

На правах рукописи



Костелей Яна Валерьевна

МЕТОДИКА ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА АКУСТИЧЕСКОГО СИГНАЛА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПЛОДА

Специальность 05.13.17 – Теоретические основы информатики

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Томск – 2022

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники» (ТУСУР)

Научный руководитель –

доктор физико-математических наук

Боровской Игорь Георгиевич

Официальные оппоненты:

Сырямкин Владимир Иванович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой управления качеством Национального исследовательского Томского государственного университета

Кочегуров Александр Иванович, кандидат технических наук, доцент, доцент отделения информационных технологий инженерной школы информационных технологий и робототехники Национального исследовательского Томского политехнического университета

Ведущая организация –

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Новосибирский государственный технический университет»

Защита состоится «08» сентября 2022 г. в 16 часов 00 минут на заседании диссертационного совета Д 212.268.05, созданном на базе ТУСУРа по адресу: 634050, Томская область, г. Томск, пр. Ленина, 40, ауд. 201.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ТУСУРа по адресу:

634045, Томская область, г. Томск, ул. Красноармейская, 146 и на официальном сайте ТУСУРа:

<https://postgraduate.tusur.ru/urls/9tdpf7s5>.

Автореферат разослан ____ _____ 2022 года.

Ученый секретарь
диссертационного совета

Костюченко Евгений Юрьевич

Общая характеристика работы

Актуальность работы. 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». Основной же причиной перинатальной смертности является гипоксия 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), 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*. Для этого необходимо обеспечить беременных средством диагностики на дому, так как более частое посещение медицинского учреждения может быть некомфортно для беременной и создает значительную нагрузку на медицинский персонал. Но дорогостоящие аппараты КТГ, в свою очередь, требуют технического обслуживания, использование геля и сопровождение медицинского персонала. Неинвазивная электрокардиография (ЭКГ) в акушерстве сопряжена с проблемой разделения материнского и фетального сигнала, а инвазивные методы сопряжены с рисками и не применимы вне медицинского учреждения.

Для *фонокардиографии* на рынке отсутствуют массово используемые готовые решения захвата и обработки сигналов плода, 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 от которого на развитие плода не доказано и не опровергнуто, фонокардиография абсолютно безопасна, что позволяет избежать предвзятого отношения у беременных к данной технологии. Поэтому развитие направления обработки и анализа фонокардиограммы (ФКГ) плода с целью получения КИГ является перспективным направлением.

Степень разработанности темы исследования

Обработке и анализу ФКГ человека и плода посвящены работы Behbahani S., Tomassini S., Sbröllini A., Strazza A., Sameni R., Marcantoni I., Morettini M., Burattini L., Chowdhury M.T.H., Poudel K.N., Hu Y., Koutsiana E., Hadjileontiadis L.J., Chouvarda I., Khandoker A.H.,

Taralunga D.D., Mihaela Neagu G., Ungureanu M., Hurezeanu B., Strungaru R.B., Ghosh S.K., Ponnalagu R.N., Wang P., Kim Y., Ling L.H., Soh, C.B., Godinez M., Jimenez A., Ortiz R., Pena M. и других. На основании анализа источников можно определить, что 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), вейвлет-фильтрацию, разложение на эмпирические моды, анализ сингулярного спектра и другие методы;

– *построение огибающей сигнала или энергии* (энергия Шеннона и преобразование Гилберта-Хуанга) или получение спектра во временных областях (Фурье-спектр в короткой временной области или вейвлет-скалограмма);

– *пороговая сегментация* огибающей, энергии или спектра с целью выделения тонов сердца, классификация сегментированных звуков на тоны сердца с использованием интеллектуального анализа или системы правил, на основании которой *строится КИГ*.

Такая последовательность этапов при построении КИГ не всегда может обеспечить должный уровень качества полученной КИГ, так как она может не учитывать ситуации, которые свойственны ФКГ плода: временной потери звуков тонов сердца на коротких (в рамках одного тона) и длинных интервалах (несколько минут); наличия высокоамплитудных звуков трения датчика и других звуков; изменения амплитуды полезного сигнала сердцебиений; перекрытие материнским сигналом и других помех для детектирования тонов сердца плода. Также не рассматривается проблема определения наличия сердцебиений на ФКГ с целью выбора места размещения акустического датчика, хотя данная задача актуальна для носимых приборов. Таким образом, исследование и разработка алгоритмов обработки ФКГ, направленных на оценку ее качества и построения КИГ в условиях помех, потери сигнала и изменения качества ФКГ, являются актуальными задачами.

Объектом исследования являются фонокардиограммы плода и матери.

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

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.

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 **поточный 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 (номер ЦИТиС: АААА-А18-118103190017-6) и при обновлении коммерческого продукта компании ООО «Диагностика +» 1к-МФ (акт внедрения от 02.09.2021 г.).

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.

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

Основные положения, выносимые на защиту.

1. **Потоковый 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 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».

Апробация результатов работы. Основные результаты диссертационной работы были представлены на следующих конференциях: Международной научно-технической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Научная сессия ТУСУР» (25-27 мая 2020 г., г. Томск, ТУСУР, диплом II степени), 54-й Международной научной студенческой конференции МНСК-2016 (16-20 апреля 2016 г., г. Новосибирск, ИВТ СО РАН, диплом I степени), 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»).

Публикации. Основные результаты по теме диссертации изложены в 19 печатных изданиях, 4 из которых изданы в журналах, рекомендованных ВАК, 5 – индексируемые в Scopus, 10 – в тезисах докладов, получены 2 свидетельства о регистрации программ для ЭВМ.

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.

Содержание работы

Во введении изложена актуальность темы диссертационного исследования, степень разработанности темы, сформулированы цели и задачи исследования, представлены научная новизна, основные положения, выносимые на защиту, практическая значимость и структура диссертационной работы.

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: низкое отношение 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 приводятся этапы разработки и обоснование основ алгоритмов, выносимых на защиту. Первично определяется тип предварительной фильтрации, которая используется для демонстрации результатов и может быть заменена другим типом фильтрации, который удовлетворяет следующим условиям: исключает постоянную составляющую ФКГ, максимально возможно отделяет ФКГ плода от материнского ФКГ, повышает выраженность тонов сердцебиений до уровня их визуального различения.

Положение 1. Поточковый алгоритм определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков

Проводится описание конструирования фильтра, являющегося основой алгоритма определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков и позволяющего с использованием физиологических параметров сердца формировать кривую, которая может быть использована для сегментации тонов сердца (S1 – первый тон, S2 – второй тон), фильтрации и усиления полезного сигнала на ФКГ. В качестве основы для построения фильтра используется метод нелокального усреднения. Конечный вид фильтра представлен ниже:

$$nw(s,s) = \frac{w(s,s)}{Z(s)}, \quad u(s) = nw(s,s) \cdot v(s), \quad U(s) = \frac{A_{cur}}{A_{max}} \cdot u(s),$$

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

$$w(s,t) = \exp\left(-\frac{\sum_{\delta=-P}^P (|v(s+\delta)| - |v(t+\delta)|)^2}{\mu L_{\Delta} \lambda^2(s)}\right), \quad \lambda^2(s) = \frac{\sum_{i=-RR_{min}}^{RR_{min}} v(s+i)^2}{2RR_{min} + 1},$$

где $U(s)$ – усиленный сигнал ФКГ, приведенный к слуховому диапазону человека;

A_{cur} – текущее максимальное значение ФКГ в окне P ;

A_{max} – уровень амплитуды, на который необходимо поднять уровень амплитуды звуков тонов сердца;

$v(s)$ – значение ФКГ в точке s после предварительной фильтрации;

P – период минимальной частоты гармоник сердечного тона, присутствующих на ФКГ;

μ – коэффициент регулирования полосы пропускания амплитуды ФКГ;

M – длительность тона сердца;

RR_{\min} – минимальное значение RR-интервала, которое соответствует максимальной ЧСС;

$nw(s,s)$ – значение кривой для сегментации потенциальных тонов сердца плода.

Оконная обработка ФКГ на каждом шаге предполагает расчет параметров полосы пропускания $\lambda^2(s)$, текущего уровня амплитуды ФКГ A_{curr} и весовых коэффициентов. На их основании производится расчет кривой $nw(s,s)$ и получение результата усиления исходной ФКГ $U(s)$, которая может быть использована для воспроизведения звуков сердца в диапазоне, воспринимаемом человеческим слухом. На следующем шаге применяется пороговая сегментация $nw(s,s)$ по статическому уровню, в результате которой рассчитываются значения массива $Seg(s)$, который содержит информацию о наличии потенциального тона в момент времени s . На основании массива сегментации $Seg(s)$ формируется список $Tones$, содержащий информацию о границах и амплитуде сегментированных звуков на ФКГ (рисунок 1).

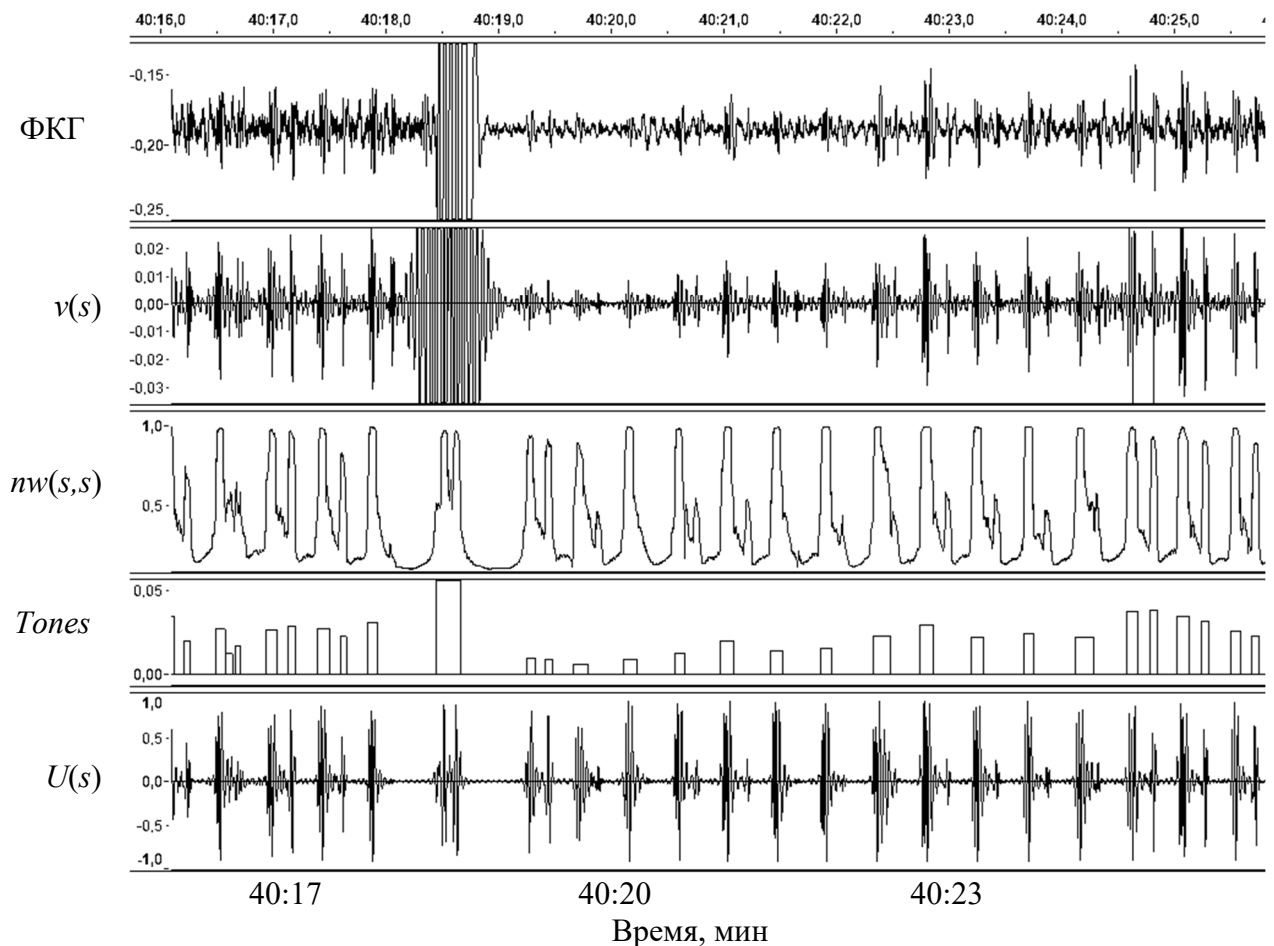


Рисунок 1 – Результат работы алгоритма определения интервалов появления подобных тонам сердца звуков

Положение 2. Поточковый алгоритм определения сердцебиений плода на ФКГ

Для построения КИГ необходимо определить расстояния между двумя ударами сердца – RR-интервал. Для расчета RR-интервала алгоритм использует автокорреляционное свойство тонов сердца на основании следующих автокорреляционных функций:

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

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

где s – позиция в массиве сегментации $Seg(s)$, с которой необходимо исследовать участок длиной $pLen$; pRR – сдвиг копии $Seg(s)$; $R_{rr}(s, pRR)$ – значение автокорреляционной функции для массива $Seg(s)$ при сдвиге его копии в одну сторону на величину pRR , $R_p(s, pRR)$ – в обоих направлениях. Ожидается, что один из экстремумов функции $R_{rr}(s, pRR)$ является RR-интервалом. Алгоритм производит оконную обработку $Seg(s)$, помещая в массив $Point_{i,j}$ локальные экстремумы функции $R_{rr}(s, pRR)$ – формирование потенциальных RR-интервалов (рисунок 2).

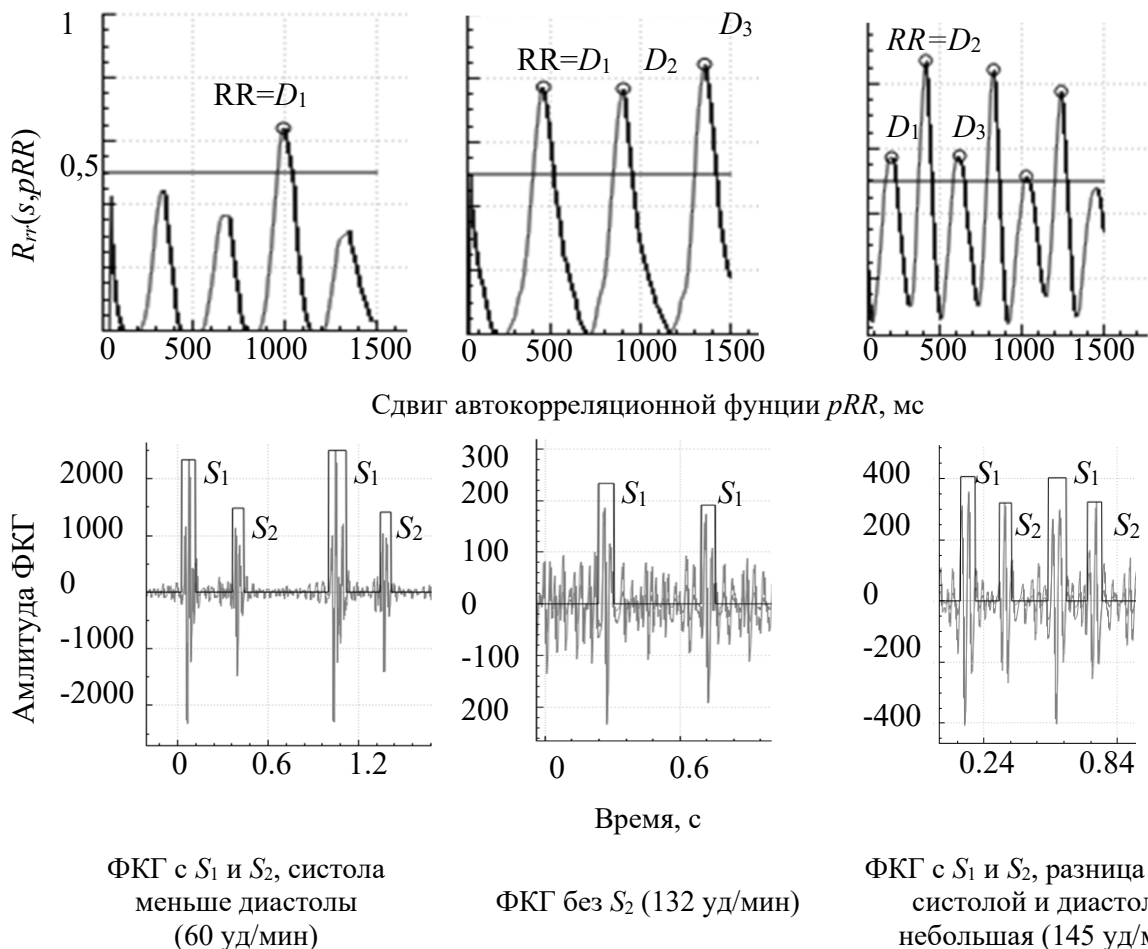


Рисунок 2 – Вид функции $R_{rr}(s, pRR)$ для различных конфигураций ФКГ

Значение pRR , при котором определен локальный максимум в $R_{rr}(s, pRR)$ заносится в массив $Point_{i,j}$ как поле $Value$, а значение функции $R_p(s, Value)$ определяет синтетический параметр выраженности точки (далее $Severity$), оценивающий степень проявления автокорреляционного свойства при заданном сдвиге $Value$. Эмпирическим путем было определено, что при значении параметра $Severity$ более 0,4 полученная точка $Point_{i,j}$ может соответствовать RR-интервалу.

Пример полученного набора точек $Point_{i,j}$ представлен на рисунке 3.

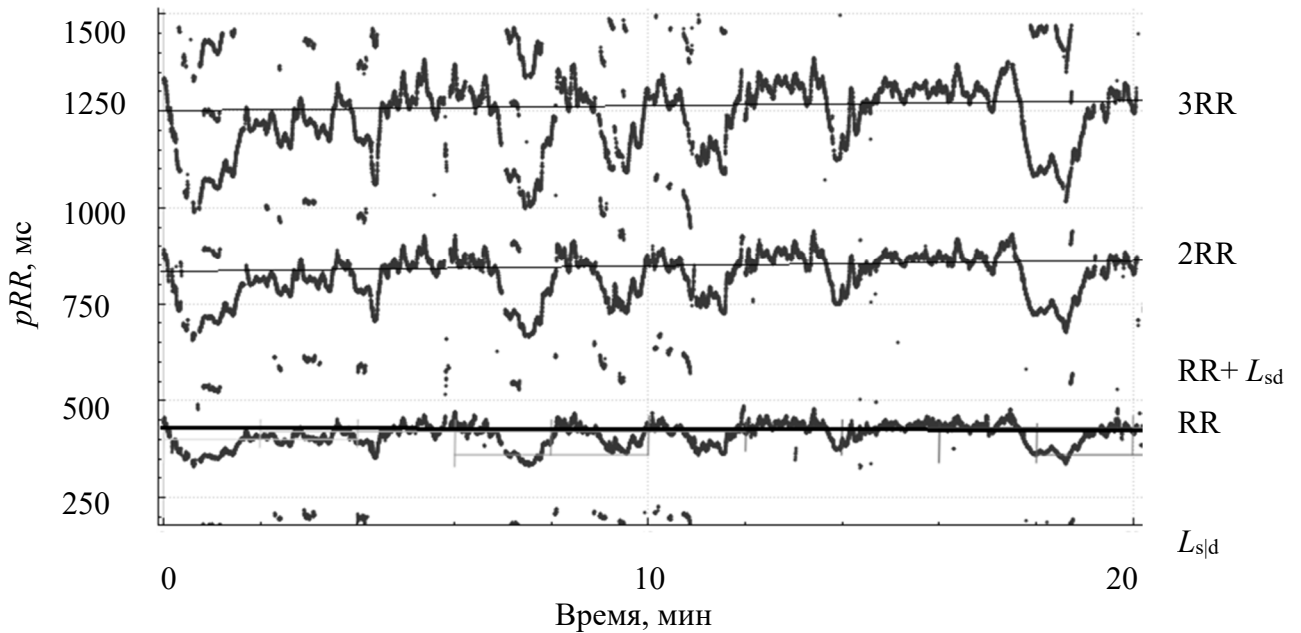


Рисунок 3 – Пример полученного массива точек $Point_{i,j}$ (базальный ритм 136 уд/мин)

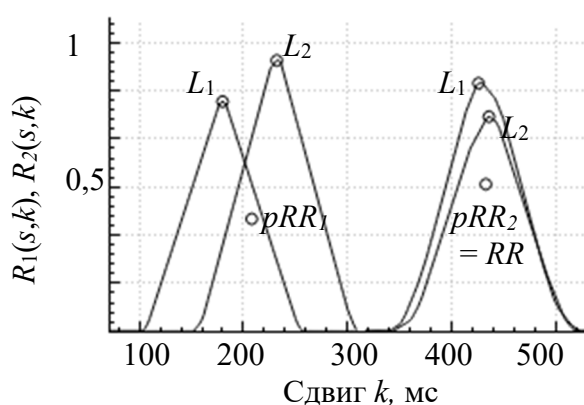
Каждый экстремум функции $R_{rr}(s, pRR)$ – точка $Point_{i,j}$ – соответствует либо среднему значению от систолы и диастолы L_{sd} , либо сдвигу на RR, 2RR, 3RR и далее, либо выбросу. Поэтому на каждом шаге оконной обработки алгоритмом в момент времени i можно принять, что в первой по порядку выделенной последовательности $pRR_1 - pRR_2 \approx 2pRR_1 - pRR_3 \approx 4pRR_1$ из $Point_i$ значение pRR_1 или pRR_2 будет являться RR-интервалом. Поэтому из $Point_i$ выделяется вектор pRR_k , состоящий из трех первых элементов данной последовательности. Таким образом, получаются два варианта по содержанию 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. Поэтому следующий шаг алгоритма – принятие решения о том, является ли pRR_1 L_{sd} или RR-интервалом. Для этого используется свойство разницы длительности систолы и диастолы. Для этого массив $Seg(s)$ в окне $cLen$ делится на две компоненты: сначала выделяются только те элементы из $Tones$ на нем, время между которыми составляет pRR_k , а далее производится разделение их на две группы $Seg_1(s)$ и $Seg_2(s)$ по критерию четности (рисунок 4в). После этого рассчитывается разница между систолой и диастолой $Diff_{sd}$ по следующей формуле:

$$R_1(s, k) = \sum_{t=0}^{cLen} Seg_1(s+t) \cdot Seg_2(s+t-k), R_2(s, k) = \sum_{t=0}^{cLen} Seg_1(i+t) \cdot Seg_2(i+t+k),$$

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

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

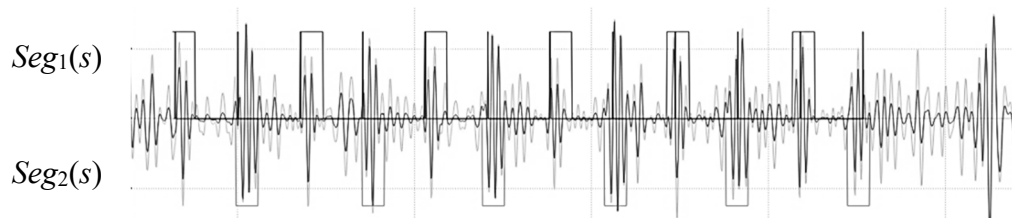
$Diff_{sd}$ – значение модуля разницы между L_1 и L_2 , которые являются экстремумами функций $R_1(s, k)$ и $R_2(s, k)$, мс (рисунок 4а).



Параметр	pRR_1	pRR_2
Value, мс	213	419
ЧСС, уд/мин	283	143
Амплитуда	625	680
Severity	0,5	0,58
L_1 , мс	200	412
L_2 , мс	220	412
$Diff_{sd}$, мс	20	0

а) вывод графиков $R_1(s, k)$ и $R_2(s, k)$ для pRR_k

б) полученные алгоритмом параметры



в) разметка $Seg(s)$ на два подмассива

Рисунок 4 – Пример разделения массива $Seg(s)$ и определения RR-интервала из pRR_k

Далее определение текущего RR-интервала сводится к следующей системе правил (для диапазона ЧСС от 50 до 240 уд/мин):

- если pRR_1 меньше 250 мс, то pRR_2 – является RR-интервалом;
- если pRR_2 больше 1200 мс (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.

Конечным шагом алгоритма в текущей итерации является расчет параметров качества сигнала сердцебиений ФКГ:

- 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 4б).

Полученные параметры качества использованы для потокового определения наличия сердцебиений плода на текущем участке ФКГ, то есть для поиска точки размещения акустического датчика и информирования пользователя о потере сигнала.

Стоит отметить, что может существовать ошибка в определении значения pRR_k , которое является RR-интервалом (рисунок 5), в момент времени i в следующих случаях: при плохом качестве ФКГ могут существовать значительные искажения в определении границ звуков тонов, а резкие изменения в RR-интервалах (аритмия) могут исказить разницу между длиной систолы и диастолы. Это неточность корректируется фильтрацией получаемых значений путем учета их отклонения от базального уровня RR_{basal} (медицинский параметр значимого уровня ЧСС), который равен моде полученных значений ЧСС и который далее используется в конечной задаче построения КИГ.

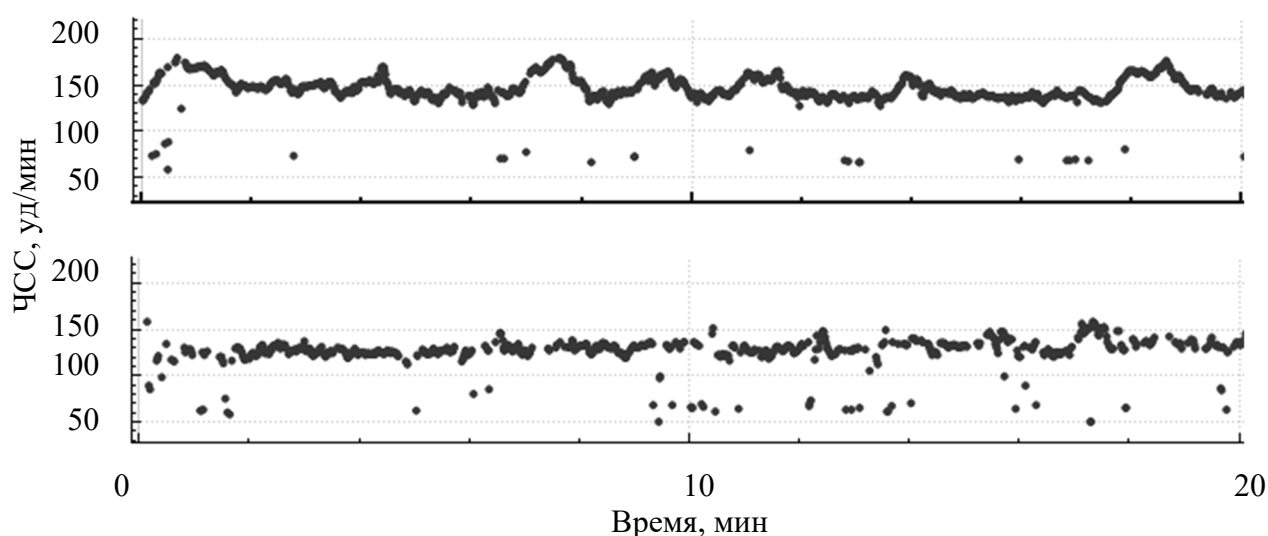


Рисунок 5 – Определение мгновенного значения ЧСС. Верхний ряд – для ФКГ плода хорошего качества с ЧСС 136 уд/мин, нижний ряд – для ФКГ плода среднего качества с ЧСС 133 уд/мин

Положение 3. Алгоритм построения КИГ плода на основе ФКГ

Конечной целью комплекса алгоритмов является формирование из точек $Point_{ij}$ итогового графика КИГ, из которого исключены участки КИГ матери и выбросы. Первично для обработки массива $Point_{i,j}$ используется механизм кусочно-линейной аппроксимации методом наименьших квадратов (МНК). Идея его применения в данном случае будет основана на том, что значение кусочно-аппроксимирующей функции может лежать на уровне текущего

базального ритма, из которого не исключены участки возрастания и убывания ЧСС (далее тренд). Поэтому предполагается, что точки из $Point_{i,j}$, которые входят в RR-интервал, не могут отклоняться от тренда на более чем ε мс. Один шаг обработки $Point_{i,j}$ в окне $aLen$ происходит следующим образом:

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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:

$$RR = \frac{Point_{i,j}.Value}{Point_{i,j}.nRR}.$$

Как и результаты пульсового графика в алгоритме определения сердцебиений плода результат свертки не будет использоваться напрямую для построения КИГ, а будет применен для дальнейшей разметки потенциальных RR-интервалов $Point_{i,j}$. Далее предполагается, что возможно представить $Point_{i,j}$, как совокупность отдельных связанных графов, которые далее будут называться кластерами. Точка $Point_{i,j}$ будет являться связной точкой-вершине $Point_{k,l}$, если выполняются условия: расстояние между точками по времени не превышает максимального значения RR-интервала (1200 мс) и отклонение между значениями $Value$ не превышает 60 мс.

При использовании для разметки на кластеры поиска в ширину и структуры очередь итерация обхода $Point_{i,j}$ в i -том моменте времени определена следующим образом.

1. Для текущего момента времени i из $Point_{i,j}$ в очередь помещаются все точки, которые еще не размещены и которые имеют допустимое значение $Severity$.
2. Запускается поиск в ширину, где соседями текущей точки являются связанные точки $Point_{i,j}$. Производится разметка, пока очередь не пуста.
3. Если не достигли конца $Point_{i,j}$, совершается переход на момент времени $(i+1)$.

Таким образом, у точки $Point_{i,j}$ кроме значения nRR появляется информация о принадлежности к кластеру. Далее возможно посчитать число точек, входящих в каждый кластер, и исключить те кластеры, которые имеют небольшой размер.

Для получения итоговой КИГ необходимо пройти в некотором небольшом окне по времени (2,5–5 мин) весь график потенциальных RR-интервалов $Point_{i,j}$. Внутри этого окна определяется мода гистограммы результата свертки и ее доверительный интервал, проверяется то, что в него входит базальный ритм RR_{basal} . Если есть соответствие с базальным ритмом, проводится поиск и помещение на КИГ тех кластеров, точки которых входят в этот доверительный интервал. Пример результата построения КИГ представлен на рисунке 6. Глава завершается описанием места комплекса алгоритмов в системе мобильного мониторинга состояния плода.

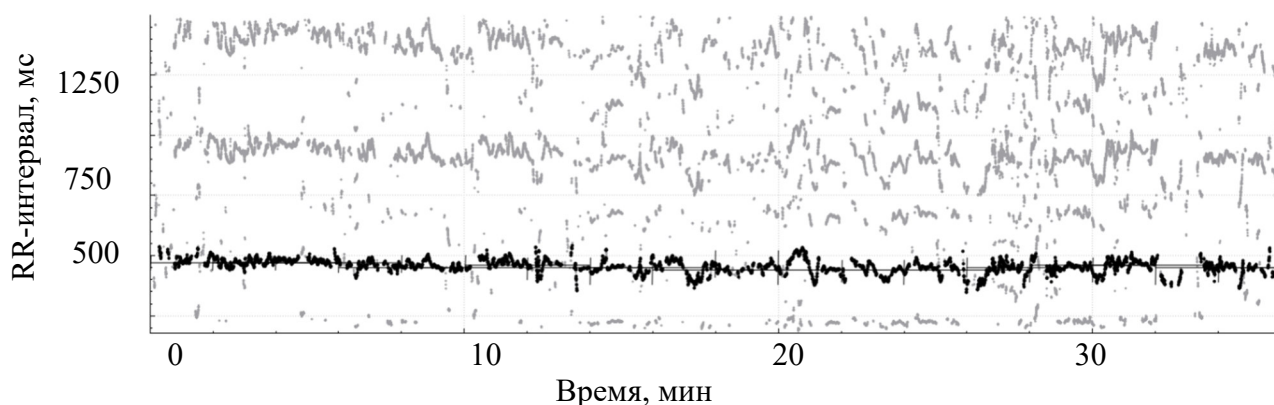


Рисунок 6 – Демонстрация КИГ после фильтрации RR-процессов плода (133 уд/мин)

В *третьем разделе* 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 (сегментация энергии Шеннона и огибающей Гилберта). 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:

– количество сегментированных звуков первых тонов сердца: предложенный алгоритм в среднем – 93 %, нижняя граница – 90 %, сегментация огибающей Гилберта в среднем – 85 %, нижняя граница – 68 %, сегментация энергии Шеннона в среднем – 89 %, нижняя граница – 85 %;

– количество сегментированных звуков циклов биений (сегментирован хотя бы один тон в цикле одного биения): предложенный алгоритм в среднем – 98 %, нижняя граница – 95 %, сегментация огибающей Гилберта в среднем – 93 %, нижняя граница – 78 %, сегментация энергии Шеннона в среднем – 96 %, нижняя граница – 90 %.

Далее приводится сравнение значений ЧСС, полученных **алгоритмом определения сердцебиений плода на ФКГ**, с мгновенными значениями пульса, рассчитанными референтным оборудованием (пульсометром) и с данными пульса, полученными в результате визуального и аудиального 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 %). При учете вариабельности ЧСС рассчитанное экспертом значение пульса в 95,3 % случаев лежало внутри интервала минимальной и максимальной ЧСС, рассчитанного предложенным алгоритмом внутри исследуемого сегмента ФКГ, а в 99 % это значение не отклонялось от данного интервала на более 3 уд/мин. Также было установлено, что при внесении механического воздействия на акустический датчик и его перемещения 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 (не более 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 (0,25 %); исключение участков акцелераций и децелераций из КИГ плода (0,75 %); внесение мелких сегментов не являющихся ЧСС-плода на КИГ плода (0,87 %). При этом из описанных эффектов только в случае исключения больших сегментов ЧСС-плода из КИГ плода будет существовать влияние на автоматизированную оценку состояния плода, что потребует дополнительный анализ исходных данных специалистом. 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 %). На рисунке 7 представлен пример совмещения площади КИГ, полученной предложенным алгоритмом, и графика КИГ КТГ.

В приложении А приведена демонстрация макета отчета исследования для приложения 1к-МФ с применением результатов комплекса алгоритмов.

В приложении Б представлены результаты промежуточных этапов алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков и референтных методов на собственном наборе данных.

В приложении В приведена таблица описания сигналов набора данных EPHNOGRAM, используемого в экспериментальных исследованиях.

В приложении Г представлены таблицы, демонстрирующие результаты алгоритма определения интервалов подобным тонам сердца звуков и результаты референтных методов на наборе данных EPHNOGRAM.

В приложении Д продемонстрированы КИГ человека, полученные предложенным комплексом алгоритмов.

В приложении Е продемонстрирована таблица сравнения пульса, рассчитанного экспертами, и показаний алгоритма определения сердцебиений на акустическом сигнале.

В приложении Ж продемонстрированы примеры неустойчивого поведения алгоритма построения КИГ.

В приложении З представлено сравнение графиков КИГ КТГ и результатов алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ.

В приложении И приведена таблица сравнения КИГ ЭКГ, КИГ ФКГ, размеченного с помощью ЭКГ, и результатов алгоритма построения КИГ плода на основе ФКГ.

В приложении К представлены акты о внедрении результатов исследований и свидетельства о регистрации программ для ЭВМ.

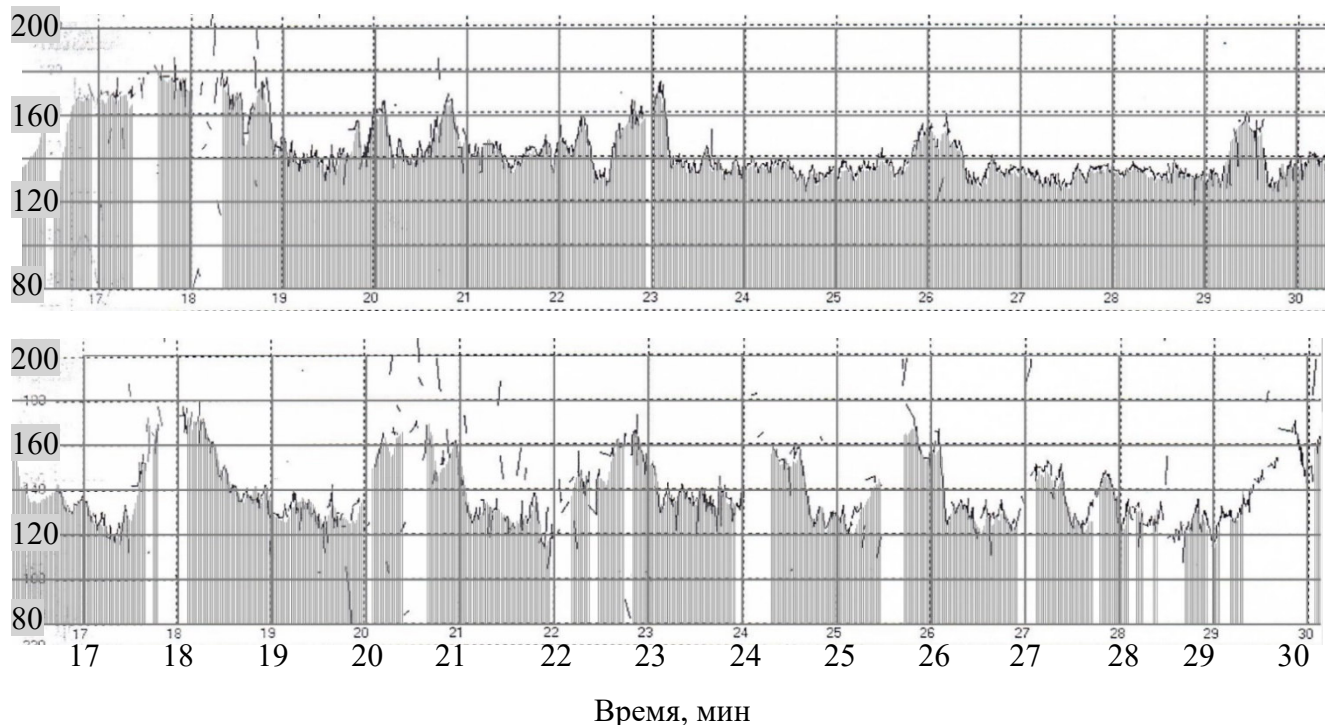


Рисунок 7 – Совмещение площади графика КИГ, полученного предложенным алгоритмом, и графика КИГ референтного оборудования (КТГ), отображающее соответствие результатов двух подходов при анализе сердечбиений

Основные результаты 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 алгоритм определения сердцебиений плода на ФКГ. Алгоритм может быть использован для контроля качества сигнала при проведении мониторинга и для применения в алгоритмах 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 предложенного комплекса алгоритмов с результатами референтного оборудования в экспериментальном исследовании: отклонение между КИГ плода, полученного алгоритмом построения КИГ плода на основе ФКГ, и КИГ референтного оборудования (КТГ) 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_a_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.

Основные публикации по теме диссертации

1. **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. (ВАК)

2. 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. (ВАК)

3. 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. (ВАК и Scopus)

4. 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. Перевод: Choice of Wavelet Filtering Parameters for Processing Fetal Phonocardiograms with High Noise Level / D. S. Zhdanov, I. Yu. Zemlyakov, Ya.

- V. Kosteley, A. Sh. Bureev // *Biomedical Engineering*. – 2021. – Vol. 55. – No. 3. – pp. 194–198. **(BAK и Scopus)**
5. 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. **(Scopus)**
 6. 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. **(Scopus)**
 7. 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. **(Scopus)**
 8. 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. **(Scopus)**
 9. 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. **(Scopus)**
 10. **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.
 11. **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.
 12. Устройство для дистанционного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы плода и матери / **Я. В. Костелей**, Д. С. Жданов, Е. В. Чехоцкая, Е. Ю. Дикман // *Опτικο-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.
 13. 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.
 14. **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.

15. **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.

16. **Костелей, Я. В.** Алгоритм фильтрации акустического сигнала сердцебиений плода с использование фильтра нелокального усреднения и энергии Шеннона / Я. В. Костелей, Д. С. Жданов // Сборник избранных статей научно сессии ТУСУР. – Томск: В-Спектр, 2020. – Ч. 2. – С. 88–90.

17. 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.

18. 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.

19. **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.

Свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ

1. 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.

2. 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.