФКГ) отсутствует сигнал сердца либо присутствуют значительные искажения сигнала (например, сильное клиппирование ФКГ). Также из полученных графиков КИГ были исключены участки выбросов КИГ ЭКГ, когда присутствует значительный перепад ЧСС внутри 3 секунд сигнала. Пример совмещения графиков КИГ предложенного алгоритма и алгоритмов обработки ЭКГ и ФКГ в работе [115] представлены на рисунке 53.

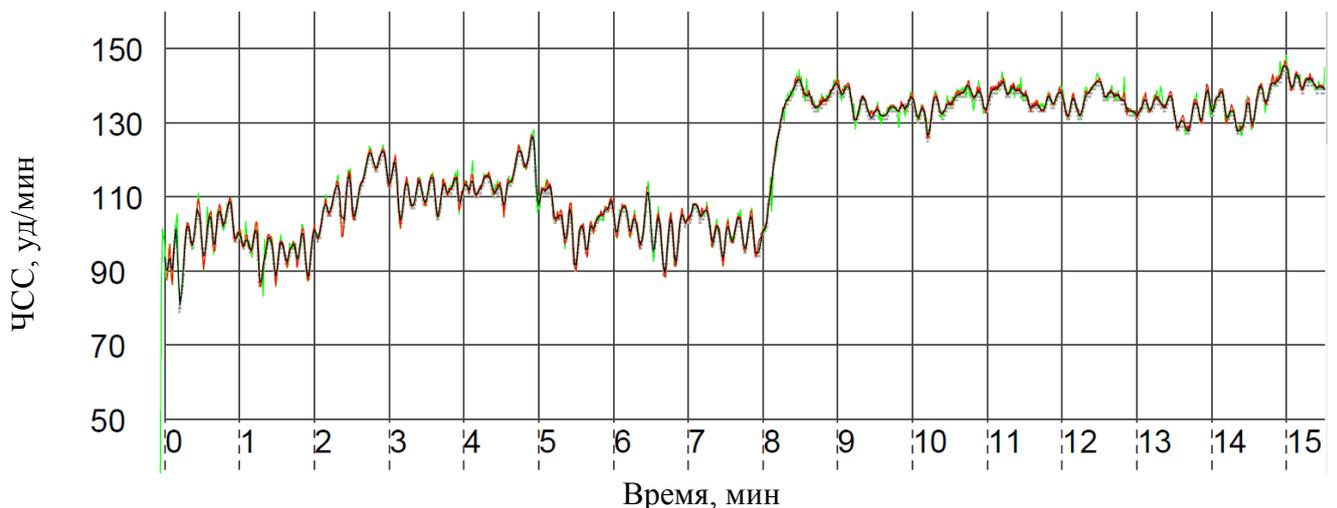


Рисунок 53 – Совмещение графиков КИГ: КИГ, полученная по разметке ЭКГ (красная линия), КИГ, рассчитанная на основании разметки ФКГ с использованием ЭКГ (зеленая линия), КИГ, полученная предложенным алгоритмом (черная линия) на основании набора данных EPHNOGRAM

На рисунке 54 также представлено совмещение графиков КИГ предложенного алгоритма и алгоритмов обработки ЭКГ и ФКГ в работе [115] в случае, когда КИГ разметки ФКГ через ЭКГ дает значительное отклонение от КИГ ЭКГ.

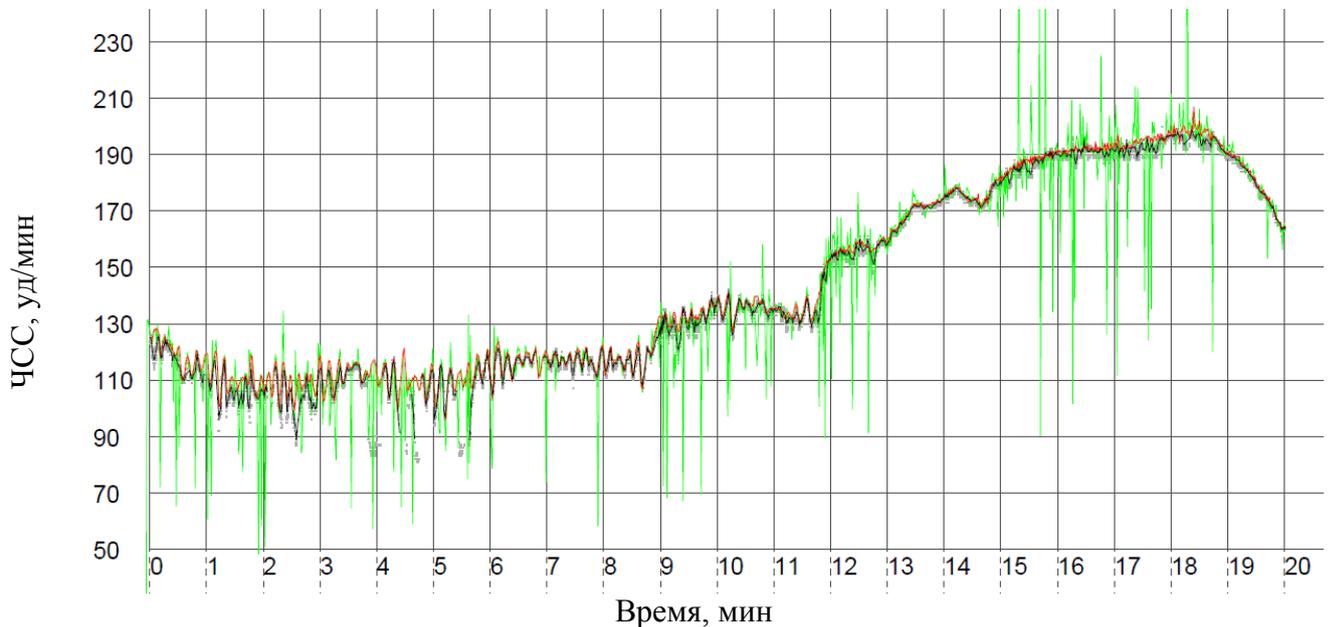


Рисунок 54 – Совмещение графиков КИГ: КИГ, полученная по разметке ЭКГ (красная линия), КИГ, рассчитанная на основании разметки ФКГ с использованием ЭКГ (зеленая линия), КИГ, полученная предложенным алгоритмом (черная линия) на основании набора данных EPHNOGRAM

Далее КИГ ЭКГ была принята за эталон, а алгоритм разметки ФКГ через ЭКГ в работе [115] был принят за конкурирующий метод предложенного алгоритма. Был произведен расчет абсолютного и относительного отклонений КИГ алгоритмов от КИГ эталона внутри 30-минутных сигналов набора данных EPHNOGRAM. Полученные графики «ящик с усами» для отклонений результатов двух алгоритмов от эталона представлены на рисунках 55–56, на которых можно увидеть, что для предложенного алгоритма среднее абсолютное отклонение составляет 1,48 уд/мин против 4,38 уд/мин референтного метода. Среднее относительное отклонение результатов предложенного алгоритма составило 1,7 % против 3,9 % референтного метода. Максимальные отклонения без учета выбросов не превышают 3 уд/мин и 3 %. Полученная оценка соответствует отклонению не более « $\pm 10\%$  или  $\pm 5$  уд/мин» [116].

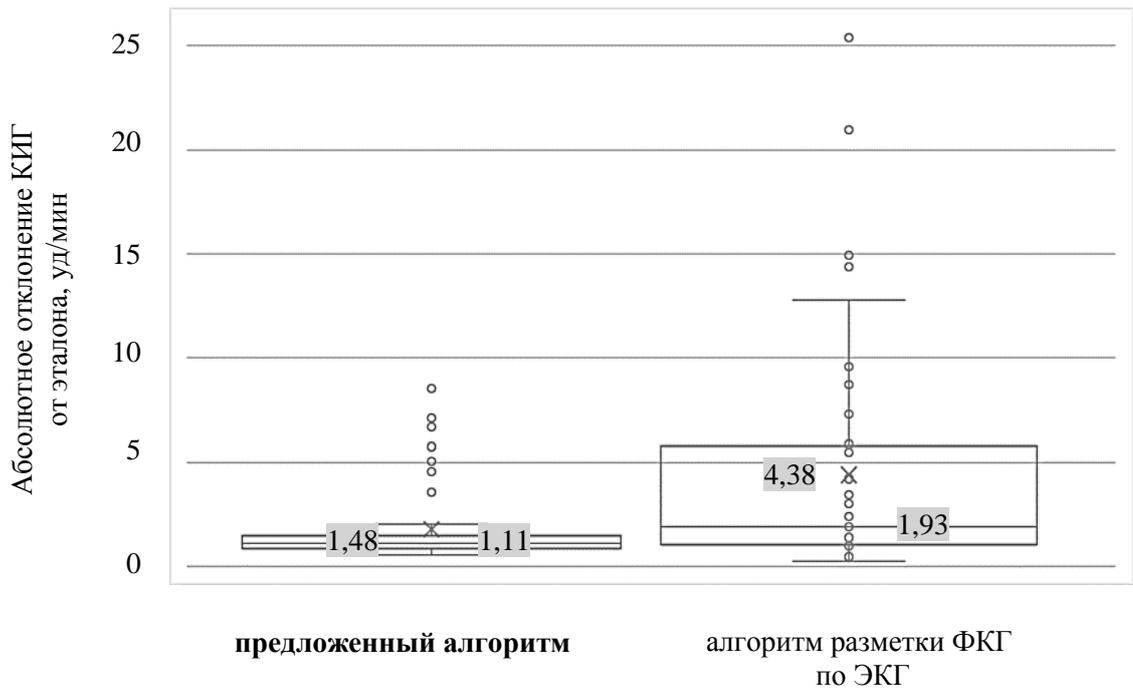


Рисунок 55 – Абсолютное отклонение КИГ предложенного алгоритма и алгоритма разметки ФКГ по ЭКГ от эталона (КИГ по разметке ЭКГ) на основании набора данных EPHNOGRAM

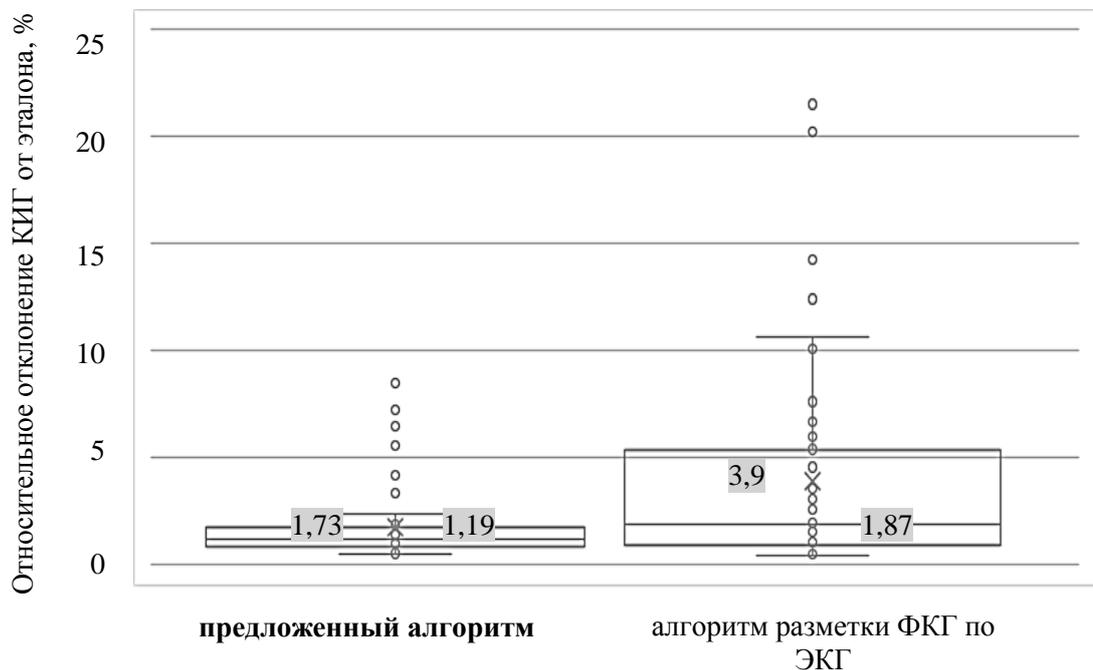


Рисунок 56 – Относительное отклонение КИГ предложенного алгоритма и алгоритма разметки ФКГ по ЭКГ от эталона (КИГ по разметке ЭКГ) на основании набора данных EPHNOGRAM

Разница относительного отклонения полученных результатов предложенного алгоритма с относительным отклонением КИГ разметки ФКГ по ЭКГ в рамках одного сигнала представлена на рисунке 57. Можно увидеть, что на большем числе сигналов набора данных

EPHNOGRAM предложенный алгоритм дает более точные результаты при сравнении с эталоном, а в иных ситуациях данное отклонение не превышает 1 %. При этом стоит отметить, что расчет КИГ эталона – ЭКГ – производится по той же разметке R-пику, которая переносится на ФКГ в алгоритме [115], что говорит о том, что при оценке алгоритм обработки ФКГ [115] имел преимущество.

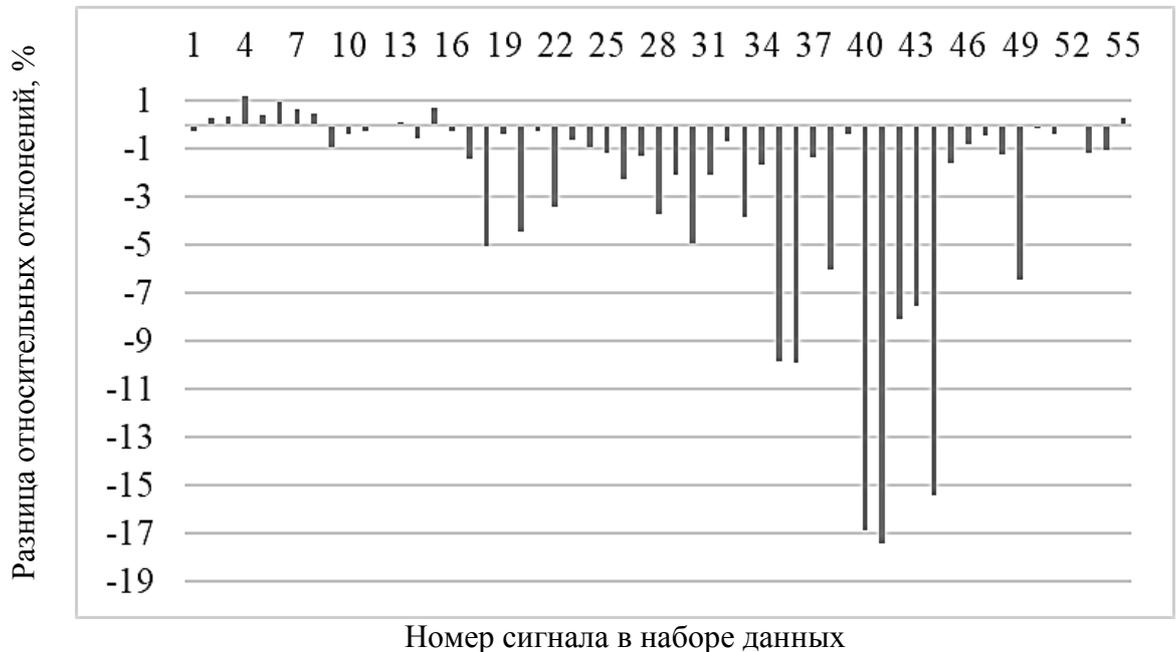


Рисунок 57 – Разница относительного отклонения полученных результатов от относительного отклонения КИГ, рассчитанного алгоритмом разметки ФКГ по ЭКГ

На основании проведенного экспериментального исследования можно сделать выводы, что предложенный комплекс алгоритмов без использования вспомогательных сигналов, классификаций и разметок (например, ЭКГ) позволяет производить расчет КИГ на основании ФКГ с средним отклонением 2 %. При этом получаемые результаты более качественно производят расчет КИГ по сравнению с механизмами разметки ФКГ посредством ЭКГ.

В целом при сравнении результатов предложенного алгоритма с КИГ ЭКГ и КТГ полученная оценка соответствует критериям отклонения в « $\pm 10\%$  или  $\pm 5 \text{ мин}^{-1}$ » [116]. На основании полученной оценки можно сделать выводы о том, что комплекс алгоритмов реализует альтернативный подход мониторинга состояния ССС плода и человека на основании мобильных устройств низкой стоимости в сравнении с существующими решениями. Третье положение защищено.

### 3.5 Заключение

В результате проведенного экспериментального исследования можно заключить, что применение фонокардиографии и полученного комплекса алгоритмов допустимо для мониторинга состояния ССС плода. Комплекс алгоритмов показывает неплохую работу в условиях наличия потери сигналов, помех и изменения параметров качества ФКГ.

Было выявлено, что отклонение между графиками КИГ, полученных комплексом алгоритмов и референтным оборудованием (КТГ и ЭКГ) в среднем составляет 2 %.

Предполагается, что дополнение входных данных алгоритмов каналом ФКГ, захваченной с основания сердца беременной, позволит производить более мягкую сегментацию материнских сердцебиений. А использование методов классификации звуков на тоны сердца и иные звуки позволит повысить точность отображения пульса в алгоритме определения сердцебиений на акустическом сигнале, исключать области, в которых присутствует значительное искажение сигнала и отсутствуют сердцебиения, более точно локализовать границы сердечных звуков. Данный комплекс мероприятий позволит не только повысить точность оценки состояния ССС плода, но и производить автоматическую разметку ФКГ на тоны сердца, что может быть использовано для выявления патологий и для исследований, когда требуется автоматическая разметка большого количества длинных сигналов – уточнения амплитудно-частотных характеристик тонов сердца плода и матери. В перспективах автора продолжить работу в данной области и далее развивать направление фонокардиографии плода.

## Заключение

В рамках диссертационного исследования были разработаны вычислительные алгоритмы обработки и анализа фонокардиограмм плода для формирования кардиоинтервалограммы плода и расчета параметров оценки ее качества в условиях регистрации сигнала носимым устройством.

Получены следующие основные результаты диссертационной работы:

1. Проведено аналитическое исследование особенностей ФКГ плода и методов ее обработки. Был сформирован набор характеристик звуков сердечных тонов, которые могут быть использованы исследователями для формирования методики обработки и анализа ФКГ. Было установлено, что в научных исследованиях недостаточно уделено внимание разработке методов, решающих задачу мониторинга качества ФКГ плода и построения на ее основе КИГ плода в условиях наличия помех и потери сигнала.

2. Предложен алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков на ФКГ. Алгоритм может быть применен для фильтрации, усиления и сегментации ФКГ на тоны сердца.

3. Разработан алгоритмом определения сердцебиений плода на ФКГ. Алгоритм может быть использован для контроля качества сигнала при проведении мониторинга и для поиска точки размещения датчика.

4. Предложен алгоритм построения КИГ плода на основании ФКГ для медицинских информационных систем мобильного мониторинга состояния плода в условиях наличия помех, потери сигнала сердцебиений плода и изменения качества сигнала.

5. Продемонстрировано совпадение полученных результатов предложенных алгоритмов с результатами референтного оборудования в экспериментальном исследовании: отклонение между КИГ плода и человека, полученного алгоритмом построения КИГ плода на основе ФКГ, и КИГ референтного оборудования (КТГ и ЭКГ) в среднем составляет 2 %.

6. Разработанные автором алгоритмы внедрены в коммерческий продукт компании ООО «Диагностика +» – мобильное приложение для эксплуатации устройства 1к-МФ.

7. Результаты исследований использованы при выполнении обязательств по проекту 18-31-20012 мол\_а\_вед «Разработка математической модели и вычислительных алгоритмов для решения задачи адаптивной идентификации и подсчета сердечных сокращений на фонокардиограмме при их неопределенных характеристиках в условиях высокого уровня помех» при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований.

Перспективой дальнейших исследований является развитие направления непрерывного мобильного мониторинга состояния плода. Анализ ФКГ и КИГ, получаемых при высокой частоте проведения медицинских исследований, может позволить оценить и использовать предиктивную способность параметров ЧСС для прогнозирования патологических состояний. Актуальность данного направления обосновывается наличием научных исследований в данной сфере. Например, в работе [118] устанавливается, что индивидуальные различия в ЧСС и вариабельности при нормальном течении беременности устанавливаются до рождения (от 20 недель) и показывают стабильность от дородового до постнатального периода. Что говорит о том, что долгосрочный анализ ЧСС может быть использован для предупреждения патологических ситуаций в течение беременности. Также прослеживается связь изменения ЧСС для детектирования некоторых патологических состояний. Например, в работе [119] проводится исследование связи медленной ЧСС плода в качестве маркера хромосомных нарушений, в исследовании [120] демонстрирует возможность прогнозирования ацидемии в пупочной артерии, а в работе [121] указывается эффективность использования оценочных параметров КИГ в качестве предикторов для гипоксически-ишемического инсульта. Поэтому можно сделать выводы о том, что при повышении частоты проводимых исследований за счет применения недорогой и мобильной технологии фонокардиографии может способствовать появлению новых методов медицинского диагностирования и предупреждения патологических состояний плода.

**Список сокращений и условных обозначений**

1к-МФ	1-канальный монитор фетальный, ООО «Диагностика+»
КИГ	кардиоинтервалограмма
КТГ	кардиотокография
МНК	метод наименьших квадратов
ПСП	показатель состояния плода
ССС	сердечно-сосудистая система
ЧСС	частота сердечных сокращений
ФВЧ	фильтр высоких частот
ФКГ	фонокардиограмма
ФМ	фетальный монитор
ФНЧ	фильтр низких частот
ЭКГ	электрокардиография
MFCC	mel-frequency cepstral coefficients, мел-частотные кепстральные коэффициенты
NLM	non-local means, фильтр нелокального усреднения
pNLF	phonocardiogram nonlocal filtration, нелокальная фильтрация ФКГ
RR	RR-интервал
S1	«first sound», звук первого тона сердца
S2	«second sound», звук второго тона сердца
STFT	Фурье преобразование в коротких интервалах времени
STV	short-term variation, короткая вариабельность

**Список использованных источников**

1. Об утверждении Концепции демографической политики Российской Федерации на период до 2025 года: Указ Президента Российской Федерации от 09 октября 2007 г. № 135 (ред. от 01.07.2014 г.) // Собрание законодательства Российской Федерации от 2007 г. – № 42. – ст. 5009.
2. Кузнецов, П. А. Гипоксия плода и асфиксия новорожденного / П. А. Кузнецов, П. В. Козлов // Лечебное дело. – 2017. – № 4. – С. 9–15.
3. Об утверждении Порядка оказания медицинской помощи по профилю «акушерство и гинекология» (за исключением использования вспомогательных репродуктивных технологий): Приказ Министерства здравоохранения РФ от 1 ноября 2012 г. № 572н // «Российская газета» от 25 апреля 2013 г. № 90/1.
4. Рекомендации ВОЗ по оказанию дородовой помощи для формирования положительного опыта беременности. – ВОЗ, 2017. – 196 с.
5. Вып. 3: The safe use of ultrasound in medical diagnosis / The British Institute of Radiology; под ред. Н. Gailter. – 2012. – 166 p.
6. Routine ultrasonography in utero and subsequent handedness and neurological development / K. A. Salvesen [и др.] // Br Med J. – 1993. – Vol. 307. – pp. 159–164.
7. Behbahani, S. A hybrid algorithm for heart sounds segmentation based on phonocardiogram / S. Behbahani // Journal of Medical Engineering & Technology. – 2019. – pp. 1–15.
8. Ghosh, S. K. A Novel Algorithm based on Stockwell Transform for Boundary Detection and Segmentation of Heart Sound Components from PCG signal / S. K. Ghosh, R. N. Ponnalagu // 2019 IEEE 16th India Council International Conference (INDICON). – 2019. – pp. 1–4.
9. A boundary modification method for heart sound segmentation algorithm / H. Liang, S. Lukkarinen, I. Hartimo // Computers in Cardiology. – 1998. – Vol. 25. – pp. 593–595.
10. On-line fetal heart rate monitor by phonocardiography / M. Godinez [и др.] // Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – 2003. – pp. 3141–3144
11. AdvFPCG-Delineator: Advanced delineator for fetal phonocardiography / S. Tomassini [и др.] // Biomedical Signal Processing and Control. – 2020. – Vol. 61. – pp. 102021.1–7.
12. Time-Frequency Analysis, Denoising, Compression, Segmentation, and Classification of PCG Signals / M. T. H. Chowdhury, K. N. Poudel, Y. Hu // Digital Object Identifier. – 2020. – Vol. 8. – pp. 160882–160890.

13. Wavelet-based fundamental heart sound recognition method using morphological and interval features / V. Nivitha Varghees, K. I. Ramachandran, K. P. Soman // *Healthcare Technology Letters*. – 2018. – Vol. 5. – No. 3. – pp. 81–87.
14. First Heart Sound Detection for Phonocardiogram Segmentation / P. Wang [и др.] // *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. – 2005. – pp. 5519–5522.
15. An Efficient Method for Fetal Heart Sounds Detection Based on Hilbert Transform / D. D. Taralunga, A. M. Tautan, G. M. Ungureanu // *2018 International Conference and Exposition on Electrical And Power Engineering (EPE)*. – 2018. – pp. 916–919.
16. Fetal Heart Sounds Detection Using Wavelet Transform and Fractal Dimension / E. Koutsiana [и др.] // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2017. – Vol. 5. – pp. 49.1–9.
17. Taralunga, D. D. An Ensemble Empirical Mode Decomposition Based Method for Fetal Phonocardiogram Enhancement / D. D. Taralunga, G. Mihaela Neagu // *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018*. – 2018. – pp. 387–391.
18. Fetal Heart Rate Estimation from Phonocardiograms Using an EMD Based Method / D. Taralunga, M. Ungureanu, B. Hurezeanu, R. Strungaru // *Recent Advances in Computer Science*. – 2015. – pp. 414–417.
19. A hybrid method for fundamental heart sound segmentation using group-sparsity denoising and variational mode decomposition / V. G. Sujadevi [и др.] // *Biomedical Engineering Letters*. – 2019. – Vol. 9. – pp. 413–424.
20. Костелей, Я. В. Адаптация фильтра нелокального усреднения для усиления звуков тонов сердца на фонокардиограммах плода и человека / Я. В. Костелей, Д. С. Жданов, И. Г. Боровской // *Вестник СибГУТИ*. – 2021. – № 3 (55). – С. 77–91.
21. Алгоритм определения пульса на фонокардиограмме человека и плода без классификации тонов сердца [Электронный ресурс] / Я. В. Костелей, Д. С. Жданов, И. Г. Боровской // *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. – 2022. – 10(1). – Режим доступа: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.018.
22. Выбор параметров вейвлет-фильтрации фонокардиограммы плода в условиях высокой зашумленности / Д. С. Жданов, И. Ю. Земляков, Я. В. Костелей, А. Ш. Буреев // *Медицинская техника*. – 2021. – № 3(327). – С. 32–35.
23. Мобильное устройство для оценки состояния плода на основе контроля параметров сердечно-сосудистой системы / Д. С. Жданов, А. Ш. Буреев, Я. В. Костелей [и др.] // *Медицинская техника*. – 2018. – № 2. – 308. – С. 13–14. Перевод: A Mobile Device for Assessing Fetal Status Based on Monitoring Cardiovascular System Parameters / D. S. Zhdanov, A. S. Bureev, Y. V. Kostelei [и др.] // *Biomedical Engineering*. – 2018. – Vol. 52. – No. 2. – pp. 87–91.

24. High-resolution phonocardiogram parameters / I. Yu. Zemlyakov, D. S. Zdanov, Y. V. Kosteley [и др.] // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – 2020. – Vol. 1019. – pp. 012025.1–7.
25. Mathematical model of heart sounds / I. Zemlyakov, D. Zhdanov, Y. Kosteley [и др.] // IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering. – 2020. – Vol. 862. – pp. 042021.1–8.
26. Analyzing approaches to mathematic modeling of heart sounds / I. Zemlyakov, D. Zhdanov, A. Bureev, Y. Kosteley // Prensa Medica Argentina. – 2019. – Vol. 105. – No. 9. – pp. 644–651.
27. 24-Hour Fetal/Maternal Monitoring System Based on Phonocardiogram Analysis / D. Zhdanov, A. Bureev, Y. Kosteley // MATEC Web of Conferences. – 2018. – Vol. 155. – pp. 01046.1–6.
28. Mathematical heart sound model construction criteria / I. Zemlyakov, D. Zhdanov, A. Bureev, Y. Kosteley, E. Golobokova // International Journal of Engineering and Advanced Technology (IJEAT). – 2019. – Vol.8. – No. 5. – PP. 2168–2173.
29. Костелей Я. В. Сравнительный анализ методов предварительной обработки фонокардиограмм плода / Я. В. Костелей, Е. В. Чехоцкая // Материалы 55-й Международной научной студенческой конференции МНСК-2017. – Новосибирск, 2017. – С. 138.
30. Костелей, Я. В. Разработка мобильного приложения для оценки состояния плода в антенатальном периоде развития в результате анализа фонокардиограмм / Я. В. Костелей, Е. В. Чехоцкая // Материалы 55-й Международной научной студенческой конференции МНСК-2017. – Новосибирск, 2017. – С. 183.
31. Устройство для дистанционного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы плода и матери / Я. В. Костелей, Д. С. Жданов, Е. В. Чехоцкая, Е. Ю. Дикман // Оптико-электронные приборы устройства в системах распознавания образов, обработки изображений и символьной информации. Распознавание – 2017: сб. материалов XIII Международ. научн.-техн. конф. – Курск, 2017. – С. 199–202.
32. Неинвазивные методы медицинской диагностики / Д. С. Жданов, Я. В. Костелей, Е. В. Чехоцкая // SibTest 2017: Сборник тезисов IV международной конференции по инновациям в неразрушающем контроле SibTest. – Томск: Изд-во ТПУ, 2017. – С. 103–104.
33. Костелей, Я. В. Алгоритмы определения оценочных параметров сердечно-сосудистой системы плода в системе мобильного мониторинга / Я. В. Костелей, Д. С. Жданов // Научная сессия ТУСУР–2018: материалы Международной научно-технической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. – Томск: В-Спектр, 2018: в 5 частях. – Ч. 3. – С. 98–100.

34. Костелей, Я. В. Обзор методов автоматизированного анализа кардиоинтервалограмм / Я. В. Костелей, Д. С. Жданов, И. Г. Боровской / Интеллектуальные информационные системы: труды международной научно-практической конференции: в 2 ч. – Воронеж: Изд-во ВГТУ, 2018. – Ч. 2. – С.187–190.
35. Костелей, Я. В. Алгоритм фильтрации акустического сигнала сердцебиений плода с использованием фильтра нелокального усреднения и энергии Шеннона / Я. В. Костелей, Д. С. Жданов // Сборник избранных статей научной сессии ТУСУР. – Томск: В-Спектр, 2020. – Ч. 2. – С. 88–90.
36. Выделение, идентификация и критерии оценки тонов и шумов сердца при фонокардиографических исследованиях / Д. С. Жданов, И. Ю. Земляков, Я. В. Костелей, Л. А. Хохлова // IX Международная научно-практическая конференция «Информационно - измерительная техника и технологии»: материалы IX научно-практической конференции. – 2018. – с. 33–35.
37. Анализ подходов к математическому моделированию тонов сердца / Д. С. Жданов, И. Ю. Земляков, Я. В. Костелей, А. Ш. Буреев // IX Международная научно-практическая конференция «Информационно-измерительная техника и технологии»: материалы IX научно-практической конференции. –2018. – С. 32–33.
38. Костелей, Я. В. Алгоритмы расчета параметров сердечно-сосудистой системы плода в системе мобильного мониторинга / Я. В. Костелей, Е. В. Чехоцкая // Материалы XVII Всероссийской конференции молодых учёных по математическому моделированию. — Новосибирск: ИВТ СО РАН, 2016. — С. 45.
39. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2019660830. Программа для исследования индивидуальных особенностей сердечных сокращений на фонокардиограммах человека / Д. С. Жданов, Е. В. Голобокова, И. Ю. Земляков, Я. В. Костелей [и др.] – Заявка № 2019619814. Дата поступления 01.08.2019 г. Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 13.08.2019 г.
40. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2016662743. Модуль «МРМ пациента» устройства суточного мониторинга состояния плода и матери в антенатальном периоде беременности / А. Ш. Буреев, Д. С. Жданов, Е. Ю. Дикман, Я. В. Костелей [и др.] – Заявка № 2016619096. Дата поступления 23.08.2016 г. Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 21.11.2016 г.
41. Алгоритм построения кардиоинтервалограммы на основе фонокардиограммы / В. М. Аед [и др.] // Радиотехнические и телекоммуникационные системы. – 2016. – № 2. – Т. 22. – С. 34–43.

42. Computer-Based Detection and Analysis of Heart Sound and Murmur / M. El-Segaier [и др.] // *Annals of Biomedical Engineering*. – 2005. – Vol. 33. – No. 7. – pp. 937–942.
43. Yang, X. A relative value method for measuring and evaluating neonatal cardiac reserve / X. Yang, W. Zeng // *The Indian Journal of Pediatrics*. – 2011. – Vol. 77. – No. 6. – pp. 661–664.
44. Segmentation of heart sound recordings by aduration-dependent hidden Markov model / S. E. Schmidt [и др.] // *Physiological measurement*. – 2010. – Vol. 31. – pp. 513–529.
45. Radar-Based Heart Sound Detection / C. Will [и др.] // *Scientific reports*. – 2018. – Vol. 8. – No. 1. – pp. 11551.1–14.
46. A framework for automatic heartsound analysis without segmentation / S. Yuenyong [и др.] // *Biomedical engineering online*. – 2011. – Vol. 10. – pp. 13.1–23.
47. Robust heart rate estimation from noisy phonocardiograms / D. B Springer. [и др.] // *Computing in Cardiology*. – 2014. – Vol. 41 – pp. 613–616.
48. Robust and Real-Time Capable Envelope-Based Algorithm for Heart Sound Classification: Validation under Different Physiological Conditions / Thalmayer A [и др.] // *Sensors*. – 2020. – Vol. 20. – No 4. – pp. 972.1–21.
49. Оказание медицинской помощи при одноплодных родах в затылочном предлежании (без осложнений) и в послеродовом периоде, утвержденные Российским обществом акушеров-гинекологов: Письмо министерства здравоохранения Российской Федерации от 06.05.2014 г. № 15-4/10/2-3185.
50. The frequency of breech presentation by gestational age at birth: A large population-based study / D. E. Hickok [и др.] // *American Journal of Obstetrics and Gynecology*. – 1993. – Vol. 166. – No. 3. – pp. 851–852.
51. Final Report «Signal processing methodologies for an acoustic fetal heart rate monitor» / Robert A. Pretlow III, John W. Stoughton. – NASA-CR-1908. – Old Dominion Univ., 1991. –105 p.
52. A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring / F. Kovacs, M. Torok, I. Habermajer // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2000. – Vol. 47. – No. 1. – pp. 124–130.
53. Multichannel automatic foetal movement monitoring and classification system / I. Florentin, G. F. Inbar, I. E. Timor-Tritsch // *Med.Biol. Eng. Comput.* – 1985. – Vol. 23. – pp. 178–186.
54. Verburg, J. Phonocardiography – Physical and technical aspects and clinical uses / J. Verburg, E. van Vollenhoven / *Noninvasive Physiological Measurements*. – 1979. – pp. 213–259.
55. Studies of antepartum state in the fetus term / I. E. Timor-Tritschet [и др.] // *Amer. J. Obstet. Gynecol.* – 1978. – Vol. 132. – pp. 524–528.

56. Wide bandwidth fetal phonography using a sensor matched to the compliance of the mother's abdominal wall / D. G. Talbert [и др.] // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 1986. – Vol. BME-33. – pp. 175–181.
57. McDonnell, J. T. E. Processing and analysis of foetal phonocardiographic signals: дис. на соиск. уч. степ. докт. фил. наук / J. T. E. McDonnell; the University of Edinburgh. Department of Electrical Engineering. – Edinburgh: Б.и. – 1990.
58. Baskaran, A. Fetal heart sound analysis: a preliminary evaluation / A. Baskaran, N. Sivalingam // *Med J Malaysia.* – 1996. – Vol. 51. – No. 1 pp. 64–67.
59. Nagel, J. New diagnostic and technical aspects of fetal phonocardiography / J. Nagel // *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol.* – 1986. – Vol. 23. – No.5–6. – pp. 295–303.
60. Fetal Phonocardiogram Decomposition Framework / V. A. Vadali [и др.] // *SoutheastCon 2018.* – 2018.
61. An open access database for the valuation of heart sound algorithms / Liu, C. [и др.] // *Physiol. Meas.* – 2016. – Vol. 37. – pp. 2181–2213.
62. Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями [Электронный ресурс] / Всемирная Организация здравоохранения. – 2020. – Режим доступа: [https://www.who.int/cardiovascular\\_diseases/ru/](https://www.who.int/cardiovascular_diseases/ru/).
63. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals / A. Goldberger [и др.] // *Circulation.* – 2000. – Vol. 101. – № 23. – pp. 215–220.
64. The PASCAL Classifying Heart Sounds Challenge 2011 (CHSC2011). Results [Электронный ресурс] / P. Bentley [и др.] // Peter J Bentley's Site. – 2021. – Режим доступа: [www.peterjbentley.com/heartchallenge](http://www.peterjbentley.com/heartchallenge), свободный. – Яз. англ.
65. Heart sound anomaly and quality detection using ensemble of neural networks without segmentation / M. Zabihi [и др.] // *2016 Computing in Cardiology Conference (CinC).* – 2016. – pp. 613–616.
66. The Implementation of Pretrained AlexNet on PCG Classification / Alaskar, H., N. Alzhrani, A. Hussain, F. Almarshed // *ICIC 2019: Lecture Notes in Computer Science.* – 2019. – pp. 784–794.
67. A Deep Learning Approach for Valve Defect Recognition in Heart Acoustic Signal / D. Kucharski, D. Grochala, M. Kajor, E. Kantoch // *Advances in Intelligent Systems and Computing.* – 2017. – vol. 655. – pp. 3–14.
68. A portable Raspberry Pi-based system for diagnosis of heart valve diseases using automatic segmentation and artificial neural networks / J. Abdulkader [и др.] // *Cogent Engineering.* – 2020. – Vol. 7. – No. 1. – pp. 1–16.

69. Частотно-временной анализ звуков второго тона сердца для оценки давления в легочной артерии / В. Г. Андреев, В. В. Грамович, М. В. Красикова [и др.] // *Акустический журнал*. – 2020. – Т. 66. – № 5. – С. 556–562.
70. Cherif, L. H. The impact of valvular pathologies on heart rate, the second heart sound split, and systolic pulmonary arterial pressure / L.H. Cherif, S. M. Debbal // *Journal of mechanics in medicine and biology*. – 2018. – Vol. 18. – No. 1. – pp. 1850008.1–14.
71. Горшков, Ю. Г. Получение и обработка многоуровневых частотно-временных акустокардиограмм / Ю. Г. Горшков // *Медицинская техника*. – 2013. – № 1. – С. 15–17.
72. Головкин, В.В. Использование вейвлет-преобразования для обработки нестационарных акустических сигналов сердца с целью выявления его патологий / В. В. Головкин, Ю. К. Шлык, А. Д. Митянов // *Вестник кибернетики*. – 2009. – № 8. – С. 81–88.
73. Spectral analysis of fetal heart sounds in healthy and pathological subjects / V. S. Chourasia, A. K. Tiwari, R. Gangopadhyay // *International Journal of Medical Engineering and Informatics*. – 2012. – Vol. 4. – No. 2. – pp. 125–138.
74. Андреева, Е. А. Система аутентификации, основанная на использовании акустических свойств сердца / Е. А. Андреева // *Доклады ТУСУР*. – 2012. – №1–2. – С. 153–156.
75. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions / P. Chetlur Adithya, R. Sankar, W. A. Moreno, S. Hart // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2016. – Vol. 33. – pp. 289–305.
76. Sameni, R. Shiraz University Fetal Heart Sounds Database (version 1.0.1) [Источник данных] / R. Sameni, M. Samieinasab // *PhysioNet*. – 2021. – Режим доступа: <https://doi.org/10.13026/42eg-8e59>, свободный. – Яз. англ.
77. Fetal PCG Database [Источник данных] / *PhysioNet*. – 2021. – Режим доступа: <https://doi.org/10.13026/C2PD5B>, свободный. – Яз. англ.
78. Simulation of foetal phonocardiographic recordings for testing of FHR extraction algorithms / M. Cesarelli, M. Ruffo, M. Romano, P. Bifulco // *Comput Methods Programs Biomed*. – 2012. – Vol. 107. – No. 3. pp. 513–523.
79. The effectiveness of the choice of criteria on the stationary and non-stationary noise removal in the phonocardiogram (PCG) signal using discrete wavelet transform / M. Rouis, S. Sbaa, N.E. Benhassine // *Biomedical Engineering: Biomedizinische Technik*. – 2019.
80. Systolic Murmurs Diagnosis Improvement by Feature Fusion and Decision Fusion / S. Akbari, H. Ghassemian, Z. Akbari // *2019 IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications (ICSIPA)*. – 2019. pp 6–11.

81. Nazeran, H. Wavelet-based segmentation and feature extraction of heart sounds for intelligent PDA-based phonocardiography / H. Nazeran // *Methods Inf Med.* – 2007. – Vol. 46. – No. 2. – pp. 135–141.
82. Kahankova, R. Comparison of Fetal Phonocardiogram Wavelet Denoising Methods / R. Kahankova, R. Martinek // *2018 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB).* – 2018.
83. Denoising of Fetal Phonocardiogram Signal by Wavelet Transformation / I. S. Faradisa, A. Ananda, T. A. Sardjono and M. H. Purnomo // *E3S Web Conf.* – 2020. – No. 188. – pp. 1–7.
84. Wavelet filtering of fetal phonocardiography: A comparative analysis / S. Tomassini, A. Strazza, A. Sbroolini // *Mathematical Biosciences and Engineering.* – 2019. – Vol. 16. – No. 5. – pp. 6034–6046.
85. Chourasia, V. S. Wavelet-based denoising of fetal phonocardiographic signals / V. S. Chourasia, A. K. Mitra // *International Journal of Medical Engineering and Informatics.* – 2010. – Vol. 2. – No. 2, pp. 139–150.
86. Adaptive SVR Denoising Algorithm for Fetal Monitoring System / Z. Wang, J. Wei, X. Li, [и др.] // *10th International Conference on Wireless Communications and Signal Processing (WCSP).* – 2018.
87. Jabbari, S. Source separation from single-channel abdominal phonocardiographic signals based on independent component analysis / S. Jabbari // *Biomed. Eng. Lett.* – 2021. – No. 11, pp. 55–67.
88. Samieinasab, M. Fetal phonocardiogram extraction using single channel blind source separation / M. Samieinasab, R. Sameni // *23rd Iranian Conference on Electrical Engineering.* – 2015. – pp. 78–83.
89. Рудницкий, А. Г. Использование метода нелокального усреднения для разделения звуков сердца и звуков дыхания / А. Г. Рудницкий // *Акустический журнал.* – 2014. – Т. 60. – № 6. – С. 688–695.
90. Signal Separation for Non-invasive Monitoring of Foetal Heartbeat / R. Acharyya, N. Scott, E. Deuss [и др.] // *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics.* – 2008. – pp. 497–501.
91. Validation of beat by beat fetal heart signals acquired from four-channel fetal phonocardiogram with fetal electrocardiogram in healthy late pregnancy / A. Khandoker, E. Ibrahim, S. Oshio, Y. Kimura // *Scientific Reports.* – 2018. – Vol. 8. – No. 1. – pp. 1–11.
92. Шаргаева, Н. В., Диагностика угрожаемых состояний плода во время беременности и в родах / Н. В. Шаргаева // *Проблемы здоровья и экологии.* – 2005. – № 3. – С. 103–112.

93. Dawes, G. S. Baseline in human fetal heart-rate records / G. S. Dawes, G. R. S. Houghton, C. W. G. Redman // *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*. 1982. – Vol. 89. – pp. 270–275.
94. Ayres-de-Campos, D. Can the reproducibility of fetal heart rate baseline estimation be improved? / D. Ayres-de-Campos [и др.] // *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*. – 2004. – Vol. 112. – No. 1. – pp. 49–54.
95. Hiett, A. K. A comparison of visual and automated methods of analyzing fetal heart rate tests / A. K. Hiett, L. D. Devoe, A. Youssef, P. Gardner, M. Black // *Am J Obstet Gynecol*. – 1993. – Vol. 168. – No. 5. – pp. 1517–1521.
96. Сидорова, И. С. Руководство по акушерству / И. С. Сидорова, В. И. Кулаков, И. О. Макаров // М.: Медицина, 2006. – 848 с.
97. Мантрова, Д. А. Синдром задержки роста плода: клинико-иммунологические и морфологические параллели: дис. на соиск. уч. степ. канд. мед. наук: 14.01.01 / Д. А. Минтрова; Национальный медицинский исследовательский центр акушерства, гинекологии и перинатологии имени академика В. И. Кулакова. – М.: Б.и., 2020. – 164 с.
98. Демидов, В. Н. Значение некоторых новых принципов расчета и анализа кардиотокограмм в оценке состояния плода во время беременности / В. Н. Демидов, А. В. Логвиненко, И. К. Сигизбаева // *Акушерство и гинекология*. – 1983. – № 10. – С. 38–41.
99. Значение введения поправки на сон, продления исследования и учета двигательной активности плода в повышении точности автоматизированной антенатальной кардиотокографии / В. Н. Демидов [и др.] // *Пренатальная диагностика*. – 2002. – Т. 1, № 4. – С. 263–271.
100. Dawes, G. S. Short-term fetal heart rate variation, decelerations, and umbilical flow velocity waveforms records / G. S. Dawes, M. Moulden, C. W. G. Redman // *ObstetGynecol*. – 1992. – Vol. 80. – No. 673. – pp. 8.
101. Criteria for the design of fetal heart rate analysis systems / G. S. Dawes, M. Moulden, C. W. G. Redman // *International Journal of Bio-Medical Computing*. – 1990. – Vol. 25. – Iss. 4. – pp. 287–294.
102. Алгоритм построения кардиоинтервалограммы на основе фонокардиограммы / А. М. Аед, Р. В. Исаков, Л. Т. Сушкова, В.А. Аль-Хайдри // *Радиотехнические и телекоммуникационные системы*. – 2016. – № 2. – С. 34–43.
103. Time Domain Features of Heart Sounds for Determining Mechanical Valve Thrombosis / S. Altunkaya, S. Kara, N. Gormus, S. Herdem // *Lecture Notes in Electrical Engineering*. – 2011. – Vol. 90. – pp. 173–181.

104. A review of image denoising algorithms, with a new one / A. Buades, B. Coll, J. M. Morel // *Multiscale Modeling and Simulation* // A SIAM Interdisciplinary Journal, Society for Industrial and Applied Mathematics. – 2005. – Vol. 4. – No. 2. – pp. 490–530.
105. Tracey, B. H. Nonlocal Means Denoising of ECG Signals / B.H. Tracey, E.L. Miller // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2012. – Vol. 59. – No. 9. – pp. 2383–2386.
106. Lee, Y. Periodicity-based nonlocal-means denoising method for electrocardiography in low SNR non-white noisy conditions / Y. Lee, D. Hwang, // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2018. – Vol. 39. – pp. 284–293.
107. Electrocardiogram Signal Denoising Using Extreme-Point Symmetric Mode Decomposition and Nonlocal Means / X. Tian, Y. Li, H. Zhou [и др.] // *Sensors*. – 2016. – Vol. 16. – No. 10. pp. 1584.
108. Singh, P. An Efficient ECG Denoising Technique Based on Non-local Means Estimation and Modified Empirical Mode Decomposition / P. Singh, S. Shahnawazuddin, G. Pradhan // *Circuits, Systems, and Signal Processing*. – 2018. – Vol. 37. – PP. 4527–4547.
109. Chao, S. Sliding Window Autocorrelation for the Synchronous Unsupervised Segmentation of the Phonocardiogram / S. Chao, A. D. Chan // *CMBES Proc.* – 2008. – Vol. 31. – no. 1.
110. Боровской, И. Г. Прогнозная модель финансовых рядов на основе кусочно-линейной аппроксимации / И. Г. Боровской, Я. В. Костелей // *Доклады ТУСУР*. – 2017. –Т. 20. – №2. С. 73–73.
111. Andersson S. Acceleration and Deceleration Detection and Baseline Estimation [Электронный ресурс] / Chalmers university of technology. – 2021. – Режим доступа: <https://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/146429.pdf>.
112. A Noise Suppression Technique for Fetal Phonocardiogram Monitoring Using Adaptive Neuro-Fuzzy Interference System / H. Skutova, R. Martinek, R. Jaros, R. Kahankova // *IFAC-PapersOnLine*. – 2018. – Vol. 51. – No 6. – pp. 456–461.
113. Adaptive Signal Processing of Fetal PCG Recorded by Interferometric Sensor [Текст] / R. Martinek, R. Kahankova, J. Nedoma // *ECC 2017: Proceedings of the Fourth Euro-China Conference on Intelligent Data Analysis and Applications*. – 2017. – pp. 235–243.
114. Giordano N. A Novel Method for Measuring the Timing of Heart Sound Components through Digital Phonocardiography / N. Giordano, M. Knaflitz // *Sensors*. – 2019. –Vol. 19. – No. 8.– pp. 1868.
115. Kazemnejad, A., EPHNOGRAM: A Simultaneous Electrocardiogram and Phonocardiogram Database (version 1.0.0) / A. Kazemnejad, P. Gordany, R. Sameni // *PhysioNet*. 2021. Режим доступа: <https://doi.org/10.13026/tjtq-5911> (дата обращения 26.01.2022).

116. ГОСТ Р МЭК 60601-2-27-2013. «Изделия медицинские электрические. Часть 2-27. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к электрокардиографическим мониторам. – М: Стандартинформ, 2015. – 58 с.

117. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals / A. Goldberger [и др.] // *Circulation* [Online]. – 2000. – Vol.101. – No. 23. – P. e215–e220.

118. Fetal Heart Rate and Variability: Stability and Prediction to Developmental Outcomes in Early Childhood / J. A. DiPietro, M. H. Bornstein, C.-S. Hahn [и др.] // *Child Development*. – 2007. – Vol. 78. – No 6. – pp. 1788–1798.

119. Embryonic Heart Rate as a Prognostic Factor for Chromosomal Abnormalities / D. Oztekin, O. Oztekin, F. I. Aydal [и др.] // *Journal of Ultrasound in Medicine*. – 2009. – Vol. 28. – No 5. – pp. 609–614.

120. Prediction of neonatal acidemia by computer analysis of fetal heart rate and ST event signals / A. Costa, D. Ayres-de-Campos, F. Costa [и др.] // *American Journal of Obstetrics and Gynecology*. – 2009. – Vol. 201. – No 5. – pp. 1–6.

121. Tian, N. A. Comprehensive Evaluation of the Predictive Abilities of Fetal Electrocardiogram-Derived Parameters during Labor in Newborn Acidemia: Our Institutional Experience / N. Tian, W. Zhang // *BioMed Research International*. – 2018. – pp. 1–10.

## Приложение А

## Демонстрация макета отчета об исследовании для приложения 1к-МФ с применением результатов работы комплекса алгоритмов

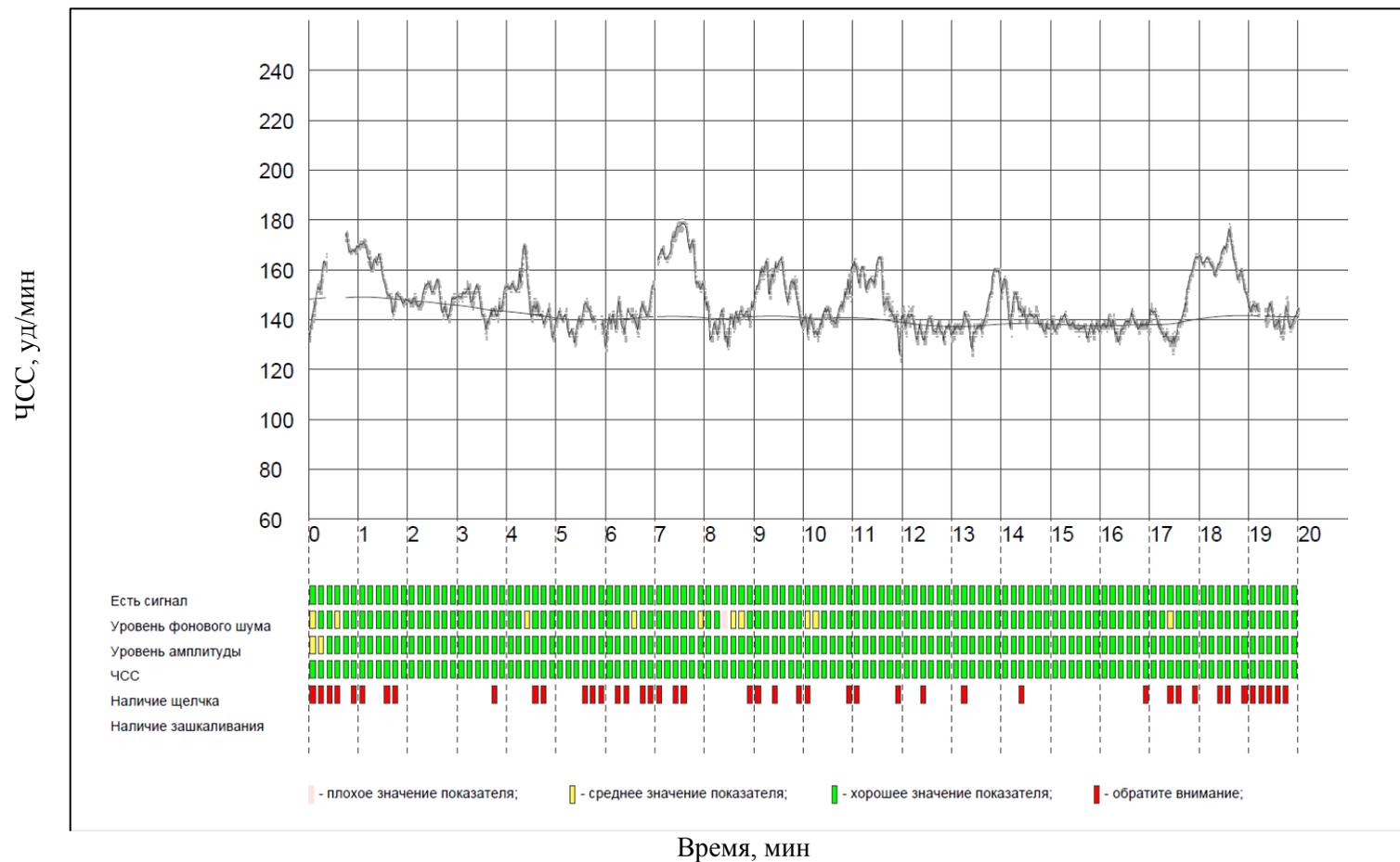


Рисунок А.1 – Макет отчета 40 минутного исследования для сигнала плода с ЧСС 136 уд/мин (0–20 мин)

ЧСС, уд/мин

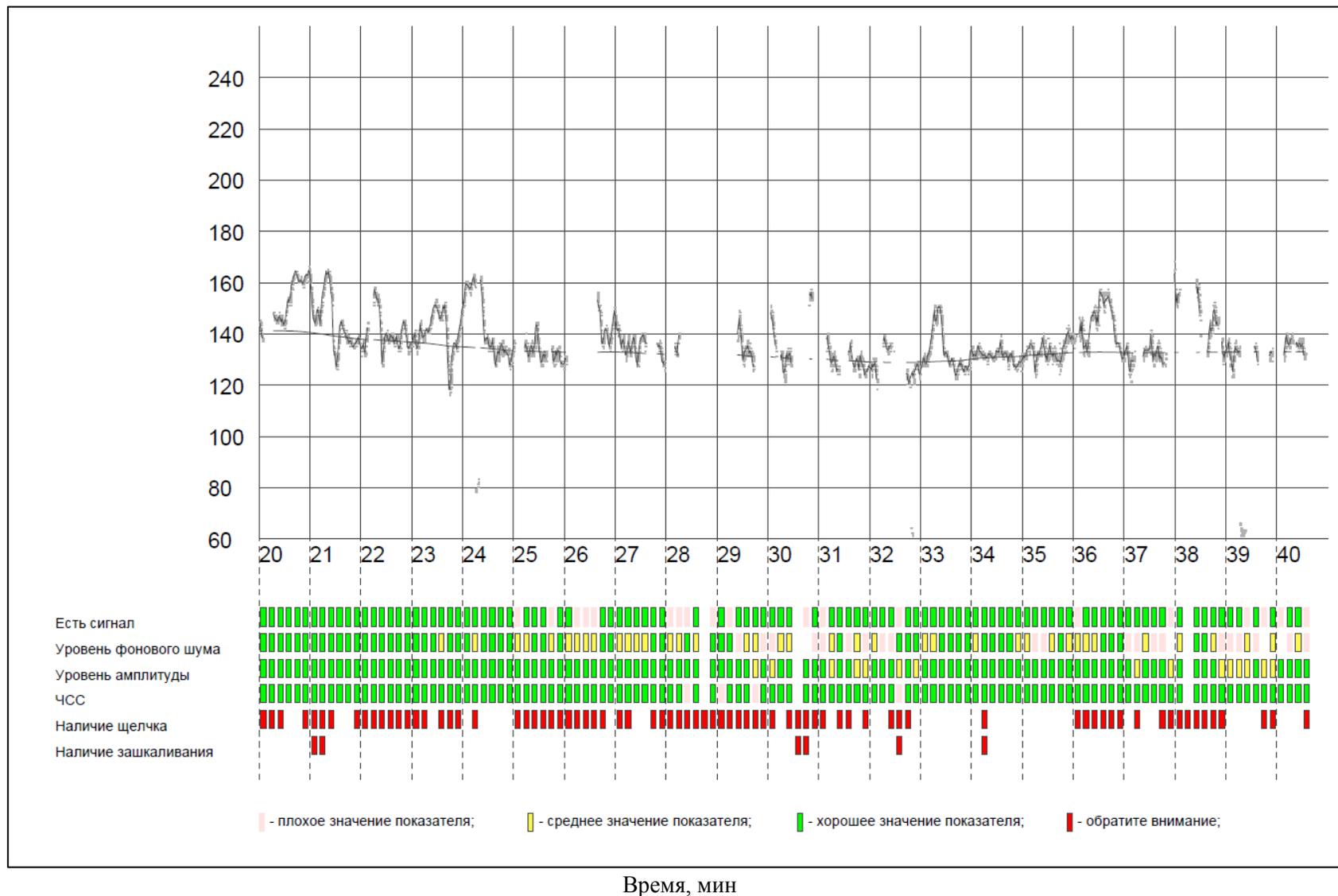


Рисунок А.2 – Макет отчета 40 минутного исследования для сигнала плода с ЧСС 136 уд/мин (20–40 мин)

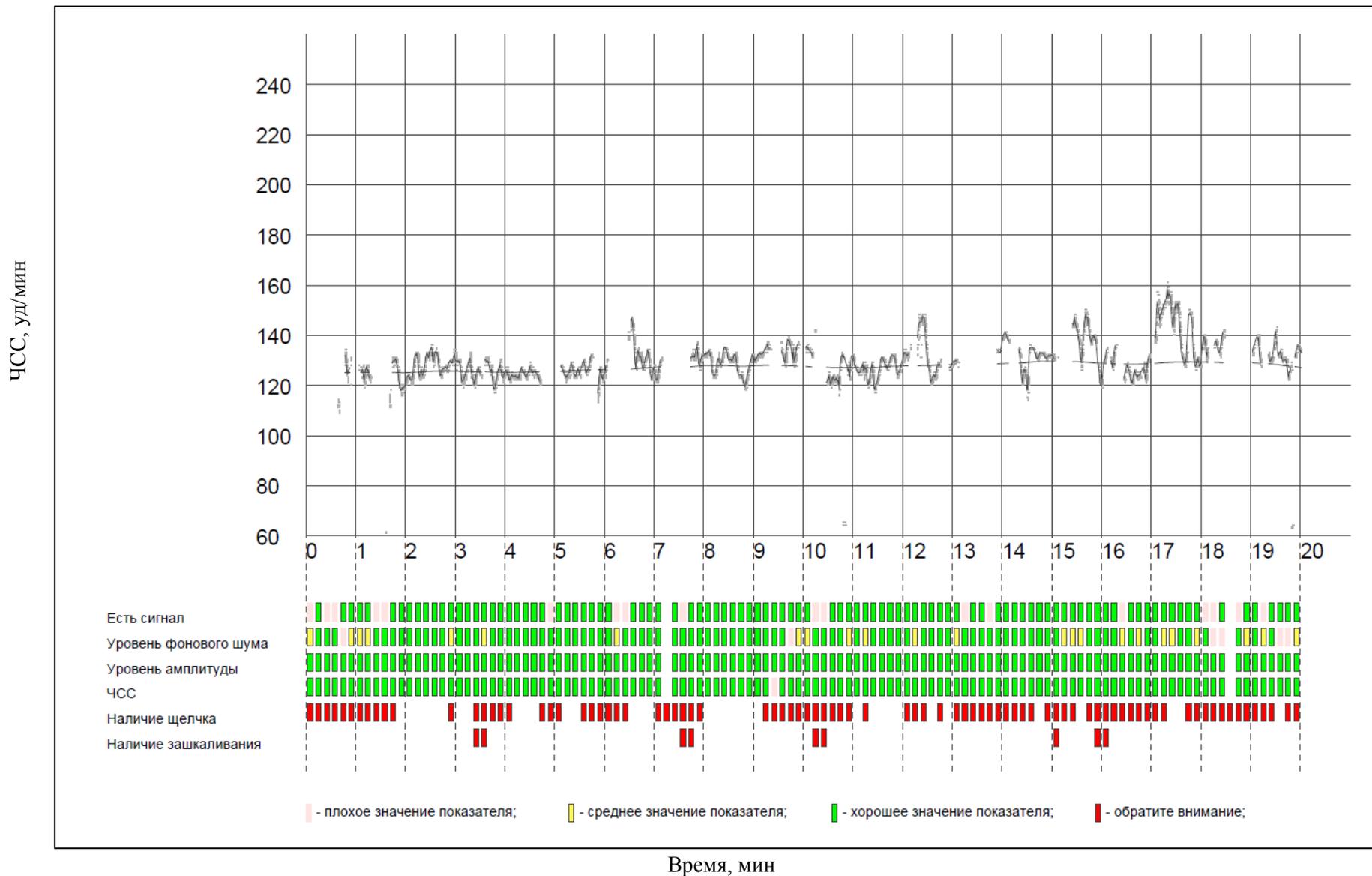
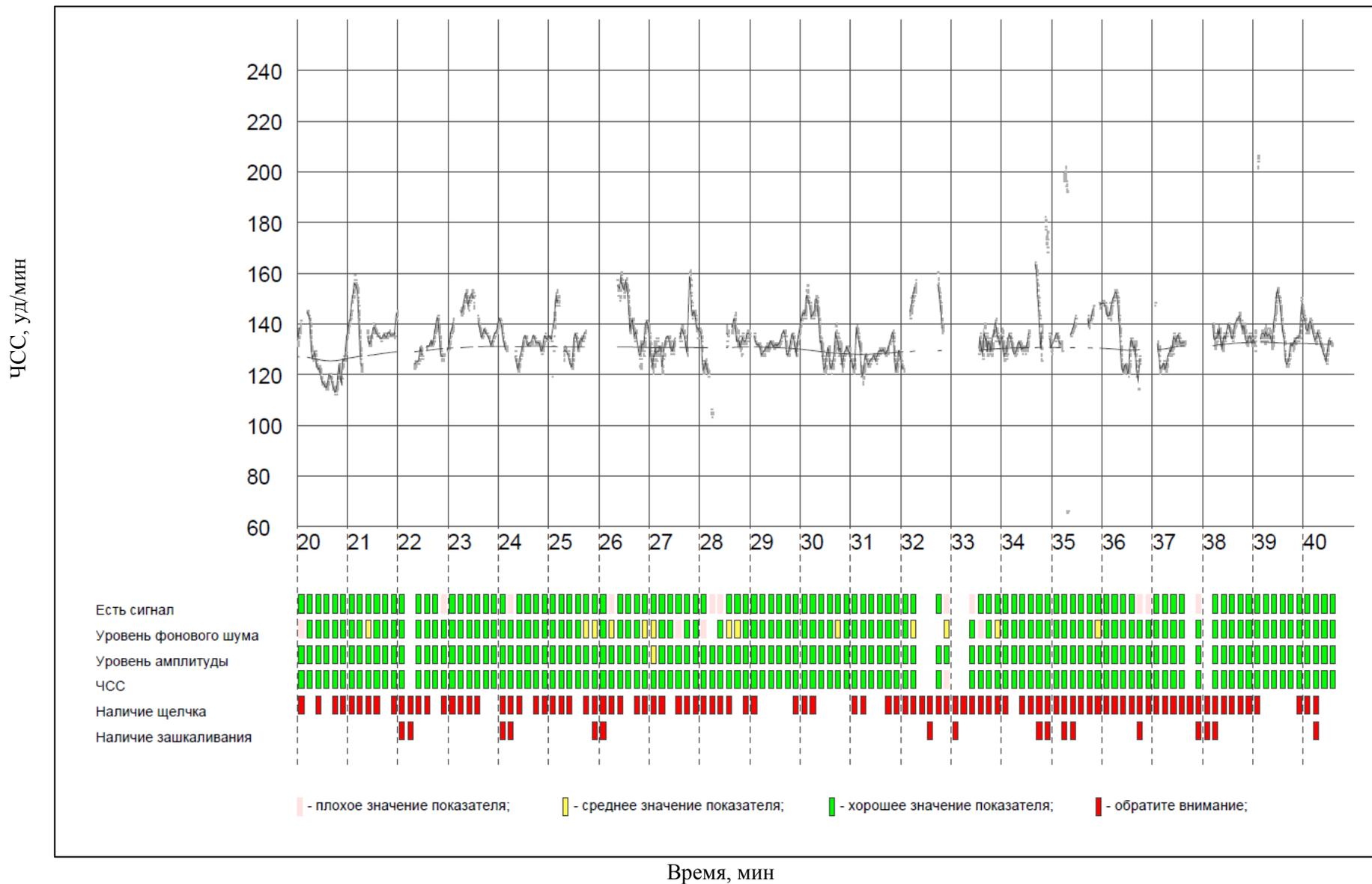


Рисунок А.3 – Макет отчета 40 минутного исследования для сигнала плода с ЧСС 133 уд/мин (0–20 мин)



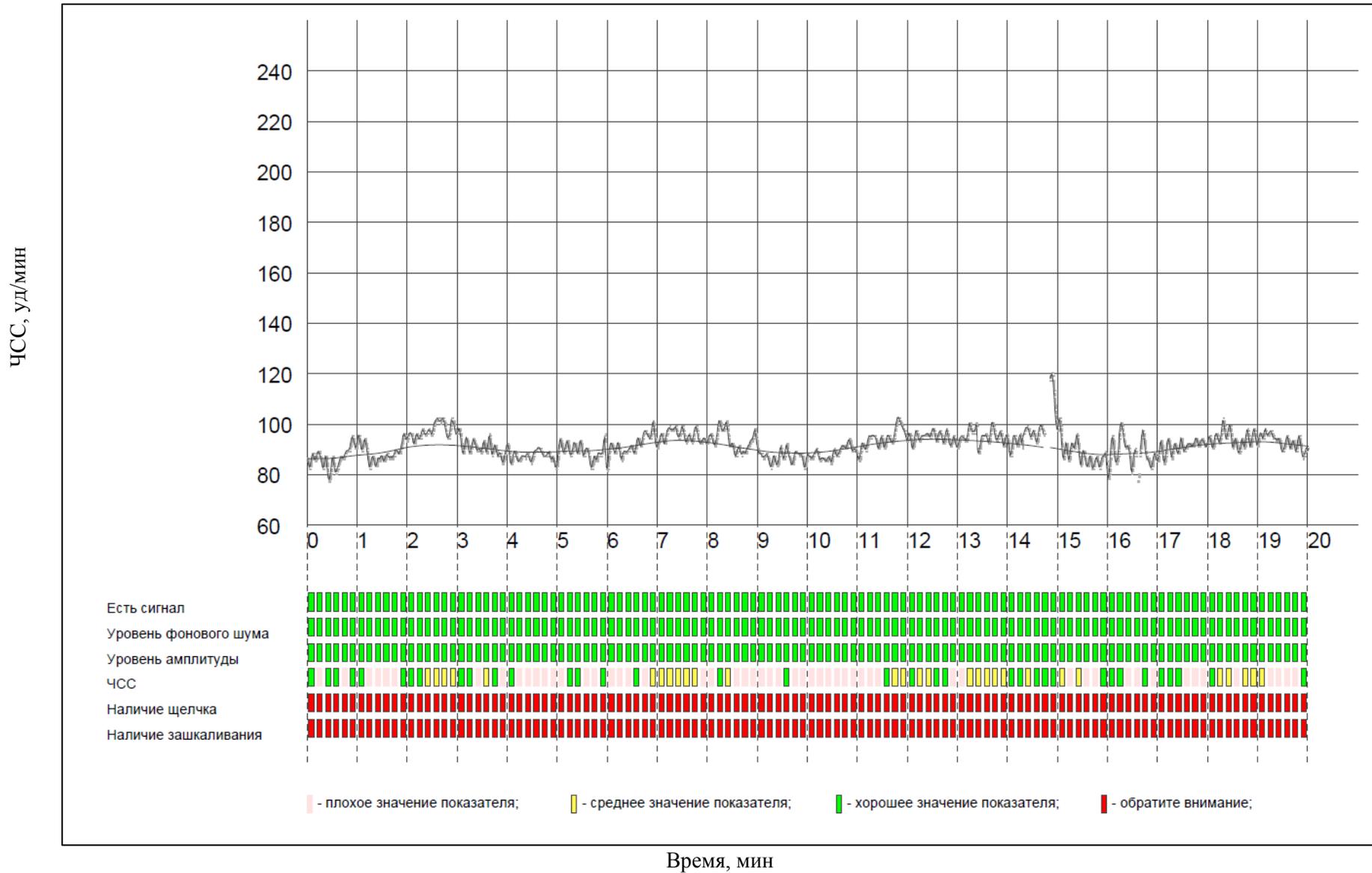


Рисунок А.5 – Макет отчета 40 минутного исследования для сигнала человека с ЧСС 88 уд/мин (0–20 мин)

ЧСС, уд/мин

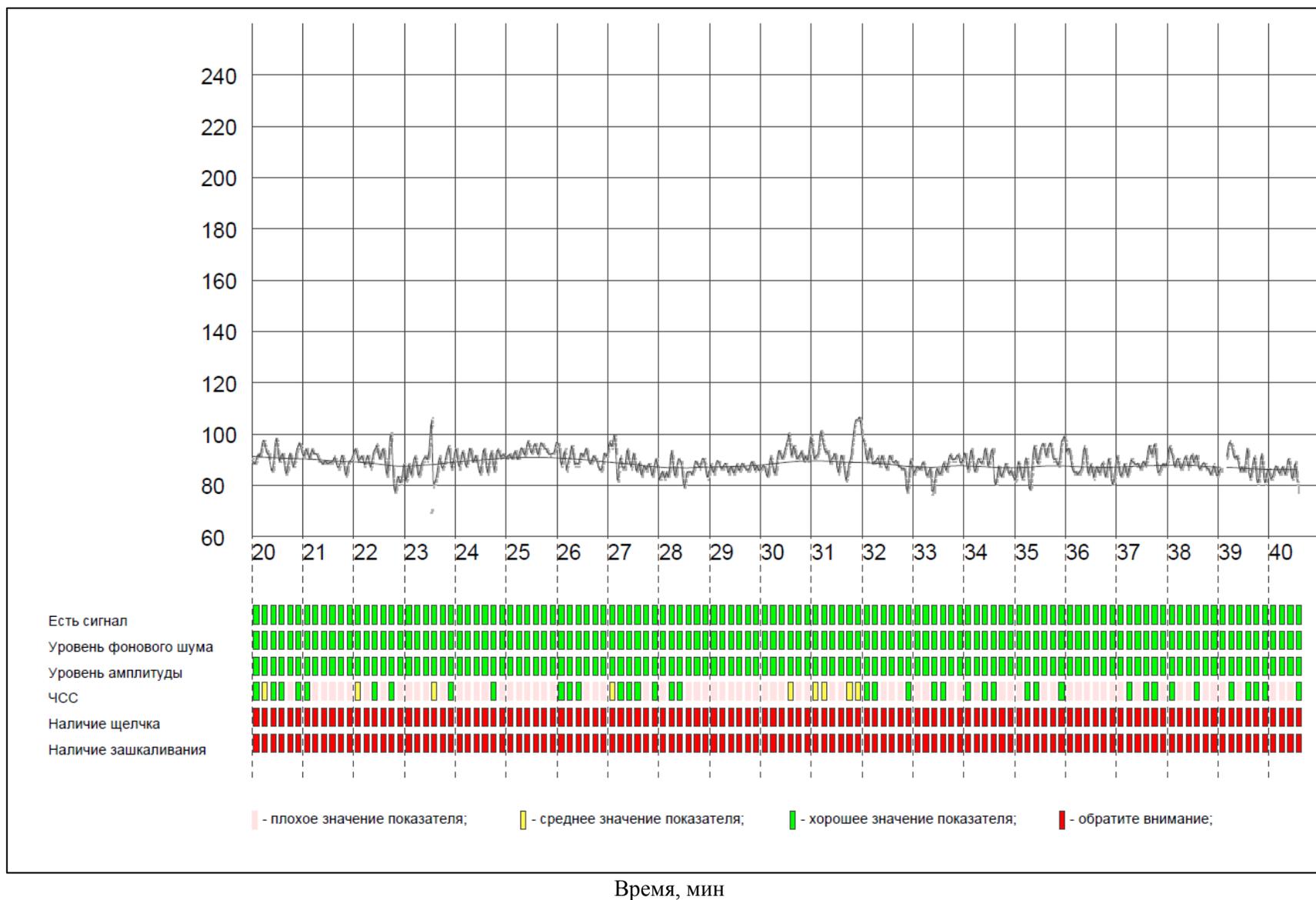


Рисунок А.6 – Макет отчета 40 минутного исследования для сигнала человека с ЧСС 88 уд/мин (20–40 мин)

## Приложение Б

Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на собственном наборе данных

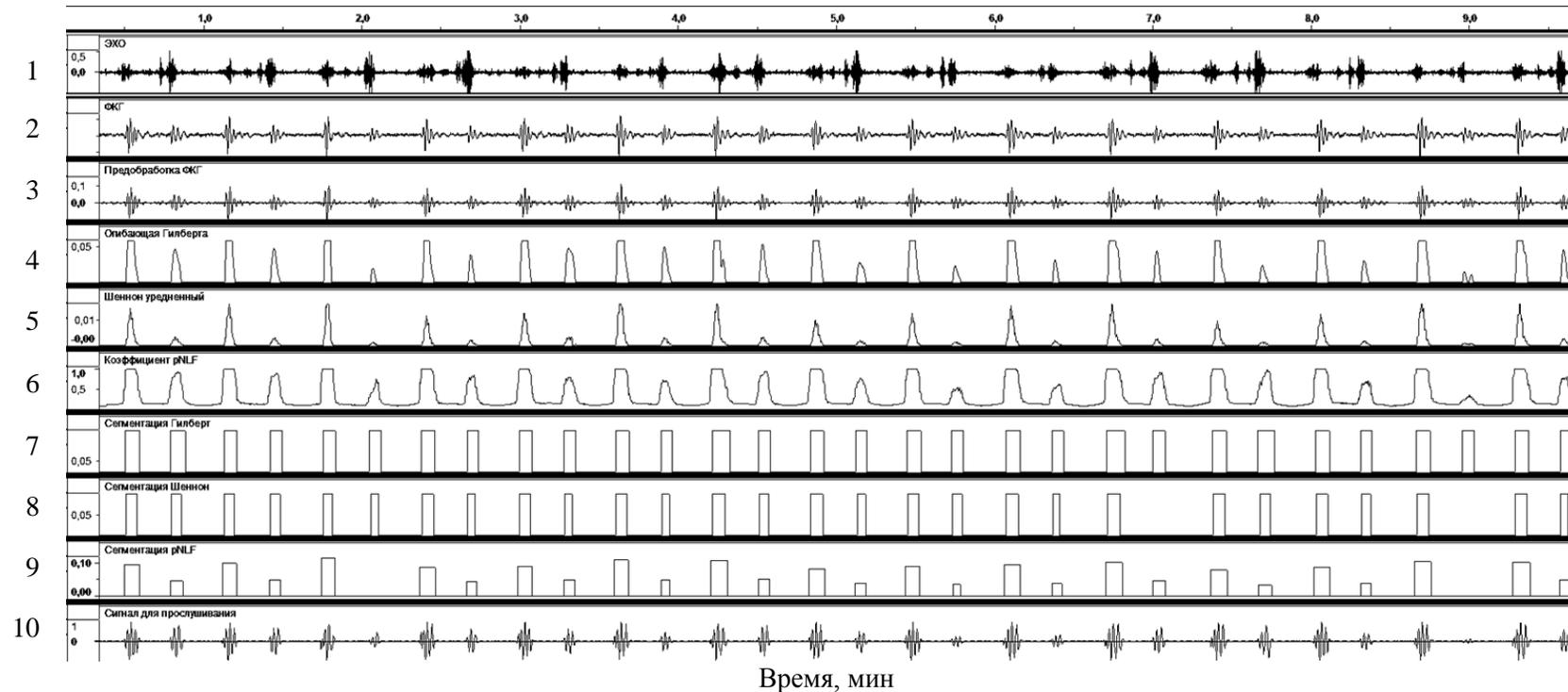


Рисунок Б.1 – Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных 1: сигнал ФМ (1), исходная ФКГ (2), ФКГ после фильтрации (3), огибающая Гилберта (4), энергия Шеннона (5), коэффициент rNLF (6), результат сегментации огибающей Гилберта (7), результат сегментации энергии Шеннона (8), результат сегментации предложенным алгоритмом (9), отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство (10)

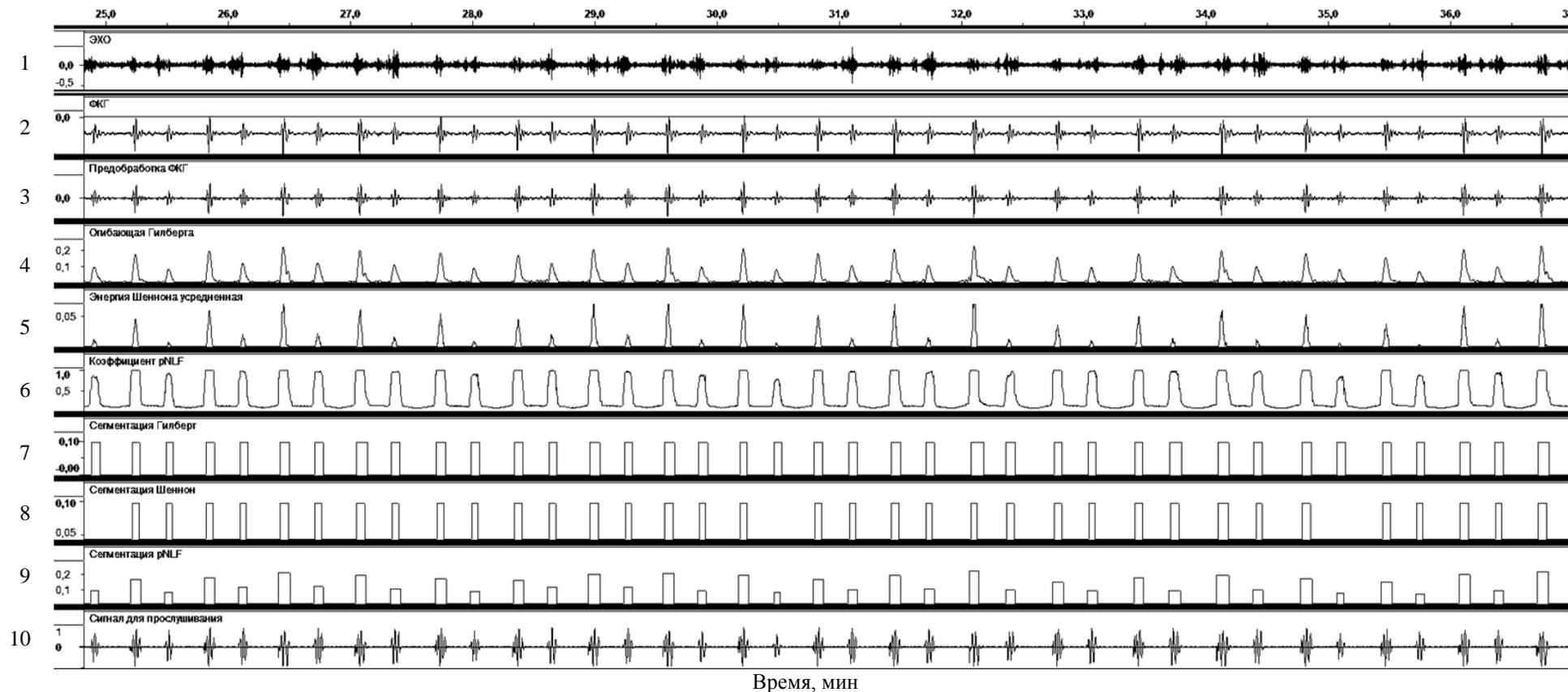


Рисунок Б.2 – Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных 2: сигнал ФМ (1), исходная ФКГ (2), ФКГ после фильтрации (3), огибающая Гилберта (4), энергия Шеннона (5), коэффициент rNLF (6), результат сегментации огибающей Гилберта (7), результат сегментации энергии Шеннона (8), результат сегментации предложенным алгоритмом (9), отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство (10)

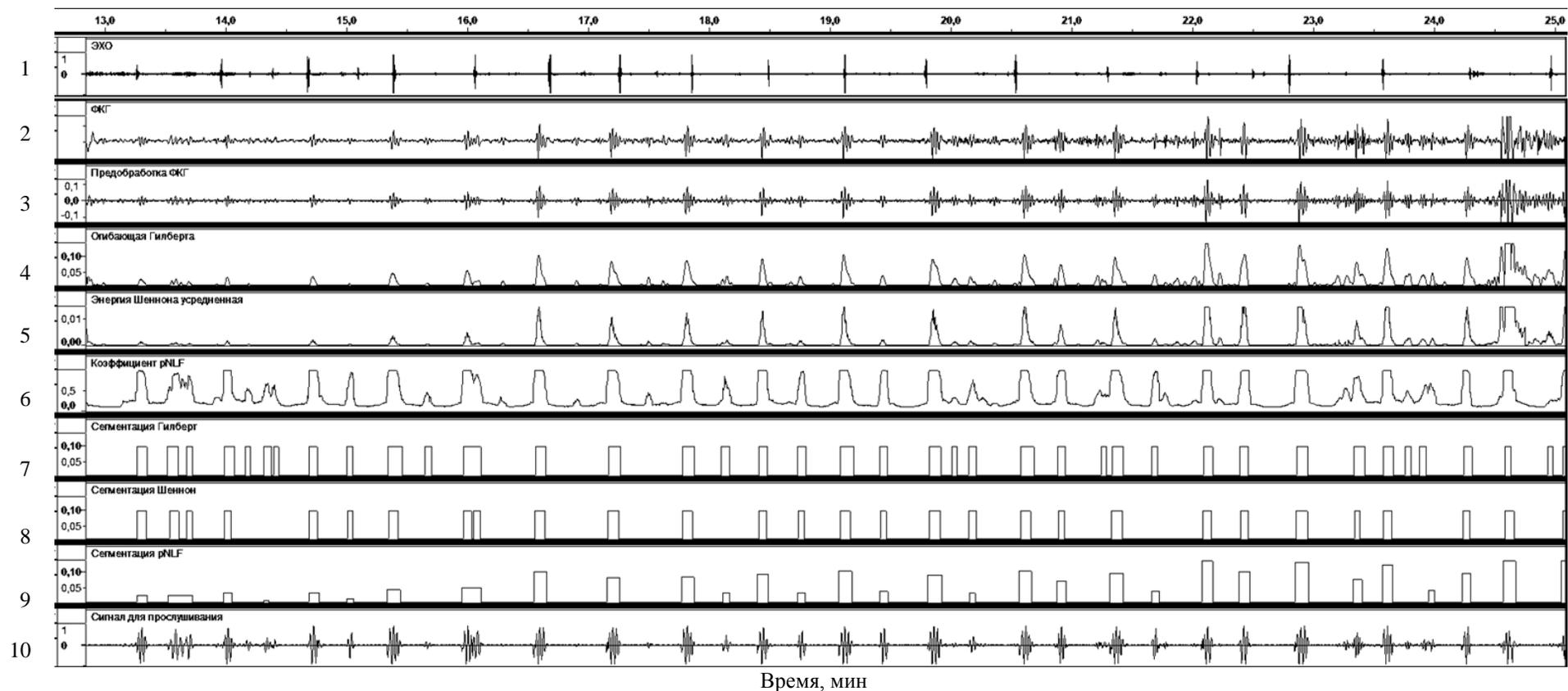


Рисунок Б.3 – Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных 3: сигнал ФМ (1), исходная ФКГ (2), ФКГ после фильтрации (3), огибающая Гилберта (4), энергия Шеннона (5), коэффициент rNLF (6), результат сегментации огибающей Гилберта (7), результат сегментации энергии Шеннона (8), результат сегментации предложенным алгоритмом (9), отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство (10)

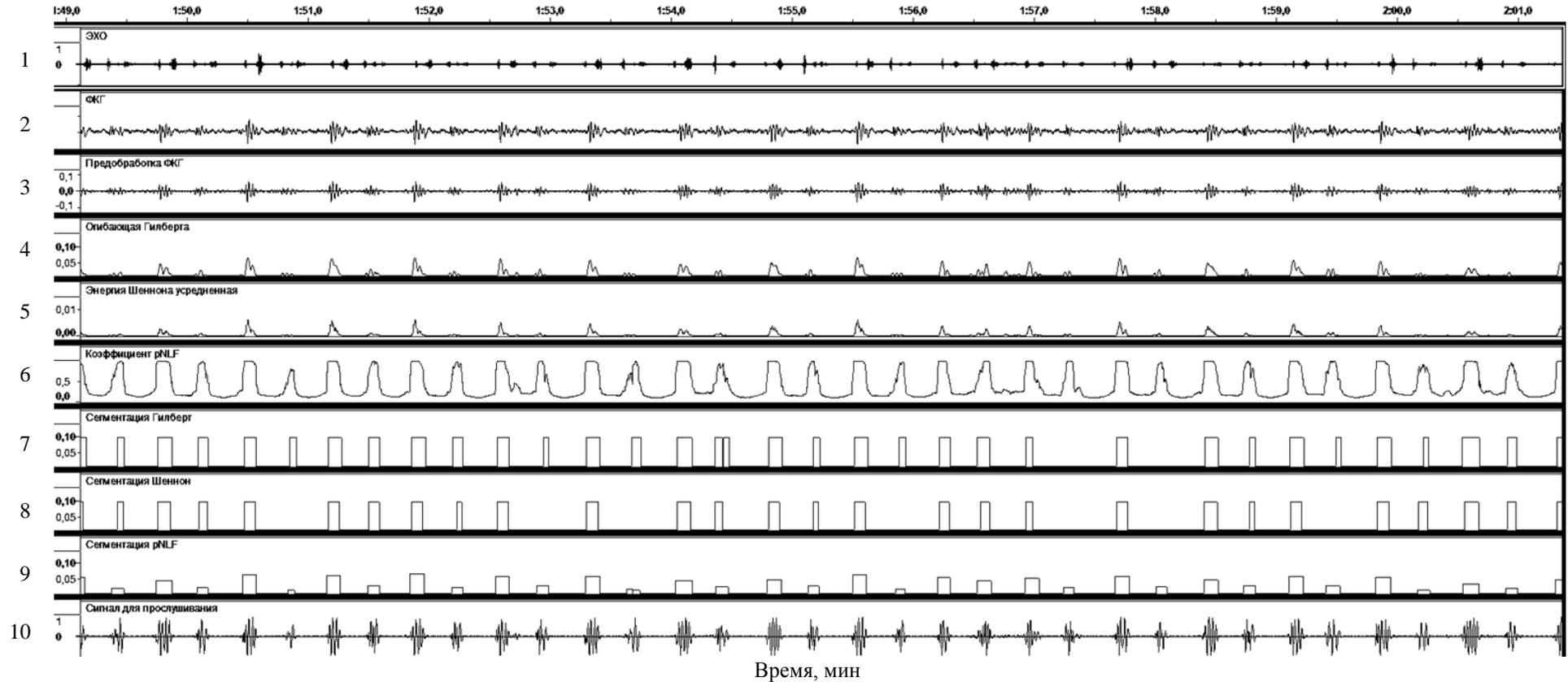


Рисунок Б.4 – Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных 3: сигнал ФМ (1), исходная ФКГ (2), ФКГ после фильтрации (3), огибающая Гилберта (4), энергия Шеннона (5), коэффициент rNLF (6), результат сегментации огибающей Гилберта (7), результат сегментации энергии Шеннона (8), результат сегментации предложенным алгоритмом (9), отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство (10)

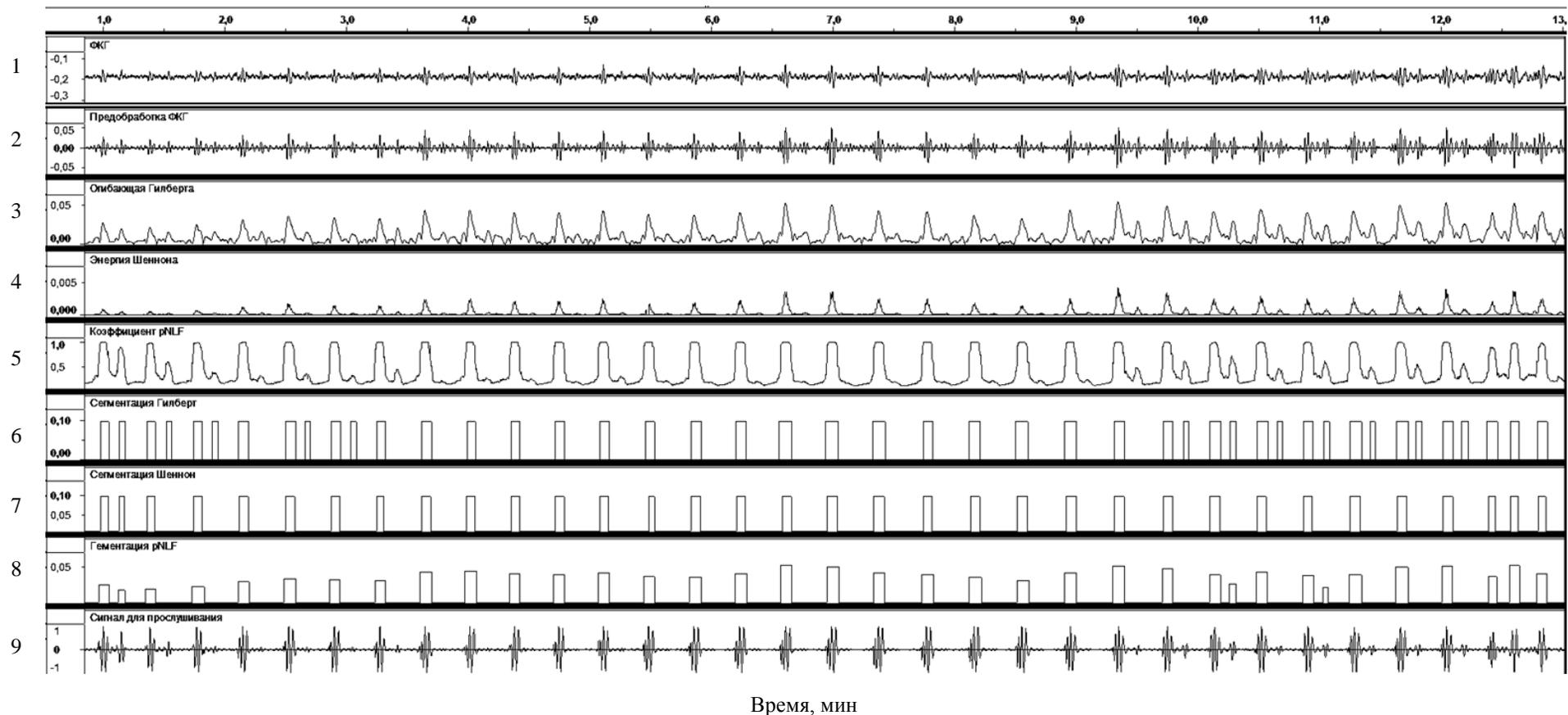
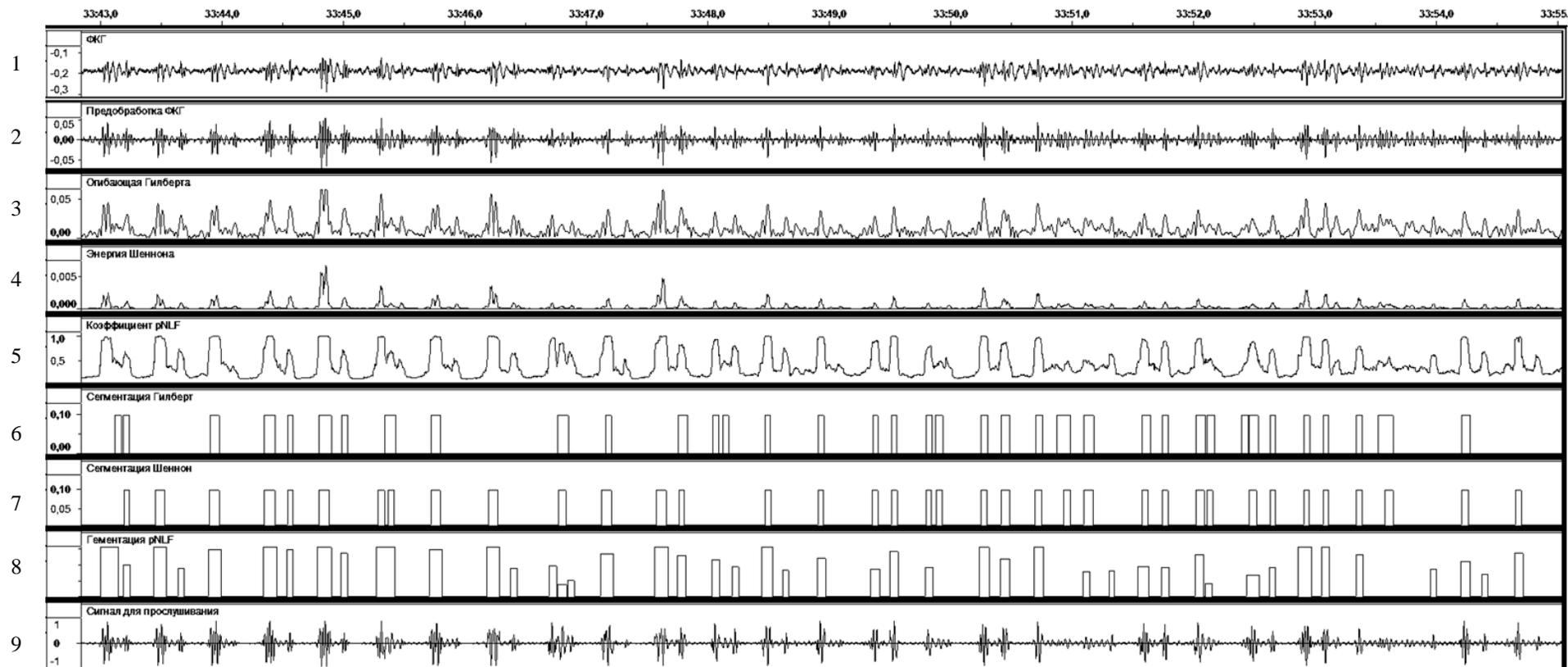


Рисунок Б.5 – Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных 4: исходная ФКГ (1), ФКГ после фильтрации (2), огибающая Гилберта (3), энергия Шеннона (4), коэффициент рNLF (5), результат сегментации огибающей Гилберта (6), результат сегментации энергии Шеннона (7), результат сегментации предложенным алгоритмом (8), отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство (9)



Время, мин

Рисунок Б.6 – Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных 4: : исходная ФКГ (1), ФКГ после фильтрации (2), огибающая Гилберта (3), энергия Шеннона (4), коэффициент rNLF (5), результат сегментации огибающей Гилберта (6), результат сегментации энергии Шеннона (7), результат сегментации предложенным алгоритмом (8), отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство (9)

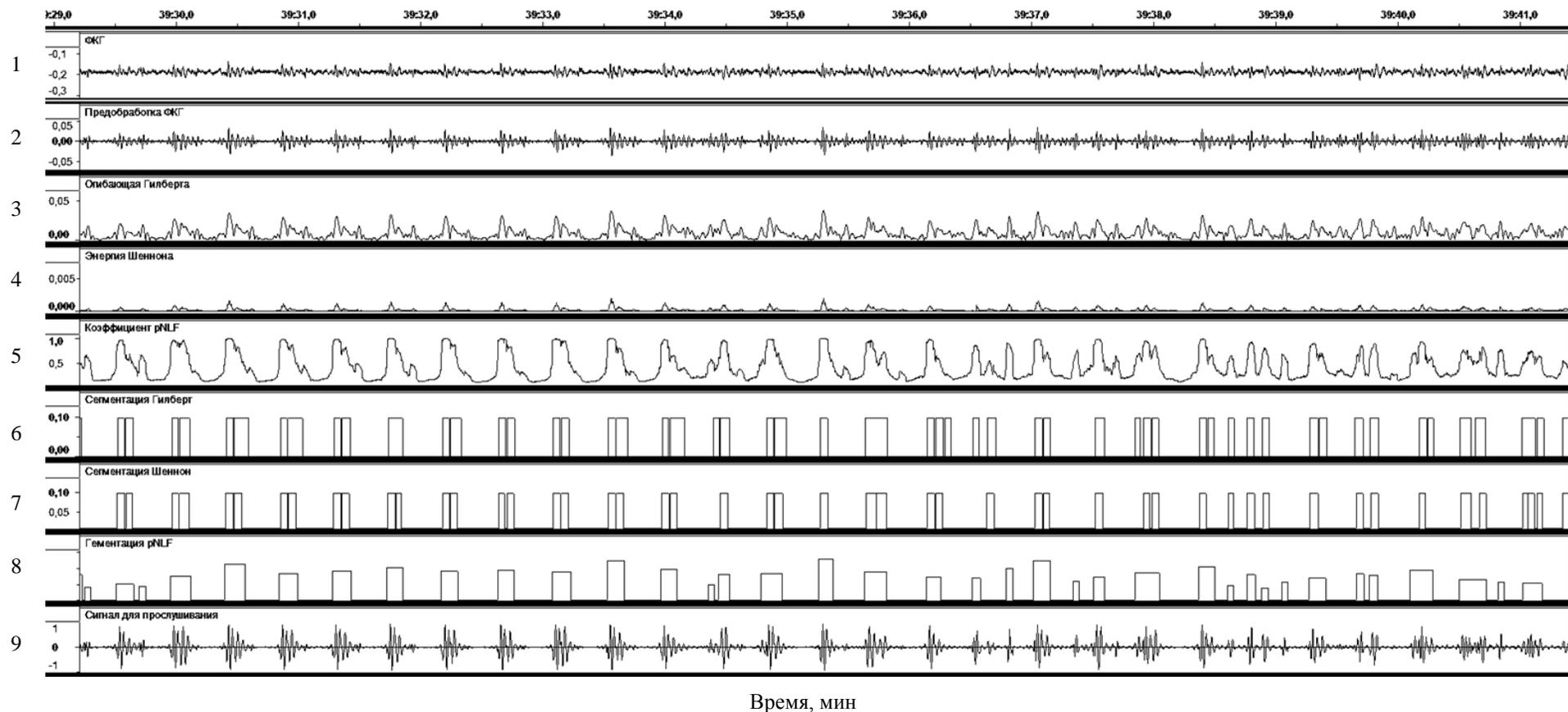


Рисунок Б.7 – Сравнение результатов промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков с референтными методами на наборе данных 4: : исходная ФКГ (1), ФКГ после фильтрации (2), огибающая Гилберта (3), энергия Шеннона (4), коэффициент rNLF (5), результат сегментации огибающей Гилберта (6), результат сегментации энергии Шеннона (7), результат сегментации предложенным алгоритмом (8), отфильтрованная ФКГ для вывода на аудиоустройство (9)

## Приложение В

**Таблица описания сигналов набора данных EPHNOGRAM, используемого в экспериментальном исследовании**

№ сигнала в наборе данных	Сценарий записи	ФВЧ, Гц	ФНЧ, Гц	Наличие клиппир.	ЧСС, уд/мин	
					мин.	макс.
1	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100		93	151
2	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100		75	118
10	Отдых: сидя на кресле	10	100		56	71
11	Отдых: сидя на кресле	10	100		63	79
12	Отдых: сидя на кресле	20	60		70	83
13	Отдых: сидя на кресле	10	100		50	70
14	Отдых: сидя на кресле	10	100		53	68
15	Отдых: сидя на кресле	10	100		58	76
16	Отдых: сидя на кресле	10	100		73	83
17	Упражнение: медленная ходьба (7 мин)	10	100	да	74	118
18	Упражнение: медленная ходьба (7 мин)	10	100	да	78	122
20	Отдых: лежа на кровати	20	60		85	103
21	Отдых: лежа на кровати	20	60	да	73	90
22	Отдых: лежа на кровати	10	100		64	83
23	Отдых: лежа на кровати	10	100		64	76
25	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100	да	82	165
26	Упражнение: крутить педали велотренажера			да	102	178
27	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100		90	160
29	Упражнение: крутить педали велотренажера	20	60		96	169
30	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100	да	93	165
31	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100		93	151
32	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100		91	131
33	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100		87	113
34	Упражнение: крутить педали велотренажера	10	100		101	142
35	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		93	164
36	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		108	193

№ сигнала в наборе данных	Сценарий записи	ФВЧ, Гц	ФНЧ, Гц	Наличие клиппир.	ЧСС, уд/мин	
					мин.	макс.
38	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		82	177
39	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		96	186
41	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		90	101
42	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		96	105
43	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		91	105
44	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		112	122
45	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		99	118
46	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		104	163
47	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	10	100		85	159
48	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		113	126
50	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		90	103
51	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	10	100		95	107
52	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60	да	82	128
53	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	20	60		113	122
54	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		123	183
55	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		87	154
56	Упражнение: стресс-тест на беговой дорожке по протоколу Брюса	20	60		113	172
57	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	10	100		96	111
58	Упражнение: ходьба с постоянной скоростью (3,7 км / ч).	10	100	да	79	91
59	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		93	151
60	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		68	158
61	Упражнение: велосипедный стресс-тест	20	60		82	143
62	Упражнение: велосипедный стресс-тест	20	60		87	169
64	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		86	149
65	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		96	155
66	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		87	169
67	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		74	143
68	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		88	156
69	Упражнение: велосипедный стресс-тест	10	100		75	118

## Приложение Г

**Сравнение результатов алгоритма определения интервалов подобным тонам  
сердца звуков с референтными методами на наборе данных EPHNOGRAM**

Таблица Г.1 – Количество звуков эталонной разметки и сегментированных звуков предложенным алгоритмом и референтными методами

№ сигнала в наборе данных	Тип аннотированного звука в эталонной разметке							
	один звук S1				хотя бы один или оба S1 или S2			
	эталон	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	эталон	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
1	3568	3153	3115	3456	3568	3294	3333	3533
2	2791	2522	2775	2774	2791	2540	2779	2776
10	1886	1879	1879	1886	1886	1886	1886	1886
11	2130	2098	2071	2130	2130	2106	2083	2130
12	2289	2163	2085	2251	2289	2275	2276	2289
13	1795	1792	1786	1795	1795	1795	1793	1796
14	1757	1724	1704	1751	1757	1755	1739	1755
15	2029	1974	2000	2029	2029	1993	2013	2029
16	2311	1915	2252	2305	2311	2260	2296	2307
17	2368	2237	2287	2331	2368	2322	2346	2360
18	2583	2379	2370	2461	2583	2558	2557	2562
20	2248	2162	2195	2204	2248	2191	2222	2232
21	2444	2438	2442	2443	2444	2442	2445	2445
22	2027	1669	1945	1995	2027	1856	1984	2015
23	2049	1812	1912	2041	2049	1969	2011	2047
24	2479	1695	2372	2401	2479	1953	2444	2454
25	3140	2658	2925	3087	3140	2819	3054	3126
26	3328	2480	3060	3013	3328	2733	3176	3132
27	3263	3116	3223	3198	3263	3173	3241	3219
29	3455	3364	3424	3447	3455	3372	3428	3449
30	3191	3064	3058	3004	3191	3170	3131	3071
31	3568	3153	3121	3456	3568	3295	3331	3533
32	3182	2546	3079	2959	3182	2652	3095	2994
33	2889	2642	2814	2851	2889	2667	2832	2863
34	3648	3609	3604	3632	3648	3621	3622	3641
35	3109	2863	2968	3075	3109	2926	3013	3093
36	3160	2665	2809	3096	3160	2864	2965	3120
37	2280	1091	1136	1311	2280	1759	1946	1925
38	3178	2694	2937	3063	3178	2839	3011	3112
39	2848	2646	2571	2730	2848	2722	2657	2789

Продолжение таблицы Г.1

№ сигнала в наборе данных	Тип аннотированного звука в эталонной разметке							
	один звук S1				хотя бы один или оба S1 или S2			
	эталон	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. рNLF	эталон	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. рNLF
41	1871	1427	1352	1679	1871	1659	1600	1785
42	2747	2325	2557	2682	2747	2454	2603	2690
43	2783	2646	2658	2751	2783	2722	2712	2773
44	3337	2818	3262	3329	3337	3064	3312	3335
45	2824	2545	2561	2728	2824	2653	2655	2779
46	3144	2890	3037	3106	3144	2971	3085	3130
47	2610	2328	2305	2372	2610	2544	2534	2571
48	2664	1406	1891	2404	2664	2323	2444	2612
49	1992	1448	1225	1298	1992	1837	1721	1757
50	2769	2726	2718	2748	2769	2749	2736	2756
51	2056	1060	973	1235	2056	1852	1854	1897
52	2842	2531	2727	2800	2842	2617	2783	2826
53	2017	1030	1005	1298	2017	1529	1457	1668
54	2813	2387	2386	2526	2813	2620	2613	2694
55	2606	2374	2284	2402	2606	2492	2413	2478
56	3182	2506	2801	3038	3182	2662	2909	3094
57	1999	853	815	783	1999	1981	1984	1893
58	1718	870	747	1007	1718	1623	1637	1668
59	3189	2418	3068	3127	3189	2492	3098	3148
60	2856	2215	2614	2761	2856	2376	2715	2802
61	2999	2772	2759	2932	2999	2934	2950	2988
62	3150	2978	3018	3125	3150	3024	3061	3140
64	3187	2524	3006	3123	3187	2639	3046	3147
65	3180	2862	3129	3159	3180	2954	3140	3165
66	3228	3109	3129	3198	3228	3124	3158	3211
67	3098	2817	3058	3083	3098	2871	3075	3090
68	3187	2797	3016	2902	3187	2849	3059	2962
69	2791	2520	2769	2774	2791	2541	2773	2776

Таблица Г.2 – Процент сегментированных звуков предложенным алгоритмом и референтными методами от эталонной разметки

№ сигнала в наборе данных	Тип аннотированного звука в эталонной разметке					
	один звук S1			хотя бы один или оба S1 или S2		
	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
1	88,3	87,3	96,9	92,3	93,4	99
2	90,3	99,4	99,4	91	99,5	99,5
10	99,6	99,6	100	100	100	100
11	98,5	97,2	100	98,8	97,7	100
12	94,5	91	98,3	99,4	99,4	100
13	99,8	99,4	100	99,9	99,8	100,1
14	98,1	97	99,7	99,8	98,9	99,9
15	97,2	98,5	100	98,2	99,2	100
16	82,8	97,4	99,7	97,7	99,3	99,9
17	94,4	96,5	98,4	98	99	99,7
18	92,1	91,7	95,3	99	99	99,2
20	96,1	97,6	98	97,5	98,8	99,3
21	99,7	99,9	100	99,9	100	100
22	82,3	96	98,4	91,6	97,9	99,4
23	88,4	93,3	99,6	96,1	98,1	100
24	68,3	95,6	96,9	78,7	98,5	99
25	84,6	93,1	98,3	89,7	97,2	99,6
26	74,5	91,9	90,5	82,1	95,4	94,1
27	95,4	98,7	98	97,2	99,3	98,7
29	97,3	99,1	99,8	97,6	99,2	99,9
30	96	95,8	94,1	99,3	98,1	96,2
31	88,3	87,4	96,9	92,3	93,3	99
32	79,9	96,7	93	83,3	97,2	94,1
33	91,4	97,3	98,7	92,3	98	99,1
34	98,9	98,8	99,6	99,2	99,3	99,8
35	92,1	95,4	98,9	94,1	96,9	99,5
36	84,3	88,9	98	90,6	93,8	98,7
37	47,8	49,8	57,5	77	85,2	84,4
38	84,7	92,4	96,4	89,3	94,7	98
39	92,8	90,2	95,9	95,5	93,3	97,9
41	76,2	72,2	89,7	88,6	85,5	95,4
42	84,6	93	97,6	89,3	94,7	97,9
43	95	95,5	98,9	97,8	97,4	99,7
44	84,4	97,7	99,8	91,8	99,2	100
45	90,1	90,7	96,6	93,9	94	98,4
46	91,9	96,6	98,8	94,5	98,1	99,6
47	89,2	88,3	90,9	97,4	97,1	98,5
48	52,7	70,9	90,2	87,1	91,7	98

Продолжение таблицы Г.2

№ сигнала в наборе данных	тип аннотированного звука в эталонной разметке					
	один звук S1			хотя бы один или оба S1 или S2		
	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
49	72,6	61,4	65,2	92,1	86,4	88,2
50	98,4	98,1	99,2	99,2	98,7	99,5
51	51,5	47,3	60,1	90	90,1	92,3
52	89	95,9	98,5	92,1	97,9	99,5
53	51	49,8	64,4	75,7	72,2	82,7
54	84,8	84,8	89,8	93,1	92,9	95,8
55	91,1	87,6	92,2	95,6	92,5	95,1
56	78,7	88	95,5	83,7	91,4	97,3
57	42,6	40,7	39,2	99	99,2	94,7
58	50,6	43,5	58,6	94,4	95,2	97,1
59	75,8	96,1	98,1	78,1	97,1	98,7
60	77,5	91,4	96,7	83,1	95	98,1
61	92,4	92	97,8	97,8	98,3	99,6
62	94,5	95,8	99,2	96	97,2	99,7
64	79,1	94,3	98	82,8	95,5	98,8
65	89,9	98,3	99,3	92,8	98,7	99,6
66	96,3	96,9	99,1	96,7	97,7	99,4
67	90,9	98,6	99,5	92,6	99,2	99,7
68	87,7	94,6	91,1	89,3	95,9	92,9
69	90,2	99,1	99,4	91	99,3	99,5

Таблица Г.3 – Количество и процент сегментированных звуков S2 предложенным алгоритмом и референтными методами от эталонной разметки

№ сигнала в наборе данных	Количество сегментированных S2				Процент сегментированных S2 от эталона		
	эталон	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
1	3568	1661	720	3144	46,5	20,2	88,1
2	2790	95	29	61	3,4	1	2,2
10	1885	1856	1818	1885	98,4	96,4	100
11	2130	1144	760	308	53,7	35,7	14,5
12	2288	1949	1405	2268	85,1	61,4	99,1
13	1795	1416	942	1374	78,8	52,4	76,5
14	1757	1741	1179	1732	99	67,1	98,6
15	2029	1003	1685	1924	49,4	83	94,8
16	2310	1757	1987	1887	76	85,9	81,7
17	2368	1208	840	1263	51	35,5	53,3
18	2582	1760	1126	1225	68,1	43,6	47,4

Продолжение таблицы Г.3

№ сигнала в наборе данных	Количество сегментированных S2				Процент сегментированных S2 от эталона		
	эталон	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
20	2247	992	511	802	44,1	22,7	35,7
21	2445	801	255	1946	32,8	10,4	79,6
22	2027	759	327	489	37,4	16,1	24,1
23	2048	1666	1592	1975	81,3	77,7	96,4
24	2480	864	789	1033	34,8	31,8	41,7
25	3139	1244	1255	2115	39,6	40	67,4
26	3327	1461	988	1356	43,9	29,7	40,8
27	3262	326	283	487	10	8,7	14,9
29	3454	97	45	85	2,8	1,3	2,5
30	3191	1244	847	1123	39	26,5	35,2
31	3568	1660	709	3144	46,5	19,9	88,1
32	3183	415	238	427	13	7,5	13,4
33	2889	156	127	227	5,4	4,4	7,9
34	3648	351	133	619	9,6	3,6	17
35	3109	684	336	423	22	10,8	13,6
36	3160	829	563	676	26,2	17,8	21,4
37	2281	1099	1295	1382	48,1	56,7	60,6
38	3177	922	453	771	29	14,3	24,3
39	2848	551	329	463	19,3	11,5	16,3
41	1871	918	716	917	49	38,2	49
42	2748	732	414	460	26,6	15,1	16,7
43	2782	1329	865	1131	47,7	31,1	40,7
44	3336	1071	620	836	32,1	18,6	25,1
45	2825	933	634	808	33	22,4	28,6
46	3143	404	228	346	12,8	7,3	11
47	2610	1041	859	969	39,9	32,9	37,1
48	2665	1599	1380	1487	60	51,8	55,8
49	1992	1327	1068	1215	66,5	53,6	61
50	2770	1232	656	886	44,5	23,7	32
51	2056	1361	1330	1354	66,2	64,7	65,9
52	2841	518	311	362	18,2	10,9	12,7
53	2017	766	630	694	37,9	31,2	34,4
54	2812	1100	964	1019	39,1	34,3	36,2
55	2606	1053	675	633	40,4	25,9	24,3
56	3181	654	406	571	20,6	12,8	18
57	1999	1481	1460	1379	74	73	69
58	1718	1283	1274	1354	74,6	74,1	78,8
59	3188	200	219	465	6,3	6,9	14,6
60	2856	545	460	458	19,1	16,1	16
61	2999	1084	922	1151	36,1	30,7	38,4

Продолжение таблицы Г.3

№ сигнала в наборе данных	Количество сегментированных S2			Процент сегментированных S2 от эталона			
	эталон	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
62	3150	849	558	969	26,9	17,7	30,8
64	3186	427	273	734	13,4	8,6	23
65	3179	385	93	158	12,1	2,9	5
66	3229	432	179	284	13,4	5,5	8,8
67	3098	606	404	436	19,5	13	14,1
68	3187	404	285	653	12,7	8,9	20,5
69	2790	99	31	62	3,5	1,1	2,2

Таблица Г.4 – Количество и процент сегментированных иных звуков предложенным алгоритмом и референтными методами от эталонной разметки

№ сигнала в наборе данных	Количество сегментированных иных звуков			Процент сегментированных иных звуков от эталона		
	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
1	100	27	39	2,04	0,7	0,59
2	777	150	37	22,89	5,08	1,29
10	485	57	12	11,49	1,52	0,32
11	1171	730	49	26,54	20,5	1,97
12	386	89	135	8,58	2,49	2,9
13	1286	790	16	28,62	22,46	0,5
14	1188	178	117	25,53	5,82	3,26
15	744	129	20	19,99	3,38	0,5
16	1963	273	92	34,84	6,05	2,15
17	2100	1301	639	37,91	29,48	15,59
18	1579	871	358	27,65	19,98	9,22
20	1884	942	953	37,49	25,86	24,19
21	454	64	112	12,3	2,32	2,49
22	2792	1041	297	53,49	31,43	11,02
23	1145	509	253	24,77	12,69	5,99
24	2912	1925	1538	53,23	37,87	31,08
25	655	527	350	14,38	11,2	6,42
26	1306	1071	577	24,91	20,94	12
27	804	368	299	18,94	9,5	7,58
29	997	489	376	22,38	12,36	9,66
30	1057	775	387	19,73	16,57	8,73
31	101	32	39	2,06	0,83	0,59
32	827	203	76	21,86	5,78	2,27
33	990	335	104	26,14	10,23	3,31
34	341	205	87	7,93	5,2	2,02

Продолжение таблицы Г.4

№ сигнала в наборе данных	Количество сегментированных иных звуков			Процент сегментированных иных звуков от эталона		
	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
35	1729	922	742	32,83	21,83	17,66
36	1741	1205	1048	33,4	26,4	22,26
37	2350	2220	1480	51,85	47,81	37,92
38	1407	643	578	28,1	16	13,28
39	2310	1641	1615	42,09	36,23	34,02
41	3276	2558	2319	58,72	55,49	48,73
42	2642	914	574	46,52	23,6	15,74
43	1436	803	790	26,65	18,61	17,38
44	1392	507	275	26,43	11,59	6,46
45	3424	1967	995	49,78	38,19	23,04
46	1903	1000	760	36,68	23,46	18,17
47	1469	1042	1014	30,53	24,85	23,53
48	2825	1751	1293	48,77	35,11	25,82
49	3965	2609	1789	59,16	53,5	44,8
50	1487	510	454	27,5	13,19	11,38
51	2884	2341	1223	54,54	50,52	34,64
52	1751	879	692	36,63	22,48	18,09
53	3808	3086	2960	68,33	65,69	61,03
54	2504	1734	1361	42,09	34,28	28,33
55	2131	1687	1415	38,66	36,45	32,06
56	2592	1668	1250	45,24	34,34	26,26
57	1693	1468	1028	42,11	39,25	32,56
58	2084	1505	1018	49,3	42,74	31,61
59	1254	707	510	32,39	17,76	12,84
60	1690	1019	668	37,99	24,9	17,54
61	1475	840	433	27,74	18,6	9,65
62	1120	527	478	22,68	12,86	10,5
64	927	400	255	23,9	10,87	6,34
65	1058	387	340	24,58	10,72	9,33
66	974	564	365	21,58	14,57	9,61
67	876	231	60	20,39	6,26	1,68
68	1035	508	302	24,43	13,34	7,88
69	777	156	37	22,88	5,28	1,29

Таблица Г.5 – Количество и процент сегментированных звуков предложенным алгоритмом и референтными методами, в интервал которых попала разметка и S1, и S2

№ сигнала в наборе данных	Количество сегментированных «слипшихся тонов»			Процент сегментированных «слипшихся тонов» от общего числа S1		
	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
1	0	0	2	0	0	0,06
2	0	0	12	0	0	0,43
10	0	0	2	0	0	0,11
11	0	0	3	0	0	0,14
12	0	0	2	0	0	0,09
13	0	0	4	0	0	0,22
14	0	0	7	0	0	0,4
15	0	0	3	0	0	0,15
16	0	1	13	0	0,04	0,56
17	5	15	133	0,22	0,66	5,71
18	8	8	158	0,34	0,34	6,42
20	12	5	19	0,56	0,23	0,86
21	3	1	3	0,12	0,04	0,12
22	0	1	83	0	0,05	4,16
23	1	2	46	0,06	0,1	2,25
24	0	3	24	0	0,13	1
25	1	1	96	0,04	0,03	3,11
26	4	5	129	0,16	0,16	4,29
27	2	2	40	0,06	0,06	1,25
29	4	2	14	0,12	0,06	0,41
30	8	2	82	0,26	0,07	2,73
31	0	0	2	0	0	0,06
32	5	5	121	0,2	0,16	4,09
33	1	1	40	0,04	0,04	1,4
34	0	1	30	0	0,03	0,83
35	10	3	39	0,35	0,1	1,27
36	23	12	113	0,86	0,43	3,65
37	8	8	266	0,73	0,7	20,31
38	15	13	59	0,56	0,44	1,93
39	19	11	61	0,72	0,43	2,23
41	42	16	156	2,94	1,18	9,29
42	20	12	68	0,86	0,47	2,54
43	23	12	126	0,87	0,45	4,58
44	14	13	185	0,5	0,4	5,56
45	24	12	213	0,94	0,47	7,81
46	9	2	29	0,31	0,07	0,93
47	26	13	45	1,12	0,56	1,9
48	38	35	175	2,7	1,85	7,28
49	38	25	308	2,62	2,04	23,75

Продолжение таблицы Г.5

№ сигнала в наборе данных	Количество сегментированных «слипшихся тонов»			Процент сегментированных «слипшихся тонов» от общего числа S1		
	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF	сегм. огиб. Гилберта	сегм. энергии Шеннона	сегм. коэфф. pNLF
50	37	16	99	1,36	0,59	3,6
51	17	10	275	1,6	1,03	22,27
52	20	7	28	0,79	0,26	1
53	31	23	102	3,01	2,29	7,86
54	42	26	102	1,76	1,09	4,04
55	46	18	37	1,94	0,79	1,54
56	22	17	99	0,88	0,61	3,26
57	7	3	33	0,82	0,37	4,21
58	10	5	158	1,15	0,67	15,69
59	0	13	127	0	0,42	4,06
60	1	1	77	0,05	0,04	2,79
61	13	6	29	0,47	0,22	0,99
62	8	4	19	0,27	0,13	0,61
64	0	0	89	0	0	2,85
65	0	0	14	0	0	0,44
66	1	1	49	0,03	0,03	1,53
67	2	2	17	0,07	0,07	0,55
68	0	1	26	0	0,03	0,9
69	0	0	12	0	0	0,43

## Приложение Д

## Демонстрация КИГ человека, полученных предложенным комплексом алгоритмов

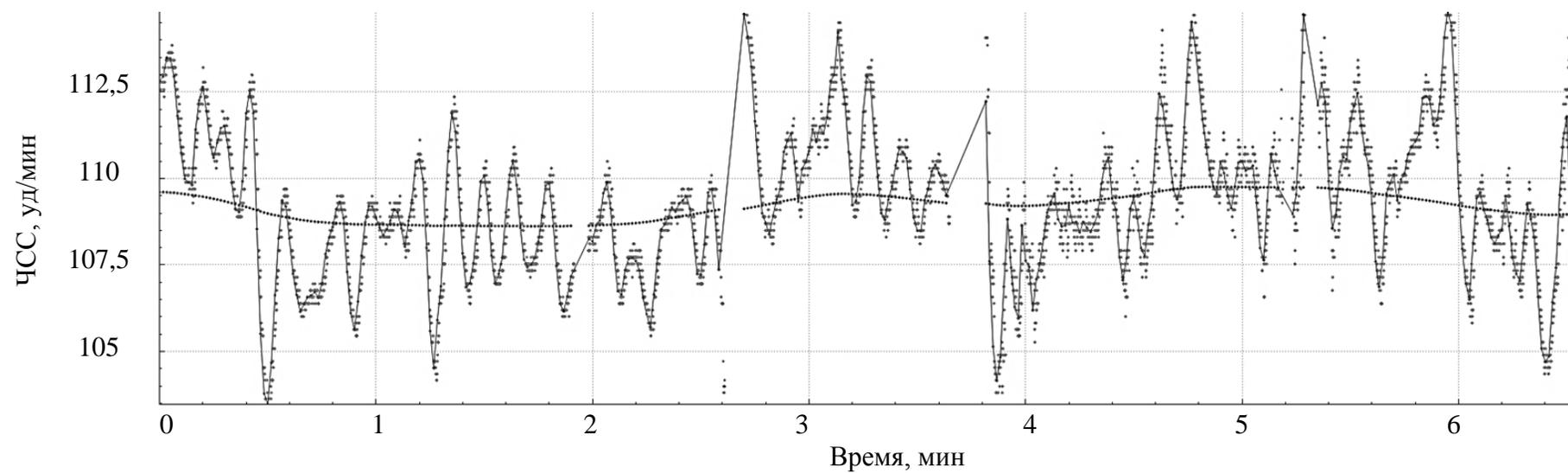


Рисунок Д.1 – Кардиоинтервалограмма сигнала №1 (109 уд/мин)

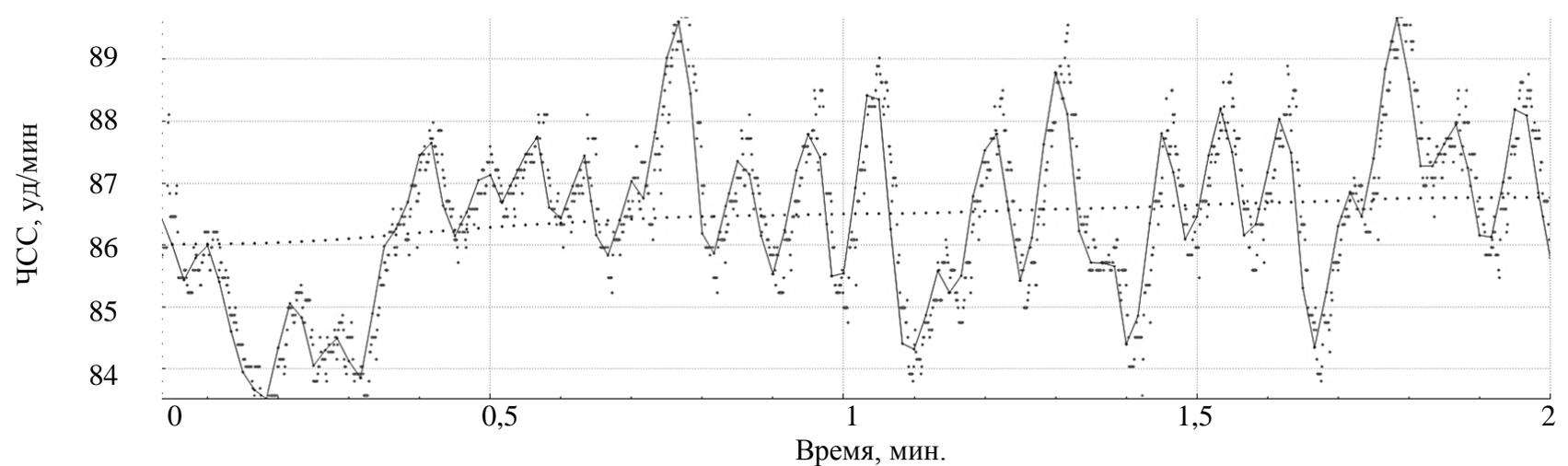


Рисунок Д.2 – Кардиоинтервалограмма сигнала № 2 (86 уд/мин)

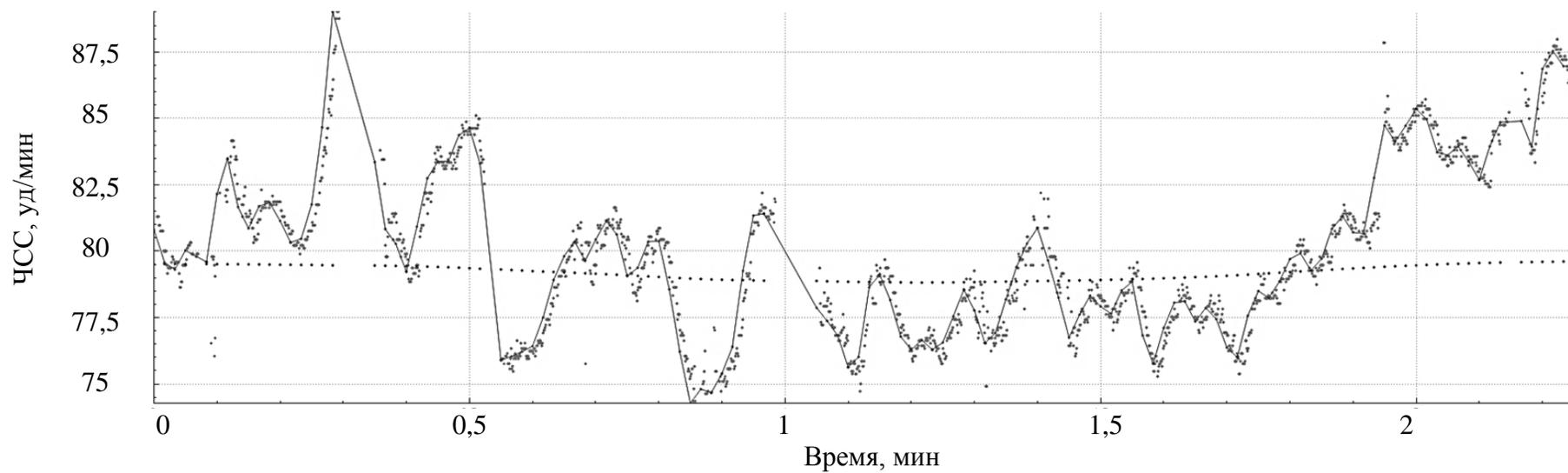


Рисунок Д.3 – Кардиоинтервалограмма сигнала № 3 (79 уд/мин)

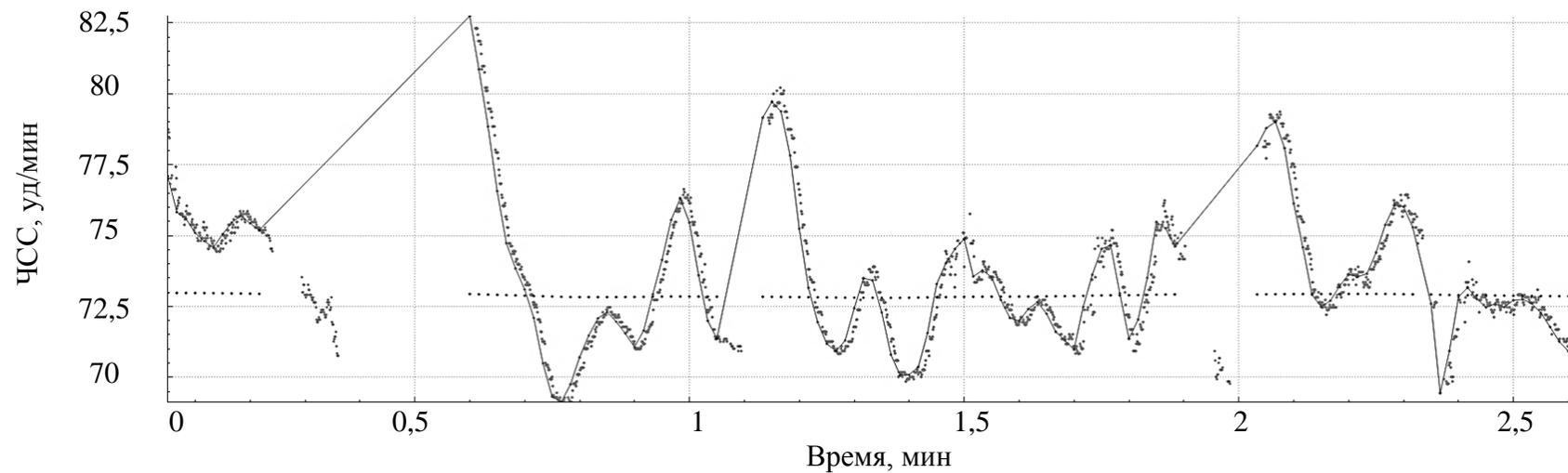


Рисунок Д.4 – Кардиоинтервалограмма сигнала № 4 (73 уд/мин)

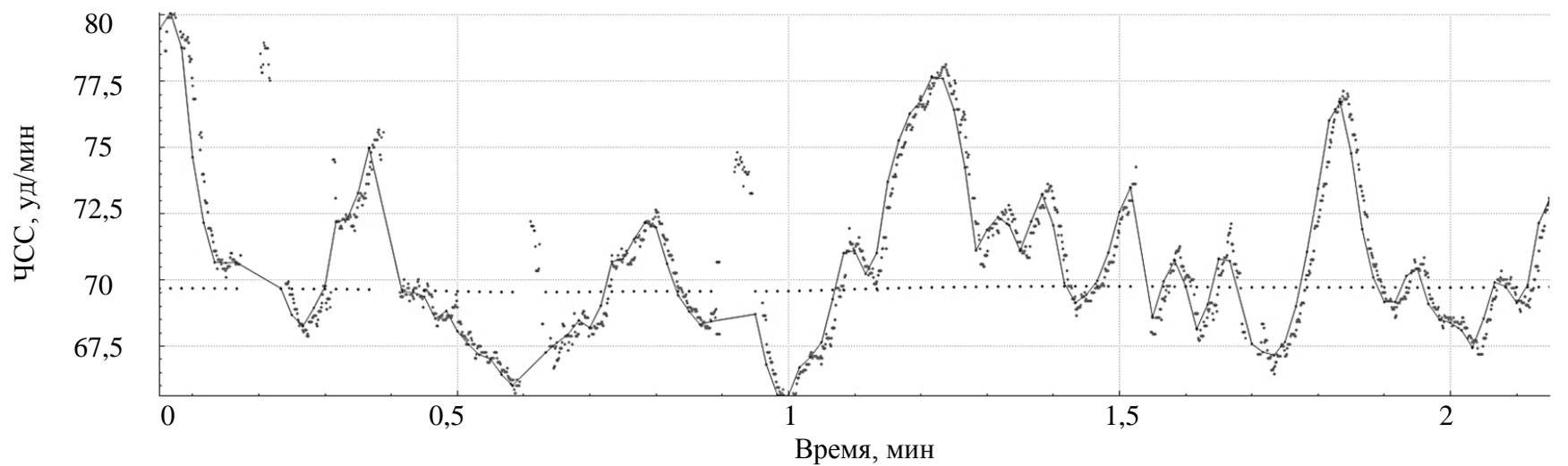


Рисунок Д.5 – Кардиоинтервалограмма сигнала № 5 (71 уд/мин)

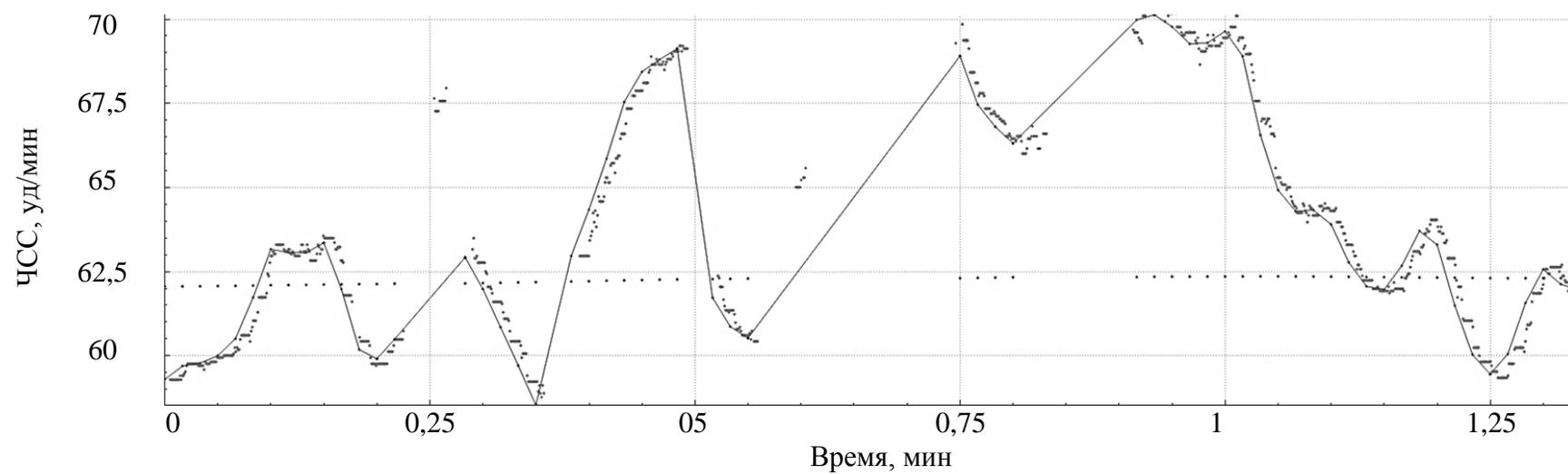


Рисунок Д.6 – Кардиоинтервалограмма сигнала № 6 (64 уд/мин)

### Приложение Е

**Таблица сравнения пульса, рассчитанного экспертами, и показаний алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнала**

ЧСС, рассчитанная алгоритмом			Пульс рассчит. экспертом 1	Пульс рассчит. экспертом 2	Разница значений		
средн. знач.	мин.	макс.			алгоритм против эксперта 1	алгоритм против эксперта 2	эксперт 1 против эксперта 2
135,003	131,74	137,48	135	138	0,003	2,997	3
137,995	136,94	138,81	138	144	0,005	6,005	6
147,006	143,56	154,18	147	150	0,006	2,994	3
146,990	144,49	150,76	147	144	0,010	2,990	3
134,981	133,33	136,50	135	138	0,019	3,019	3
117,032	114,32	120,52	117	114	0,032	3,032	3
140,968	139,62	143,33	141	144	0,032	3,032	3
123,033	118,52	128,43	123	126	0,033	2,967	3
141,035	137,30	145,68	141	138	0,035	3,035	3
144,036	137,58	152,43	144	144	0,036	0,036	0
132,042	129,24	136,95	132	132	0,042	0,042	0
135,043	128,42	139,54	135	132	0,043	3,043	3
140,956	139,70	142,19	141	138	0,044	2,956	3
123,047	121,49	125,74	123	126	0,047	2,953	3
132,050	128,81	135,51	132	132	0,050	0,050	0
123,056	122,36	125,28	123	126	0,056	2,944	3
138,062	136,46	140,34	138	132	0,062	6,062	6
128,919	125,98	129,9	129	126	0,081	2,919	3
143,919	134,26	154,7	144	144	0,081	0,081	0
129,094	124,11	134,74	129	132	0,094	2,906	3
128,897	127,52	131,26	129	126	0,103	2,897	3
155,896	154,34	158,34	156	156	0,104	0,104	0
131,895	128,18	136,24	132	132	0,105	0,105	0
135,111	133,39	136,77	135	138	0,111	2,889	3
137,886	134,30	142,79	138	138	0,114	0,114	0
155,885	148,29	159,35	156	156	0,115	0,115	0
134,881	134,18	136,07	135	132	0,119	2,881	3
143,880	134,71	157,48	144	144	0,120	0,120	0
141,123	139,69	141,89	141	144	0,123	2,877	3
138,128	137,78	138,61	138	138	0,128	0,128	0
144,132	141,93	146,42	144	144	0,132	0,132	0
146,866	144,72	148,98	147	144	0,134	2,866	3
150,136	144,71	154,89	150	150	0,136	0,136	0
143,857	141,00	145,48	144	102	0,143	41,857	42
126,145	124,46	128,19	126	120	0,145	6,145	6

ЧСС, рассчитанная алгоритмом			Пульс рассчит. экспертом 1	Пульс рассчит. экспертом 2	Разница значений		
средн. знач.	мин.	макс.			алгоритм против эксперта 1	алгоритм против эксперта 2	эксперт 1 против эксперта 2
134,854	132,53	137,04	135	138	0,146	3,146	3
131,852	129,50	132,73	132	132	0,148	0,148	0
138,152	134,06	141,26	138	138	0,152	0,152	0
141,153	139,23	142,44	141	144	0,153	2,847	3
119,846	116,49	122,74	120	120	0,154	0,154	0
125,842	121,91	129,36	126	126	0,158	0,158	0
119,838	116,52	124,66	120	126	0,162	6,162	6
129,163	127,44	131,27	129	132	0,163	2,837	3
134,837	132,09	137,54	135	138	0,163	3,163	3
140,836	139,04	143,29	141	120	0,164	20,836	21
143,831	142,65	144,58	144	144	0,169	0,169	0
137,827	134,76	140,95	138	144	0,173	6,173	6
138,178	133,67	142,08	138	132	0,178	6,178	6
135,180	134,44	136,35	135	138	0,180	2,820	3
132,182	128,45	136,28	132	132	0,182	0,182	0
134,813	133,34	136,08	135	132	0,187	2,813	3
143,811	140,23	146,46	144	144	0,189	0,189	0
135,193	130,40	138,03	135	138	0,193	2,807	3
129,196	125,84	131,56	129	132	0,196	2,804	3
117,199	114,81	120,91	117	120	0,199	2,801	3
135,202	133,11	136,89	135	138	0,202	2,798	3
120,203	114,54	124,02	120	120	0,203	0,203	0
147,206	145,90	148,01	147	144	0,206	3,206	3
137,773	135,67	139,25	138	138	0,227	0,227	0
140,773	139,52	142,77	141	138	0,227	2,773	3
126,228	120,61	132,23	126	126	0,228	0,228	0
135,232	132,76	137,65	135	138	0,232	2,768	3
132,237	129,24	134,50	132	132	0,237	0,237	0
137,762	136,31	140,27	138	138	0,238	0,238	0
125,762	121,40	127,97	126	126	0,238	0,238	0
122,753	120,33	126,67	123	126	0,247	3,247	3
125,750	119,73	129,63	126	126	0,250	0,250	0
122,749	119,26	126,81	123	126	0,251	3,251	3
140,748	136,21	142,73	141	138	0,250	2,750	3
131,738	129,48	133,30	132	132	0,262	0,262	0
150,263	148,95	151,63	150	150	0,263	0,263	0
129,265	126,82	131,36	129	126	0,265	3,265	3
138,271	136,09	140,27	138	138	0,271	0,271	0
117,272	112,43	121,48	117	114	0,272	3,272	3
137,725	136,02	139,61	138	138	0,275	0,275	0
144,279	142,88	145,61	144	144	0,279	0,279	0
135,283	133,24	137,54	135	138	0,283	2,717	3

ЧСС, рассчитанная алгоритмом			Пульт рассчит. экспертом 1	Пульт рассчит. экспертом 2	Разница значений		
средн. знач.	мин.	макс.			алгоритм против эксперта 1	алгоритм против эксперта 2	эксперт 1 против эксперта 2
123,283	120,35	129,49	123	120	0,283	3,283	3
134,716	130,74	139,68	135	138	0,284	3,284	3
120,285	118,86	121,44	120	120	0,285	0,285	0
126,290	122,65	128,93	126	126	0,289	0,289	0
129,298	126,58	132,31	129	132	0,298	2,702	3
126,301	125,44	126,97	126	126	0,301	0,301	0
129,303	128,46	129,98	129	132	0,303	2,697	3
140,695	139,23	141,59	141	156	0,305	15,305	15
135,308	134,77	136,25	135	138	0,308	2,692	3
123,308	122,12	125,00	123	126	0,308	2,692	3
132,310	129,49	135,00	132	132	0,310	0,310	0
78,3110	76,760	79,430	78	78	0,311	0,311	0
138,313	135,61	142,12	138	138	0,313	0,313	0
119,664	113,87	124,5	120	120	0,336	0,336	0
156,339	137,50	172,60	156	162	0,339	5,661	6
149,661	148,06	150,99	150	150	0,339	0,339	0
129,346	128,05	130,79	129	126	0,346	3,346	3
132,351	129,05	134,32	132	108	0,351	24,351	24
131,638	129,10	135,77	132	126	0,362	5,638	6
144,366	139,35	146,97	144	144	0,366	0,366	0
126,377	123,63	129,87	126	126	0,377	0,377	0
138,390	132,64	143,50	138	144	0,390	5,610	6
126,391	123,82	127,95	126	126	0,391	0,391	0
125,608	123,27	132,42	126	126	0,392	0,392	0
137,608	135,48	139,43	138	138	0,392	0,392	0
135,393	134,17	136,85	135	138	0,393	2,607	3
135,394	132,98	137,54	135	138	0,394	2,606	3
135,396	132,40	138,81	135	132	0,396	3,396	3
135,396	133,50	137,95	135	138	0,396	2,604	3
129,409	126,96	130,93	129	132	0,409	2,591	3
144,409	142,25	146,04	144	144	0,409	0,409	0
120,410	118,49	123,09	120	120	0,410	0,410	0
138,411	134,34	143,97	138	138	0,411	0,411	0
156,411	154,57	158,18	156	156	0,411	0,411	0
131,588	129,12	133,76	132	138	0,412	6,412	6
120,415	119,72	122,20	120	120	0,415	0,415	0
122,584	119,64	125,16	123	126	0,416	3,416	3
128,582	125,88	131,62	129	132	0,418	3,418	3
150,428	149,09	151,95	150	150	0,428	0,428	0
126,431	123,07	130,59	126	126	0,431	0,431	0
149,563	143,31	154,44	150	150	0,437	0,437	0
146,556	145,34	147,85	147	144	0,444	2,556	3

ЧСС, рассчитанная алгоритмом			Пульт рассчит. экспертом 1	Пульт рассчит. экспертом 2	Разница значений		
средн. знач.	мин.	макс.			алгоритм против эксперта 1	алгоритм против эксперта 2	эксперт 1 против эксперта 2
120,450	116,22	125,61	120	126	0,450	5,550	6
143,544	139,09	147,86	144	144	0,456	0,456	0
131,543	128,77	134,64	132	132	0,457	0,457	0
146,540	146,14	147,31	147	150	0,460	3,460	3
126,461	114,56	135,11	126	126	0,461	0,461	0
143,537	138,39	146,1	144	138	0,463	5,537	6
152,531	144,74	159,28	153	156	0,469	3,469	3
122,530	121,37	123,91	123	132	0,470	9,470	9
143,530	137,64	155,64	144	144	0,470	0,470	0
162,472	156,95	165,67	162	162	0,472	0,472	0
143,526	142,90	144,19	144	144	0,474	0,474	0
126,474	125,65	127,1	126	126	0,474	0,474	0
140,522	137,58	144,75	141	138	0,478	2,522	3
131,520	129,77	133,19	132	132	0,480	0,480	0
126,488	119,75	129,36	126	126	0,488	0,488	0
117,495	115,98	119,16	117	120	0,495	2,505	3
129,501	128,43	131,92	129	126	0,501	3,501	3
126,513	122,42	130,31	126	126	0,513	0,513	0
123,513	121,75	125,11	123	126	0,513	2,487	3
140,486	135,46	144,23	141	144	0,510	3,51	3
123,521	122,38	124,11	123	126	0,521	2,479	3
123,526	121,93	125,49	123	126	0,526	2,474	3
126,528	120,84	130,25	126	126	0,528	0,528	0
132,531	126,35	135,23	132	126	0,531	6,531	6
137,465	133,32	140,80	138	138	0,535	0,535	0
131,464	122,93	145,09	132	132	0,536	0,536	0
132,553	125,20	141,77	132	138	0,553	5,447	6
132,556	131,48	134,23	132	126	0,556	6,556	6
141,559	140,35	144,06	141	144	0,559	2,441	3
128,439	124,55	132,68	129	132	0,561	3,561	3
135,565	132,76	138,27	135	138	0,565	2,435	3
168,565	160,59	173,76	168	168	0,565	0,565	0
138,568	136,04	140,62	138	138	0,568	0,568	0
140,428	138,63	142,18	141	150	0,572	9,572	9
132,575	128,24	136,03	132	132	0,575	0,575	0
146,422	145,74	147,31	147	144	0,578	2,422	3
132,579	128,53	135,86	132	132	0,579	0,579	0
134,421	129,60	138,51	135	132	0,579	2,421	3
141,587	139,45	143,8	141	144	0,587	2,413	3
138,588	136,70	139,80	138	138	0,588	0,588	0
143,406	140,60	145,91	144	144	0,594	0,594	0

ЧСС, рассчитанная алгоритмом			Пульт рассчит. экспертом 1	Пульт рассчит. экспертом 2	Разница значений		
средн. знач.	мин.	макс.			алгоритм против эксперта 1	алгоритм против эксперта 2	эксперт 1 против эксперта 2
137,403	136,37	139,70	138	138	0,597	0,597	0
144,601	132,54	154,04	144	150	0,601	5,399	6
141,610	134,37	144,64	141	144	0,608	2,392	3
132,610	128,70	136,50	132	144	0,610	11,390	12
138,611	133,54	141,98	138	138	0,611	0,611	0
131,385	121,76	139,2	132	132	0,615	0,615	0
125,382	124,22	126,78	126	126	0,618	0,618	0
134,381	130,94	136,09	135	132	0,619	2,381	3
132,628	128,58	137,16	132	132	0,628	0,628	0
126,633	125,03	128,4	126	126	0,633	0,633	0
138,634	137,73	140,30	138	138	0,634	0,634	0
141,637	136,86	147,40	141	138	0,637	3,637	3
138,640	132,97	141,18	138	138	0,640	0,640	0
128,357	127,59	128,95	129	132	0,643	3,643	3
141,644	139,15	143,20	141	144	0,644	2,356	3
126,647	125,71	127,48	126	132	0,647	5,353	6
137,350	130,70	148,08	138	138	0,650	0,650	0
138,65	132,88	144,21	138	138	0,650	0,650	0
126,652	122,74	129,61	126	126	0,652	0,652	0
123,651	121,64	127,76	123	120	0,653	3,653	3
134,337	130,92	140,71	135	138	0,663	3,663	3
140,330	139,47	141,61	141	144	0,670	3,670	3
137,327	133,77	139,46	138	138	0,673	0,673	0
129,675	128,93	130,37	129	120	0,675	9,675	9
138,678	134,78	142,08	138	138	0,678	0,678	0
131,319	130,35	133,19	132	132	0,681	0,681	0
131,318	121,46	138,74	132	132	0,682	0,682	0
125,317	123,81	127,39	126	126	0,683	0,683	0
149,312	147,60	151,13	150	144	0,688	5,312	6
120,690	119,07	122,38	120	120	0,690	0,690	0
132,694	130,51	135,42	132	132	0,694	0,694	0
122,303	120,54	124,08	123	120	0,697	2,303	3
137,303	130,14	144,26	138	138	0,697	0,697	0
143,301	141,76	144,46	144	144	0,699	0,699	0
137,299	128,81	143,07	138	138	0,701	0,701	0
132,708	127,80	141,06	132	138	0,708	5,292	6
155,291	147,30	159,50	156	156	0,709	0,709	0

## Приложение Ж

## Демонстрация ситуаций неустойчивого поведения алгоритма построения КИГ

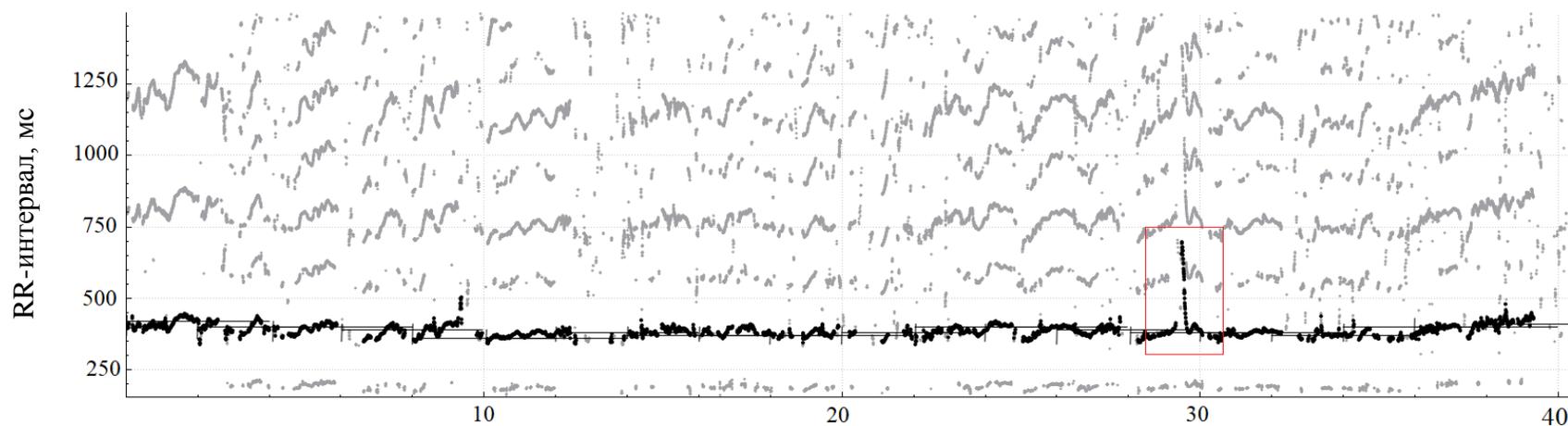


Рисунок Ж.1 – Переход на уровень другого RR-процесса

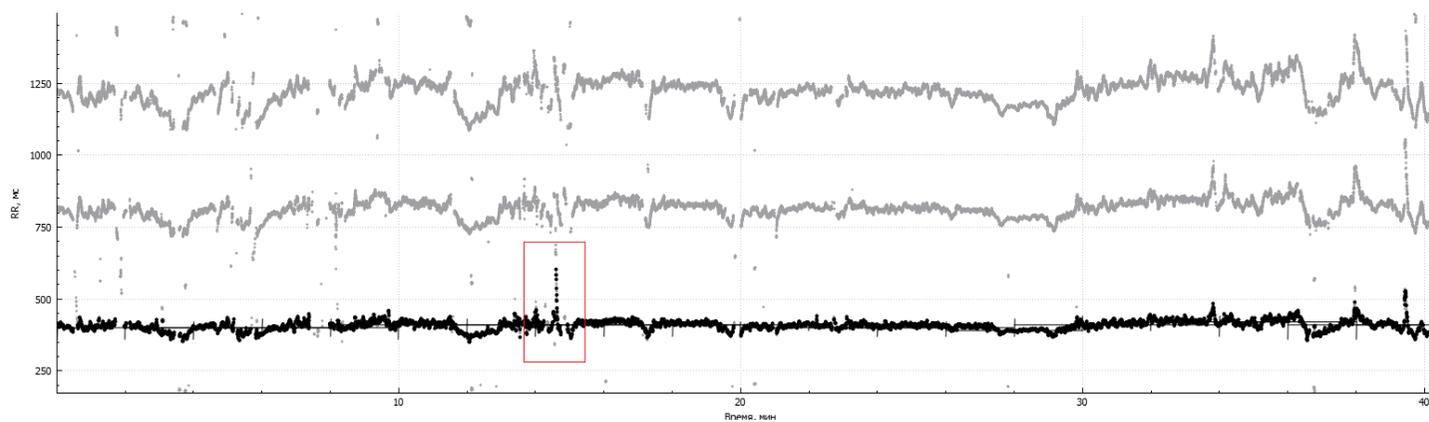


Рисунок Ж.2 – Внесение мелких сегментов, не являющихся ЧСС-плода

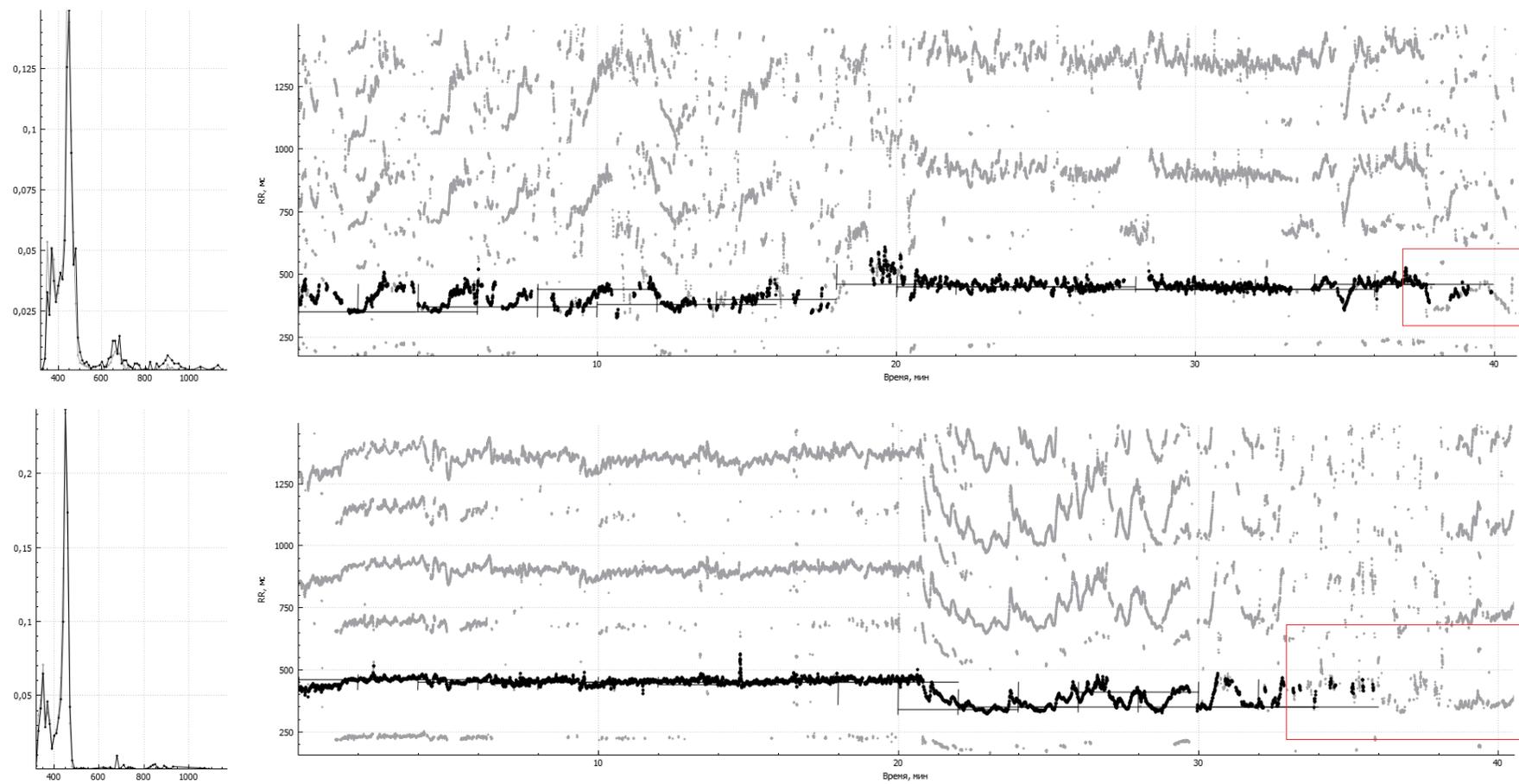


Рисунок Ж.3 – Исключение мелких сегментов ЧСС-плода

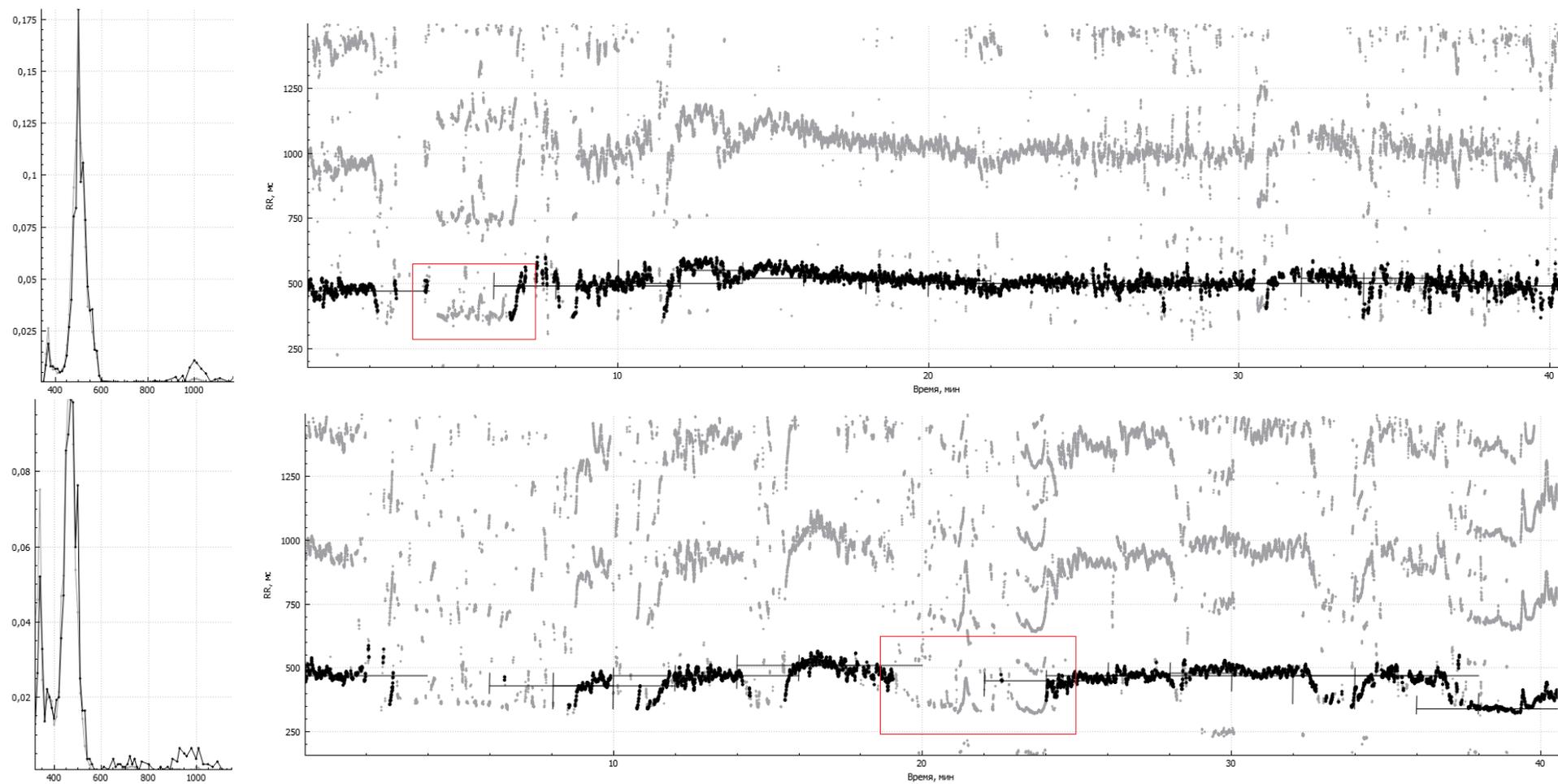


Рисунок Ж.4 – Исключение участков акцелераций

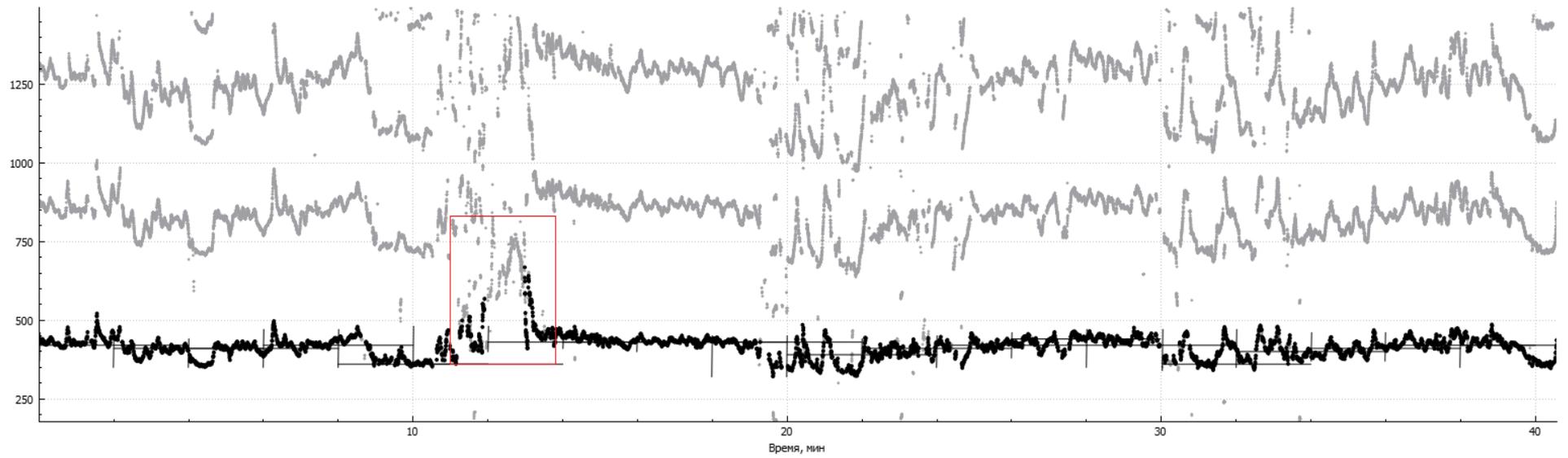


Рисунок Ж.5 – Исключение участков децелераций

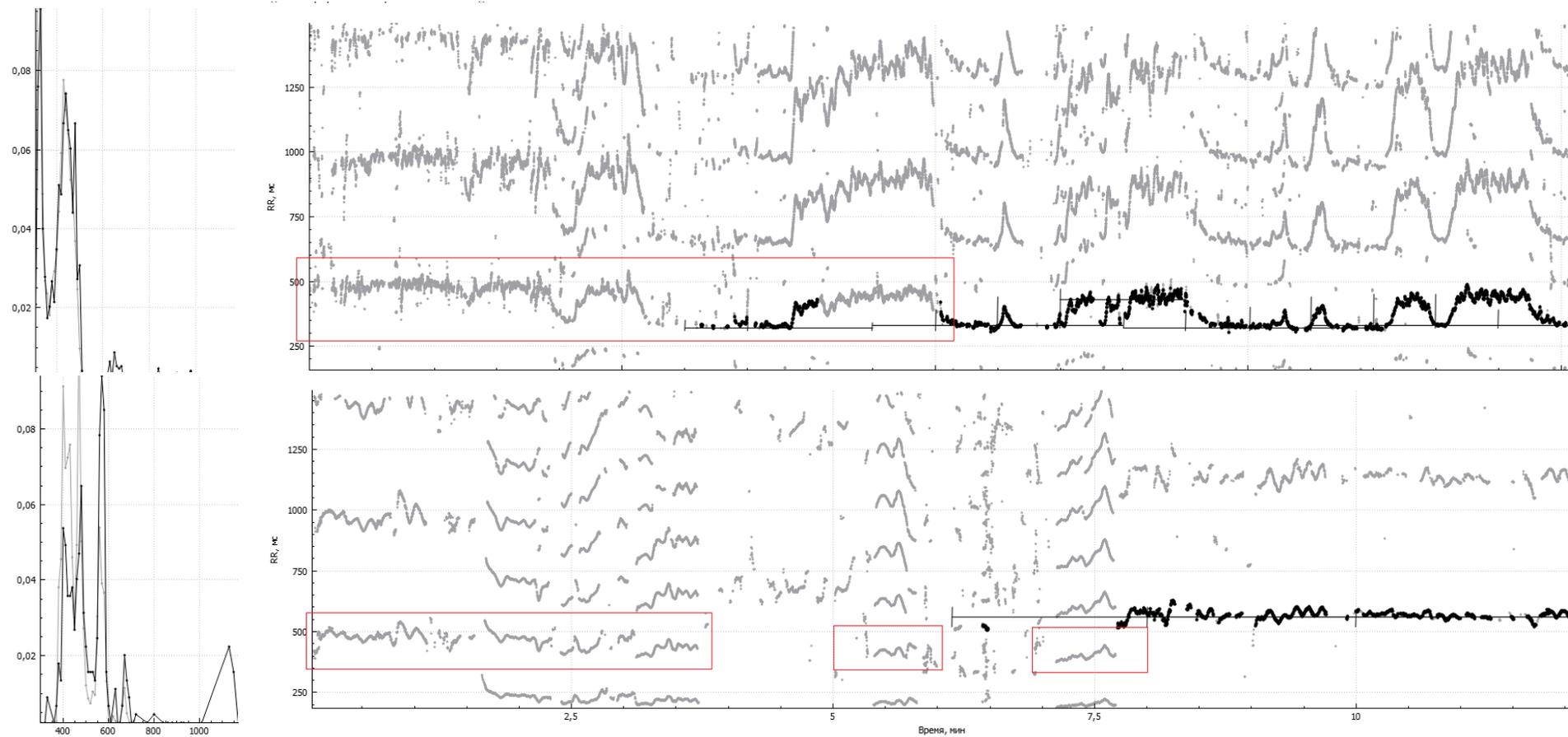
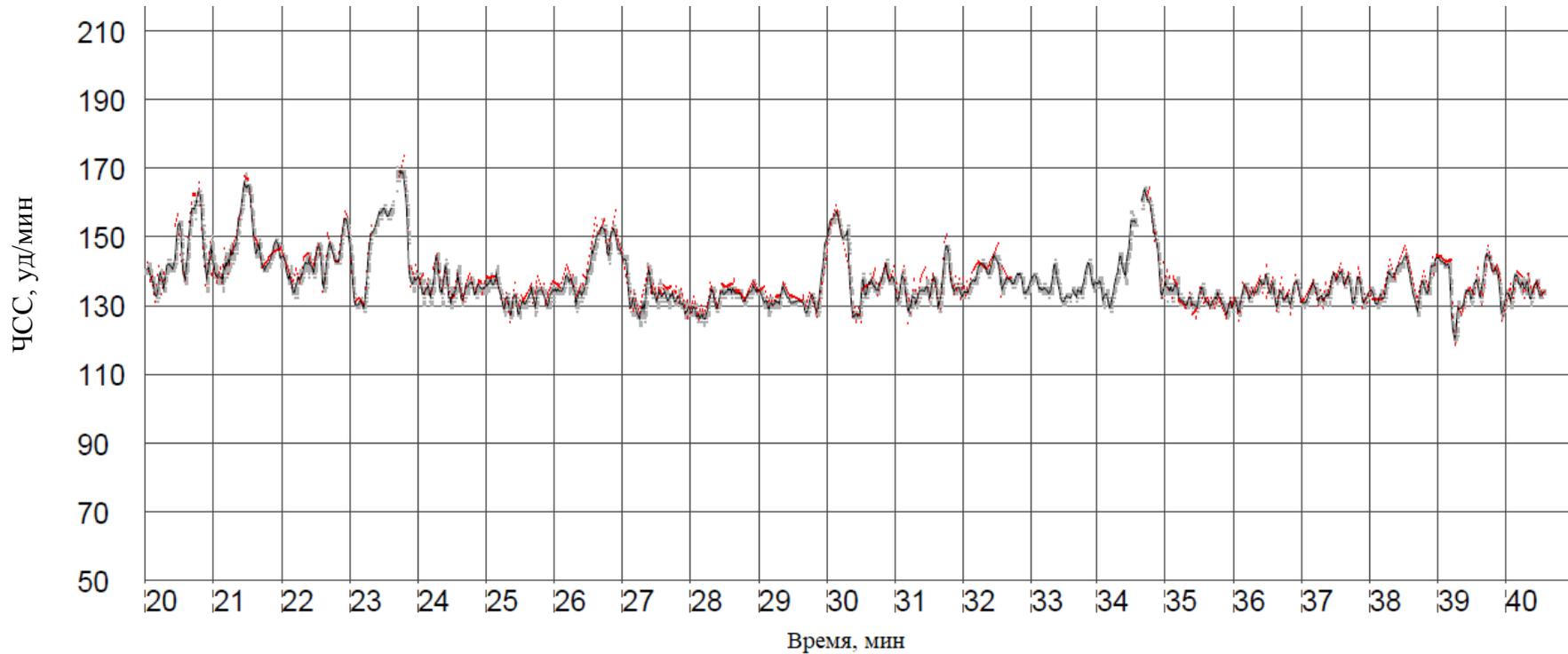


Рисунок Ж.6 – Исключение больших сегментов ЧСС-плода

## Приложение 3

## Сравнение КИГ КТГ и результатов алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ



1	2,8	1,3	1,4	1,8	1	1,5	1,7	1,8	1	1,1	1,4	1,7	1,5	1	1	1,2	1,3	1	1,1	1,1	1
2	4,1	2	1,9	2,6	1,4	2,1	2,4	2,4	1,3	1,4	1,9	2,3	2,1	1	1	1,6	1,7	1,4	1,6	1,4	1,4
3	50	60	60	36	60	60	60	60	60	60	60	60	42	0	17	60	60	60	60	60	34

Рисунок 3.1 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Уникос» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

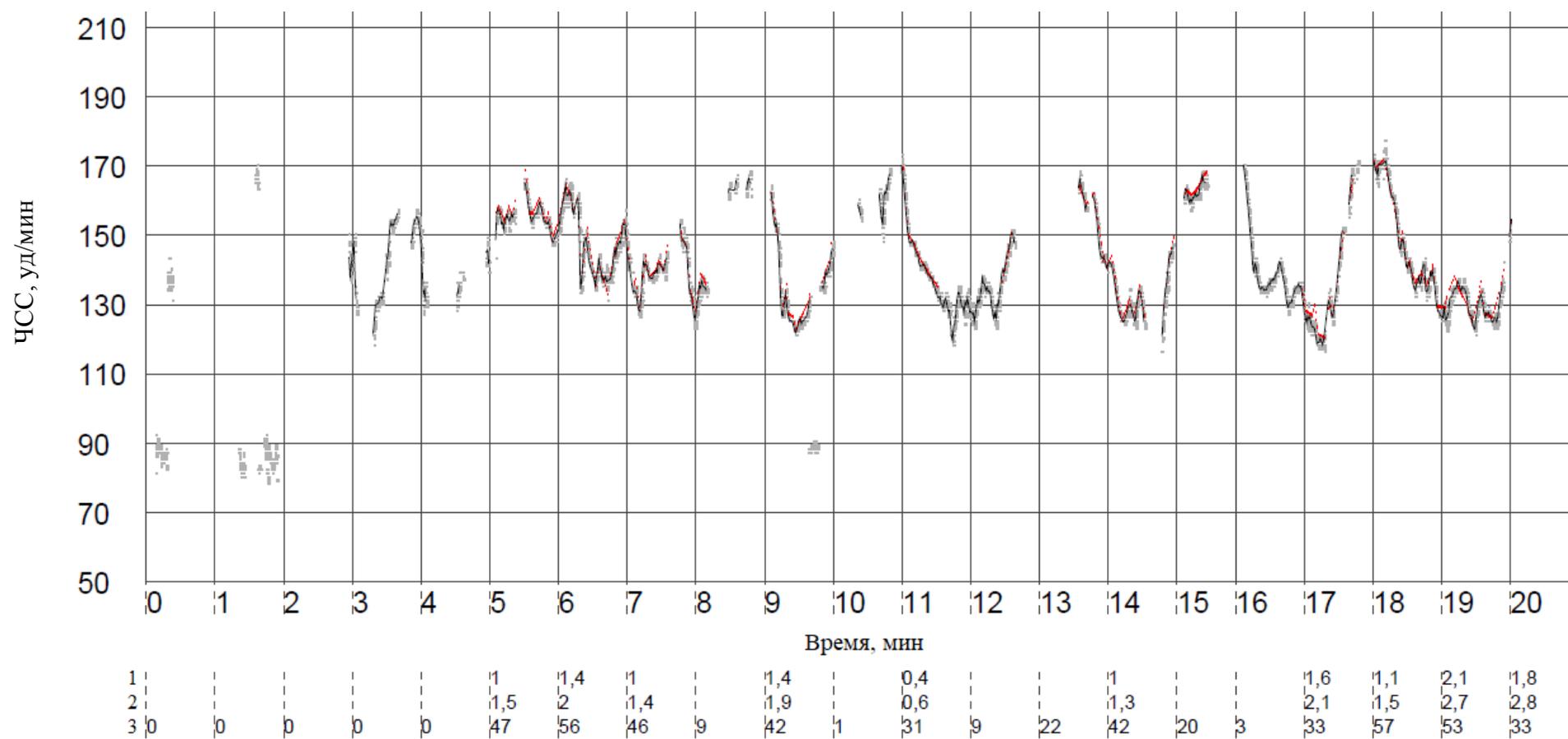


Рисунок 3.2 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Уникос» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

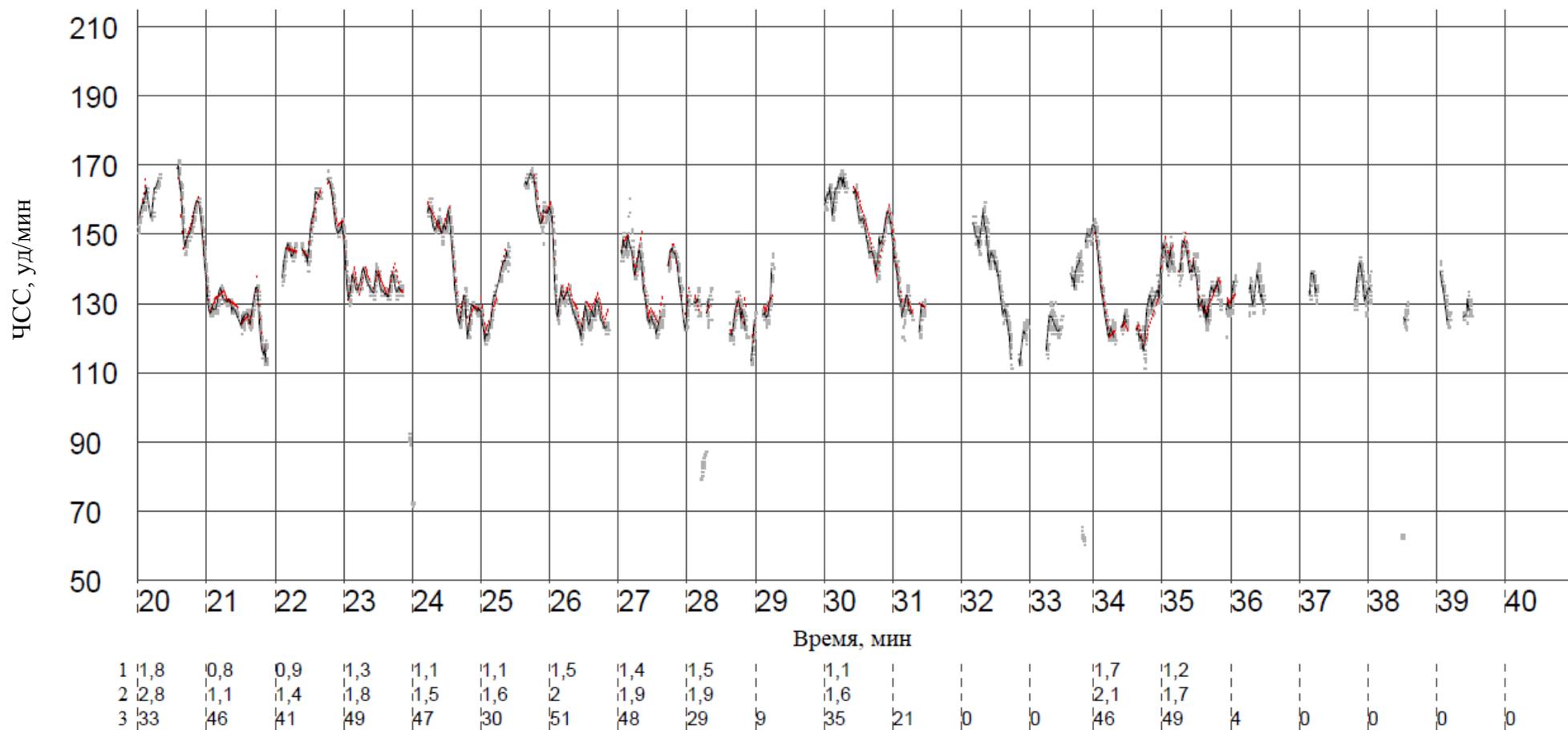


Рисунок 3.3 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Уникос» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

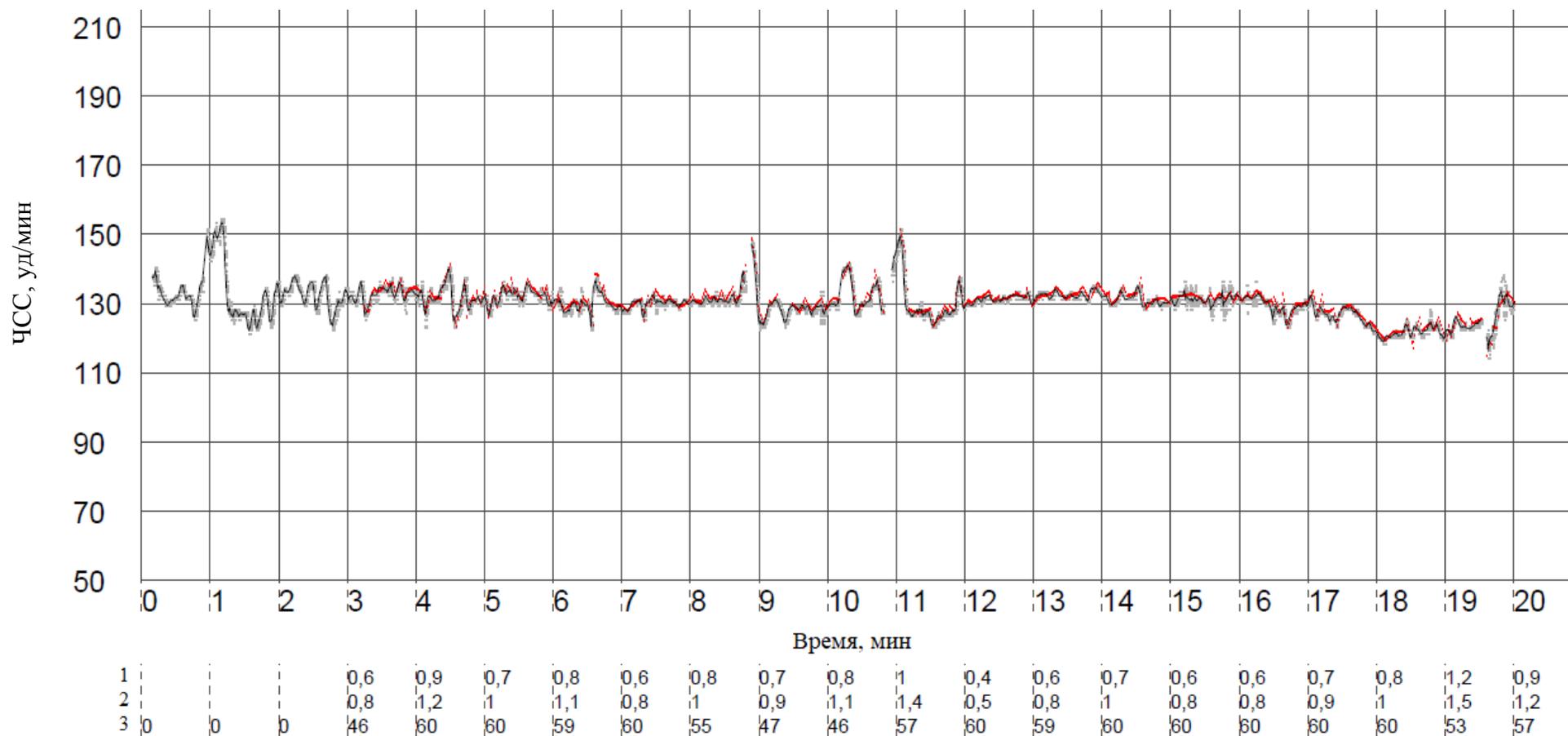


Рисунок 3.4 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Oxford TeamCare» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

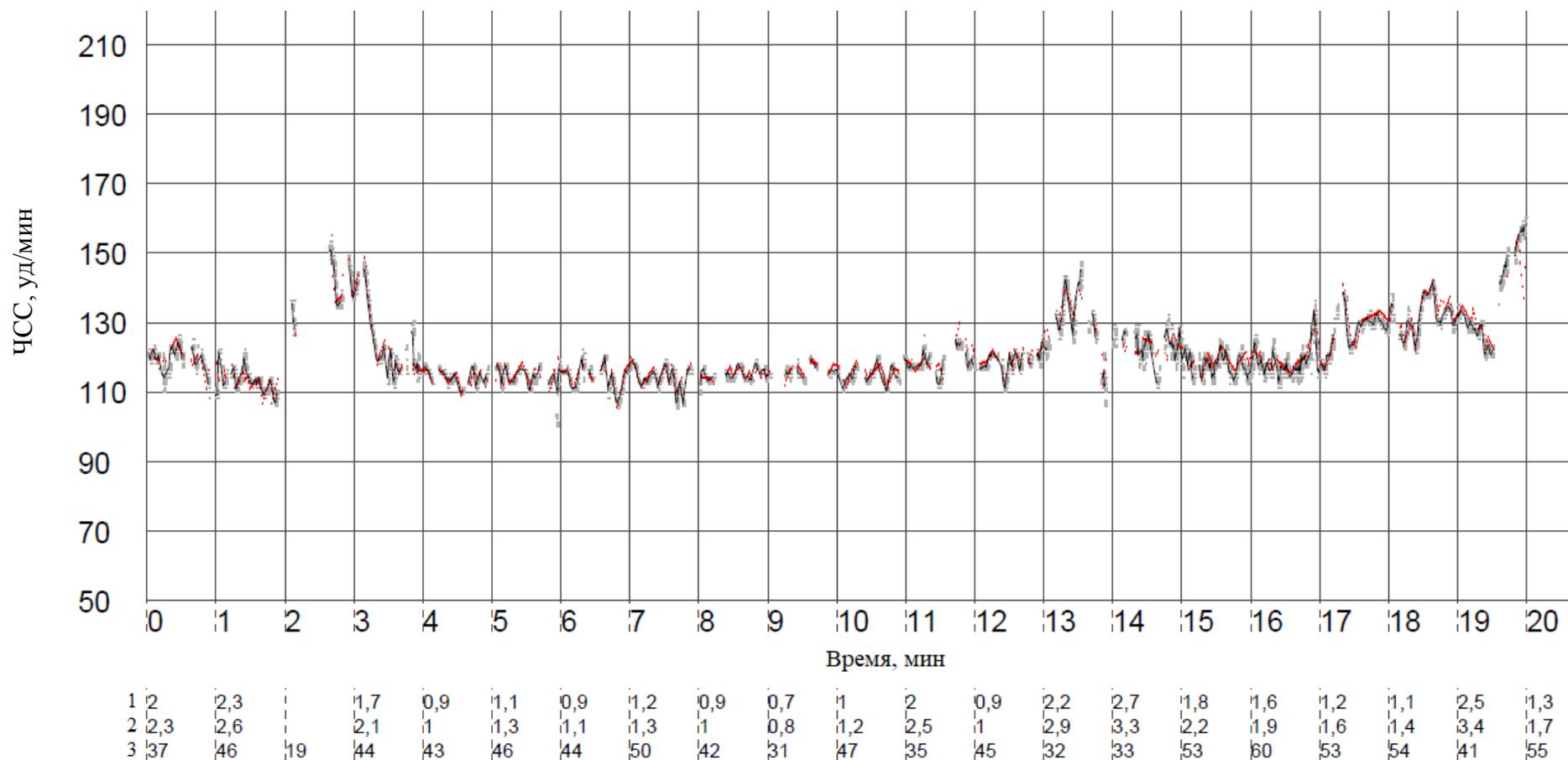


Рисунок 3.5 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Oxford TeamCare» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

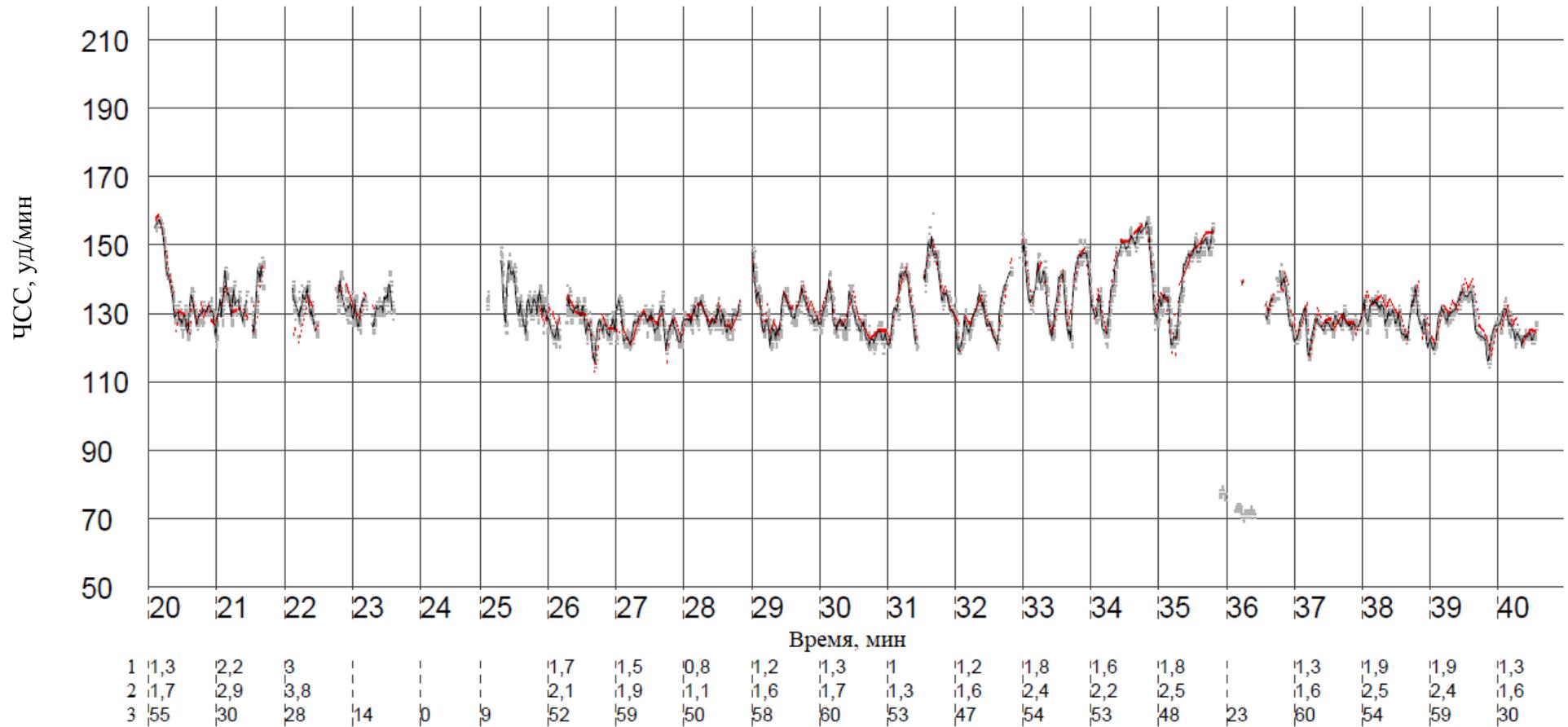


Рисунок 3.6 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Oxford TeamCare» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

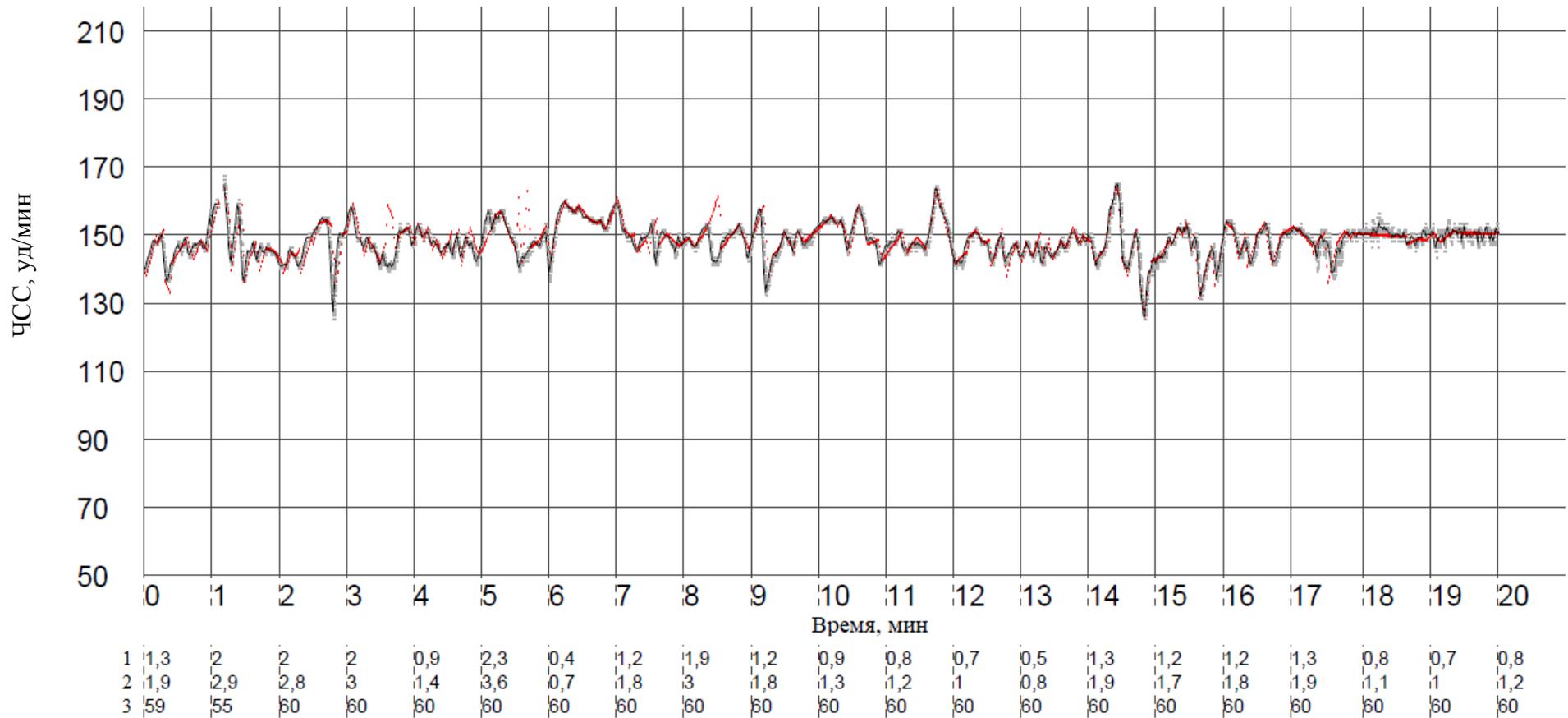


Рисунок 3.7 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Bionet FC» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

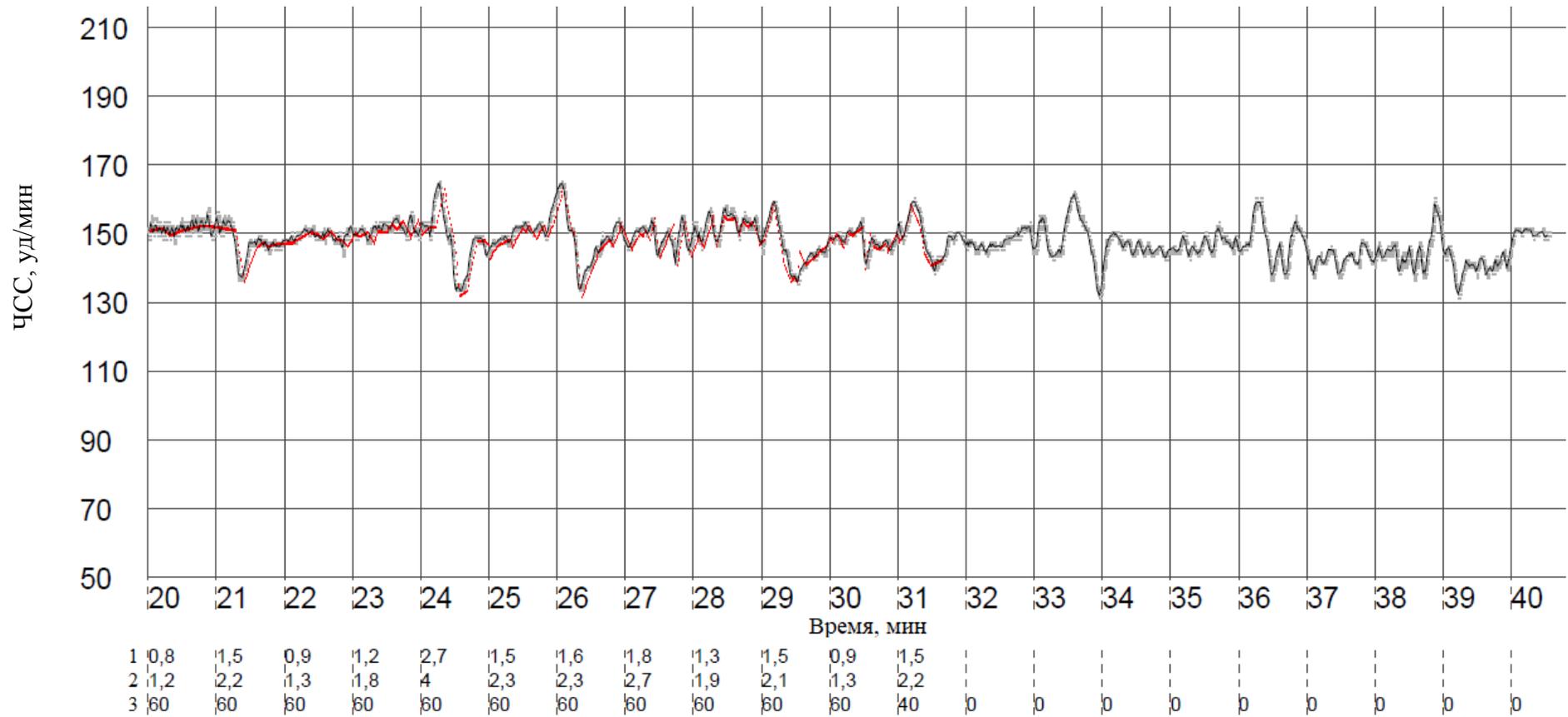


Рисунок 3.8 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Bionet FC» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

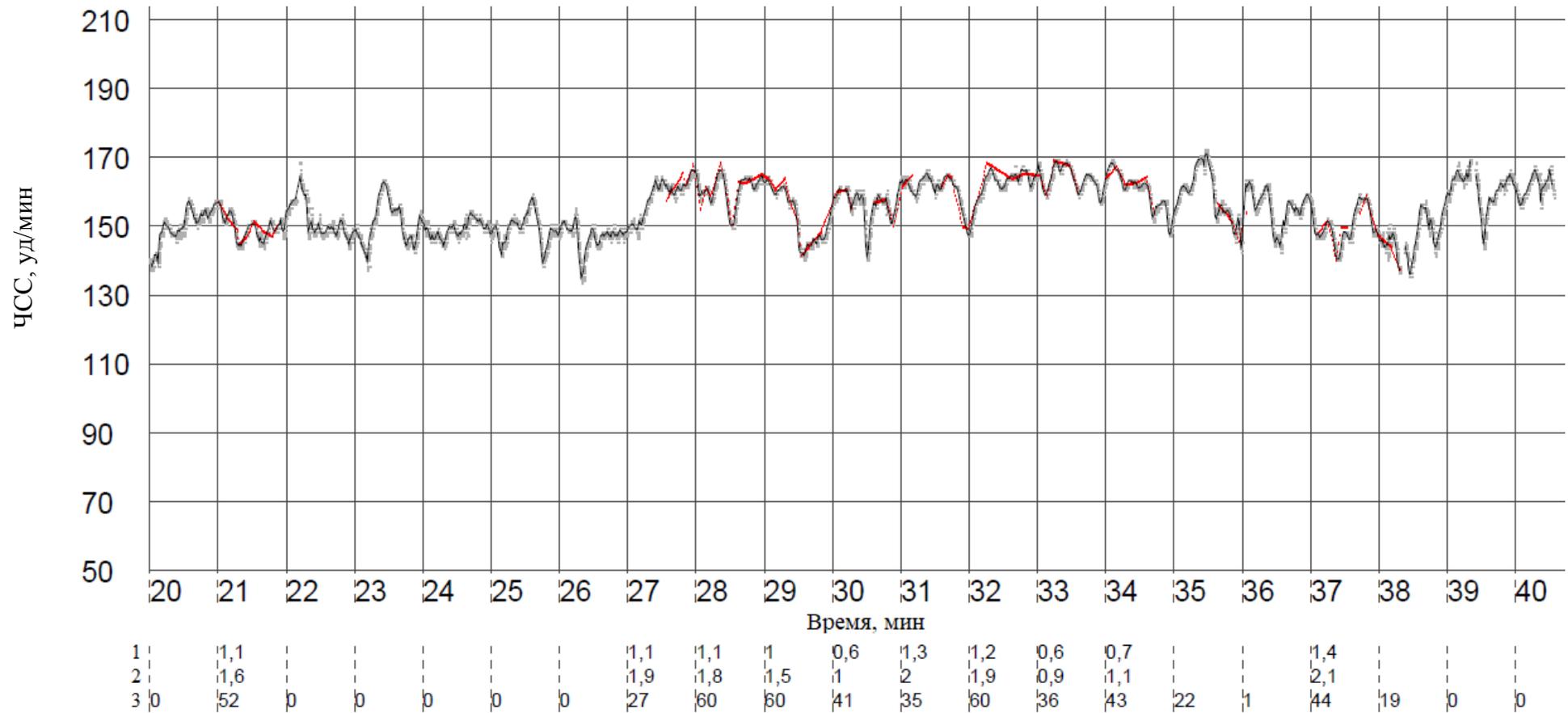


Рисунок 3.9 – Совмещение графика КИГ, полученной предложенным алгоритмом (черный и серый ряд), и графика КИГ ФМ «Oxford TeamCare» (красный ряд), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердцебиений. Абсолютное отклонение в минутном интервале (1), уд/мин; относительное отклонение в минутном интервале (2), %; число точек КИГ в минутном интервале (3), шт.

## Приложение И

**Таблица сравнения КИГ ЭКГ, КИГ ФКГ, размеченного с помощью ЭКГ, и результатов алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ**

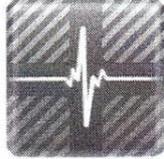
№ сигнала в наборе данных	Разница с эталонной КИГ (ЭКГ)				Число точек
	абсолютное отклонение, уд/мин		относительное отклонение, %		
	алгоритм [115]	предложенный алгоритм	алгоритм [115]	предложенный алгоритм	
1	1,07	0,82	0,86	0,70	1650
2	0,67	0,98	0,74	1,08	1673
10	0,50	0,84	0,77	1,33	1763
11	0,46	1,68	0,66	2,38	1320
12	0,69	1,1	0,89	1,42	1751
13	0,26	1,22	0,42	2,08	1563
14	0,68	1,31	1,13	2,19	1652
15	0,52	1,01	0,78	1,50	1641
16	1,67	0,72	2,14	0,91	1764
17	1,40	1,01	1,54	1,19	743
18	1,58	1,31	1,76	1,48	867
20	1,00	1,01	1,05	1,07	882
21	0,97	1,05	1,17	1,26	933
22	1,70	1,11	2,33	1,53	1496
23	0,51	1,23	0,72	1,77	1633
25	1,38	1,13	1,30	1,20	1426
26	1,96	0,56	1,87	0,54	163
27	5,68	0,64	4,58	0,55	1626
29	1,19	0,81	0,93	0,65	1770
30	5,86	1,44	5,40	1,35	1256
31	1,07	0,82	0,86	0,70	1650
32	4,20	0,78	3,57	0,72	1550
33	1,72	1,07	1,73	1,07	1599
34	1,56	0,66	1,23	0,54	1758
35	2,37	1,22	2,00	1,10	1579
36	3,71	1,46	2,60	1,11	1662
38	2,42	1,15	1,97	1,00	1486
39	5,46	1,76	4,61	1,47	1726
41	7,33	5,23	7,62	5,58	1025
42	5,75	0,82	5,70	0,81	1754
43	3,46	1,4	3,48	1,42	1643
44	2,55	1,87	2,17	1,59	1643
45	5,82	2,01	5,41	1,88	1645
46	2,54	0,89	2,02	0,70	1568
47	14,37	4,53	10,65	3,34	912

№ сигнала в наборе данных	Разница с эталонной КИГ (ЭКГ)				Число точек
	абсолютное отклонение, уд/мин		относительное отклонение, %		
	алгоритм [115]	предложенный алгоритм	алгоритм [115]	предложенный алгоритм	
48	14,93	5,05	12,41	4,18	1587
50	3,01	1,66	3,09	1,73	1572
51	12,76	6,72	12,49	6,49	1209
52	1,52	1,16	1,54	1,24	1309
53	25,38	8,54	21,51	7,22	1493
54	20,95	3,57	14,23	2,11	1294
55	9,58	1,48	7,94	1,32	1119
56	9,03	1,48	6,70	1,11	1697
57	21,17	5,74	20,24	5,63	1541
58	8,72	7,13	10,08	8,50	999
59	1,930	1,11	1,76	0,97	1667
60	1,44	1,01	1,36	0,98	1504
61	2,10	0,85	1,98	0,82	1449
62	7,54	1,10	6,01	0,95	1622
64	1,08	0,94	0,96	0,89	1657
65	1,03	0,63	0,88	0,55	1529
66	0,61	0,67	0,53	0,60	1674
67	1,90	0,76	1,73	0,71	1584
68	1,99	0,96	1,76	0,89	1255
69	0,67	0,98	0,74	1,08	1673

## Приложение К

### Внедрение результатов исследования

ОБЩЕСТВО С ОГРАНИЧЕННОЙ  
ОТВЕТСТВЕННОСТЬЮ



# Диагностика+

Разработка медицинского оборудования

634029, г. Томск, пр. Фрунзе, д.116, оф.407  
Тел./факс (3822) 52-67-60  
info@diagnostic.tom.ru  
www.diagnostic.tom.ru

от 02.09.2021 г.

### АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы  
на соискание ученой степени кандидата технических наук  
Костелей Яны Валерьевны

**Настоящий акт** подтверждает, что результаты диссертационной работы Костелей Я.В. «Метод обработки и анализа акустического сигнала сердцебиений плода» внедрены при выполнении проекта 18-31-20012 мол\_а\_вед «Разработка математической модели и вычислительных алгоритмов для решения задачи адаптивной идентификации и подсчета сердечных сокращений на фонокардиограмме при их неопределенных характеристиках в условиях высокого уровня помех» при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (номер ЦИТиС АААА-А18-118103190017-6).

В проекте были использованы следующие полученные результаты: алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков на фонокардиограмме.

Директор

М.П.

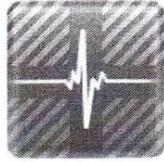
Руководитель проекта



А.Ш. Буреев  
«02» 09 2021 г.

Д.С. Жданов  
«02» 09 2021 г.

ОБЩЕСТВО С ОГРАНИЧЕННОЙ  
ОТВЕТСТВЕННОСТЬЮ



## Диагностика+

Разработка медицинского оборудования

634029, г. Томск, пр. Фрунзе, д.116, оф.407  
Тел./факс (3822) 52-67-60  
info@diagnostic.tom.ru  
[www.diagnostic.tom.ru](http://www.diagnostic.tom.ru)

от 02.09.2021г.

### АКТ

**о внедрении результатов диссертационной работы**  
на соискание ученой степени кандидата технических наук  
Костелей Яны Валерьевны

Комиссия Общества с ограниченной ответственностью ООО «Диагностика +» в составе директора Буреова А.Ш., бухгалтера Харкевич Н.А. и инженера Селезнева А.И. установила, что результаты диссертационной работы Костелей Я.В. «Метод обработки и анализа акустического сигнала сердцебиений плода» были использованы компанией ООО «Диагностика +» при разработке алгоритмов обработки и анализа фонокардиограмм плода в мобильном приложении 1к-МФ, а именно:

1. Алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков на фонокардиограмме.
2. Алгоритм определения сердцебиений на акустическом сигнале.
3. Алгоритм построения кардиоинтервалограммы плода на основе фонокардиограммы.

Председатель комиссии  
Директор

М.П.

Члены комиссии:  
Бухгалтер

Инженер



А.Ш. Буреов  
«02» 09 2021 г.

Н.А. Харкевич  
«02» 09 2021 г.

А.И. Селезнев  
«02» 09 2021 г.

## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2016662743

Модуль «МРМ пациента» устройства суточного мониторинга состояния плода и матери в антенатальном периоде беременности

Правообладатель: *Общество с ограниченной ответственностью «Диагностика +» (RU)*

Авторы: *Буреев Артем Шамильевич (RU), Жданов Дмитрий Сергеевич (RU), Дикман Екатерина Юрьевна (RU), Костелей Яна Валерьевна (KZ), Куцов Михаил Сергеевич (RU), Ткач Александр Александрович (RU), Лысенко Иван Владимирович (RU), Якубинский Алексей Сергеевич (RU), Кочетков Сергей Борисович (KZ)*

Заявка № 2016619096

Дата поступления 23 августа 2016 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 21 ноября 2016 г.

Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

*Г.П. Ивлиев*



## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2019660830

**Программа для исследования индивидуальных особенностей  
сердечных сокращений на фонокардиограммах человека**

Правообладатель: *Жданов Дмитрий Сергеевич (RU)*

Авторы: *Жданов Дмитрий Сергеевич (RU), Голобокова Евгения  
Васильевна (RU), Земляков Иван Юрьевич (RU), Костелей Яна  
Валерьевна (RU), Селезнёв Антон Иванович (RU), Хохлова  
Людмила Анатольевна (RU)*

Заявка № **2019619814**

Дата поступления **01 августа 2019 г.**

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ **13 августа 2019 г.**

Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Г.П. Ивлиев

