

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
АЭРОКОСМИЧЕСКОГО ПРИБОРОСТРОЕНИЯ»

На правах рукописи

Акопян Белла Кареновна

**Модели и алгоритмическое обеспечение автоматизированного комплекса
экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека
при аритмии**

Специальность – 2.3.1. Системный анализ, управление и обработка информации,
статистика

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Научный руководитель
доктор технических наук, профессор
Татарникова Татьяна Михайловна

Санкт-Петербург – 2025

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
1. КОНЦЕПТУАЛЬНАЯ МОДЕЛЬ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА КАК СЛОЖНОГО ДИНАМИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА	10
1.1 Базовые элементы сердечно-сосудистой системы человека с точки зрения системного анализа	10
1.2 Процессы, регистрируемые при экспресс-диагностике сердечно- сосудистой системы человека.....	16
1.2.1 Оценка изменения ритма сердечных сокращений во времени	16
1.2.2 Неинвазивная оценка изменения кровотока во времени	22
1.3 Принцип процедуры комплексной клинической экспресс-диагностики	25
1.4 Постановка задачи исследования	27
Выводы по первой главе	28
2. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РЕГИСТРИРУЕМЫХ ПРОЦЕССОВ В ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКЕ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА ПРИ АРИТМИИ.....	30
2.1 Постановка задачи разработки математических моделей регистрируемых процессов.....	30
2.2 Математическая модель полезного сигнала.....	31
2.3 Математические модели сигналов помехи.....	38
2.4. Математическая модель процедуры оценки артериального давления.....	44
Выводы по второй главе	46
3. АЛГОРИТМЫ ОБНАРУЖЕНИЯ И КЛАССИФИКАЦИИ СОСТОЯНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА.....	47
3.1 Постановка задачи обнаружения опорных точек	47
3.2 Методы обнаружения опорных точек.....	50
3.2.1 Корреляционно-экстремальный метод	50
3.2.2 Методы на основе цифровой фильтрации	52
3.3 Алгоритм обнаружения опорных точек на основе цифровой фильтрации ..	54

3.4	Постановка задачи многоклассовой классификации	62
3.5	Пространство информативных признаков	62
3.6	Выбор и обоснование систем классификации на основе методов машинного обучения	68
3.7	Результаты отбора признаков. Влияние балансировки данных на качество работы классификатора	71
	Выводы по третьей главе.....	73
4.	МЕТОД ОЦЕНИВАНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ.....	75
4.1	Метод оценки артериального давления по малой выборке на основе достаточных статистик.....	75
4.2	Закон распределения результатов оценки артериального давления	80
	Выводы по четвертой главе.....	87
5.	АПРОБАЦИЯ МОДЕЛЕЙ И АЛГОРИТМОВ КОМПЛЕКСА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ О СОСТОЯНИИ СЕРДЕЧНО- СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА ПРИ АРИТМИИ.....	88
5.1	Устройство обнаружения опорных точек ЭКК.....	88
5.2	Программное средство для компьютерного моделирования сигнала ЭКГ....	96
	Выводы по пятой главе.....	103
	ЗАКЛЮЧЕНИЕ	104
	СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	106
	ПРИЛОЖЕНИЕ А Копии актов внедрения.....	119
	ПРИЛОЖЕНИЕ Б Математическая модель ЭКГ реалистичной формы в среде компьютерной алгебры MathCAD.....	122
	ПРИЛОЖЕНИЕ В Модель процедуры измерения артериального давления в среде компьютерной алгебры MathCAD	128
	ПРИЛОЖЕНИЕ Г Копии свидетельств регистрации программ на ЭВМ	129

Актуальность темы исследования. Диагностика показателей сердечно-сосудистой системы (ССС) занимает ключевое место в исследовании функционального состояния человека [28, 59]. О необходимости внедрения новых эффективных технологий диагностики, лечения и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний свидетельствуют государственные программы развития здравоохранения, в частности, Региональная программа г. Санкт-Петербурга «Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями», действующая с 2019 г. [55].

Современная клиническая экспресс-диагностика состояния ССС включает анализ электрокардиограммы (ЭКГ) и оценку артериального давления (АД) путем неинвазивного измерения [39, 41], и характеризуется широким применением цифровых вычислительных устройств в силу информативности, доступности и безопасности для обследуемого [46, 62].

Несмотря на продолжительную историю исследования данной области, остаются открытыми некоторые вопросы и допущения в совокупной диагностике ССС, например, такие как низкая эффективность автоматизации экспресс-диагностики при анализе состояния обследуемых с нарушениями сердечного ритма [60, 61, 86] или отсутствие оценки влияния статистических характеристик сердечного ритма на результаты измерения АД [22, 65]. Таким образом, создание моделей и алгоритмического обеспечения для цифровых вычислительных устройств, применяемых в экспресс-диагностике обследуемых с нарушениями сердечного ритма, является актуальной задачей.

Степень разработанности темы. Исследованию моделей и алгоритмов автоматизированной диагностики ССС посвящены работы известных российских и зарубежных ученых, таких как А.П. Немирко, А.Н. Калиниченко, З.М. Юлдашева, Л.А. Манило, О.В. Мельник, А.А. Михеева, А.А. Соколовой, Л.С. Файнзильберга, Э.К. Шахова, J. Pan, W.J. Tompkins, R.M. Rangajyan, J.R. Moorman, G.D. Clifford, L.H. Wang, Z.H. Yan и многих других. Предложенные этими

авторами алгоритмы помогают решать задачу отсроченного анализа записанных фрагментов ЭКГ и измерений АД, полученных с использованием цифровых вычислительных устройств. Вопросы же экспресс-диагностики с использованием цифровых вычислительных устройств пока остаются мало изученными.

Научная задача диссертационной работы сформулирована как разработка моделей и алгоритмов, обеспечивающих качественную автоматизированную экспресс-диагностику состояния ССС обследуемых с заданными состояниями сердечного ритма (нормальный ритм, желудочковая экстрасистолия, предсердная экстрасистолия) с применением электронных вычислительных устройств.

Объектом исследования являются случайные процессы, регистрируемые при клинической экспресс-диагностике ССС человека.

Предметом исследования являются модели и алгоритмы обнаружения характерных элементов электрокардиокомплекса на ЭКГ, классификации эпизодов аритмии и оценивания значений артериального давления.

Цель диссертационной работы заключается в разработке моделей и алгоритмического обеспечения электронных вычислительных устройств, применяемых для автоматизированной экспресс-диагностики ССС человека в условиях заданных состояний сердечного ритма (нормальный ритм, желудочковая экстрасистолия, предсердная экстрасистолия).

Для достижения цели диссертации сформулированы следующие **задачи**:

1. Разработать математические модели процессов записи электрокардиограммы и измерения артериального давления, сопровождающих процедуру экспресс-диагностики ССС человека;

2. Разработать алгоритмы определения положения опорных точек электрокардиокомплекса на ЭКГ и их классификации по информативным признакам с возможностью визуализации во время процедуры экспресс-диагностики.

3. Разработать методику оценивания артериального давления в условиях вариабельности и нарушений сердечного ритма.

Научная новизна и теоретическая значимость результатов диссертационной работы обусловлена созданием новых моделей и алгоритмов автоматизированной экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека, в частности:

1. Математические модели процессов записи электрокардиограммы и измерения артериального давления, сопровождающих процедуру экспресс-диагностики ССС человека, отличаются от известных учетом влияния состояния сердечного ритма, что позволяет проводить экспресс-диагностику в условиях, близким к реальным.

2. Алгоритмы определения положения опорных точек электрокардиокомплекса на ЭКГ и их классификации по информативным признакам с возможностью визуализации во время процедуры экспресс-диагностики отличаются от известных независимостью качества обнаружения опорных точек от формы ЭКГ, что позволяет выполнять классификацию состояний ЭКГ с высокой достоверностью.

3. Методика оценивания артериального давления в условиях вариабельности и нарушений сердечного ритма отличается от известных применением крайних порядковых статистик на малой выборке, что позволяет повысить точность результатов оценки артериального давления по критерию минимизации абсолютного отклонения результатов оценки от истинного значения.

Практическая значимость диссертационной работы заключается в возможной реализации предложенных моделей и алгоритмов на носимых устройствах с целью раннего обнаружения заболеваний ССС обследуемых с нарушениями сердечного ритма.

Реализация результатов работы. Внедрение результатов диссертационной работы осуществлено в Федеральном государственном бюджетном научном учреждении «Институт экспериментальной медицины» в методиках, алгоритмах и программных средствах, разрабатываемых и применяемых в лаборатории физиологии биоуправления для анализа

физиологических сигналов функционирования сердечно-сосудистой системы. Основные научные результаты диссертации также используются в учебном процессе на кафедре прикладной информатики Санкт-Петербургского государственного университета аэрокосмического приборостроения в подготовке по направлению «Прикладная информатика» при проведении лекционных и практических занятий по дисциплинам «Моделирование», «Теория систем и системный анализ».

Методология и методы исследования. Решение научной задачи, сформулированной в диссертационной работе базируется на методах системного анализа, теории принятия решений, математического моделирования, теории вероятности и математической статистики, машинного обучения.

Основные результаты, выносимые на защиту:

1. Математические модели процессов записи электрокардиограммы и измерения артериального давления, сопровождающих процедуру экспресс-диагностики ССС человека.
2. Алгоритмы определения положения опорных точек электрокардиокомплекса на ЭКГ и их классификации по информативным признакам с возможностью визуализации во время процедуры экспресс-диагностики.
3. Методика оценивания артериального давления в условиях вариабельности и нарушений сердечного ритма.

Степень достоверности и апробации работы. Достоверность результатов диссертационной работы подтверждается корректным использованием математического аппарата, совпадением результатов диссертационной работы с результатами частных случаев, полученными другими методами, а также результатами машинного эксперимента.

По результатам исследования в 2023 г. получен грант Комитета по науке и высшей школе для аспирантов вузов, отраслевых и академических институтов, расположенных на территории Санкт-Петербурга. В 2024 г. работа, реализованная по результатам исследования, стала победителем конкурсного отбора Комитета по науке и высшей школе на право получения в 2024 г.

субсидий физическими лицами, являющимися молодыми учеными, молодыми кандидатами наук вузов Санкт-Петербурга. Результаты работы были награждены серебряными медалями XVI и XVII Европейского конкурса на лучшую студенческую научную работу Международного общества автоматизации ISA в 2020 и 2021 гг.

Основные результаты диссертационной работы представлены на следующих конференциях: Международная научная конференция «Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах» (г. Санкт-Петербург, 2020-2022, 2024); XXV Международная научная конференция «Волновая электроника и инфокоммуникационные системы» (г. Санкт-Петербург, 2022); V Международный форум «Метрологическое обеспечение инновационных технологий» (г. Санкт-Петербург, 2023); IX Международная научно-практическая конференция молодых ученых «Прикладная математика и информатика: современные исследования в области естественных и технических наук» (г. Тольятти, 2023); Международная научная конференция «Прикладной искусственный интеллект» (г. Санкт-Петербург, 2024).

Соответствие диссертации паспорту научной специальности.

Содержание диссертации соответствует п. 5. Разработка специального математического и алгоритмического обеспечения систем анализа, оптимизации, управления, принятия решений, обработки информации и искусственного интеллекта, п. 7 Методы и алгоритмы структурно-параметрического синтеза и идентификации сложных систем и п. 12 Визуализация, трансформация и анализ информации на основе компьютерных методов обработки информации паспорта научной специальности 2.3.1. «Системный анализ, управление и обработка информации, статистика». Проведенные исследования соответствуют формуле специальности.

Публикации. Основные теоретические и практические результаты диссертации опубликованы в 18 печатных работах, среди которых 3 научных публикации в ведущих рецензируемых изданиях, рекомендованных в действующем перечне ВАК, и 1 статья в изданиях, индексируемых в

международных базах цитирования. Основные результаты защищены 2 свидетельствами о регистрации программы для ЭВМ.

Личный вклад автора диссертационной работы заключается в:

- разработке моделей процедур экспресс-диагностики сердечно-сосудистой системы, отличающихся от известных тем, что предоставляют возможность совокупного учета ритма в обеих процедурах, что делает возможным исследование в условиях, максимально приближенных к реальной экспресс-диагностике;

- разработке алгоритма обнаружения и фиксации опорных точек ЭКК на основе цифровой фильтрации, состоящего из трех этапов: дифференцирования входного сигнала, фильтрации низких частот и двухэтапного решающего правила, а также оптимизации параметров решающего правила по критерию минимизации ошибок первого и второго рода;

- разработке пространства информативных признаков электрокардиокомплекса, состоящего из восьми информативных признаков: трех для длительности *RR*-интервала и пяти для формы электрокардиокомплекса, а также нахождении эффективной комбинации предложенных признаков для классификации трех состояний сердечного ритма, представляющей собой агрегированные показатели, характеризующие длительность *RR*-интервала и форму ЭКК;

- предложении метода оценки артериального давления как крайних значений статистики вариационного ряда: максимума для систолического и минимума для диастолического, который, в сравнении с традиционным методом оценки значения артериального давления как среднего арифметического трех измерений, имеет более высокую точность, поскольку основан на достаточных статистиках, используемых для оценки крайних границ финитных распределений.

- определении закона распределения оценки артериального давления, основанной на достаточной статистике вариационного ряда малой выборки, состоящей из трех измерений.

Личное участие автора в получении изложенных в диссертации результатов подтверждено соавторами и отражено в совместных публикациях.

1. КОНЦЕПТУАЛЬНАЯ МОДЕЛЬ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА КАК СЛОЖНОГО ДИНАМИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

Концептуальную модель сердечно-сосудистой системы человека и процедуры ее диагностики представим на уровне структурно-функционального анализа. Также представим описание ее элементов и случайных процессов, протекающих в системе.

1.1 Базовые элементы сердечно-сосудистой системы человека с точки зрения системного анализа

Термин «сердечно-сосудистая система человека» является устоявшимся и обозначает сложную сеть органов, обеспечивающую транспортировку крови по организму [46]. С точки зрения системного анализа, сердечно-сосудистая система человека может быть охарактеризована как сложная динамическая система, состоящая из взаимосвязанных элементов, функционирующих для достижения общей цели – поддержания стабильного внутреннего состояния организма, несмотря на изменения внешней среды. Эта цель именуется гомеостазом [51].

Основными элементами ССС являются сердце и сосуды, а также кровь как рабочее тело, которое переносит вещества. Сердце управляет передачей рабочего тела в сосуды, объем которого в краткосрочной перспективе считается постоянной величиной [22, 43].

В свою очередь, элементы ССС также можно рассматривать как структурно сложные системы:

- сердце, как систему, состоящую из четырех подсистем – камер сердца: левого и правого предсердий, левого и правого желудочков.
- система сосудов может быть разделена на две обособленные подсистемы сосудов большого круга кровообращения (БКК) и малого круга кровообращения (МКК), которые связаны друг с другом через сердце.

Рабочее тело крови обеспечивает взаимодействие между компонентами системы. Его можно рассматривать, как поток ресурсов, который позволяет эффективно управлять распределением веществ в зависимости от метаболических потребностей тканевых структур. Необходимо отметить, что сердечно-сосудистая система демонстрирует сложное динамическое поведение, поскольку реагирует на внешние воздействия, обусловленные факторами различной природы: биохимическими, физиологическими и психологическими, и может адаптироваться к изменяющимся условиям среды, обеспечивая необходимый уровень гомеостаза [22, 59]. Структурно-функциональная схема ССС в соответствии с описанным представлением приведена на рисунке 1.1.

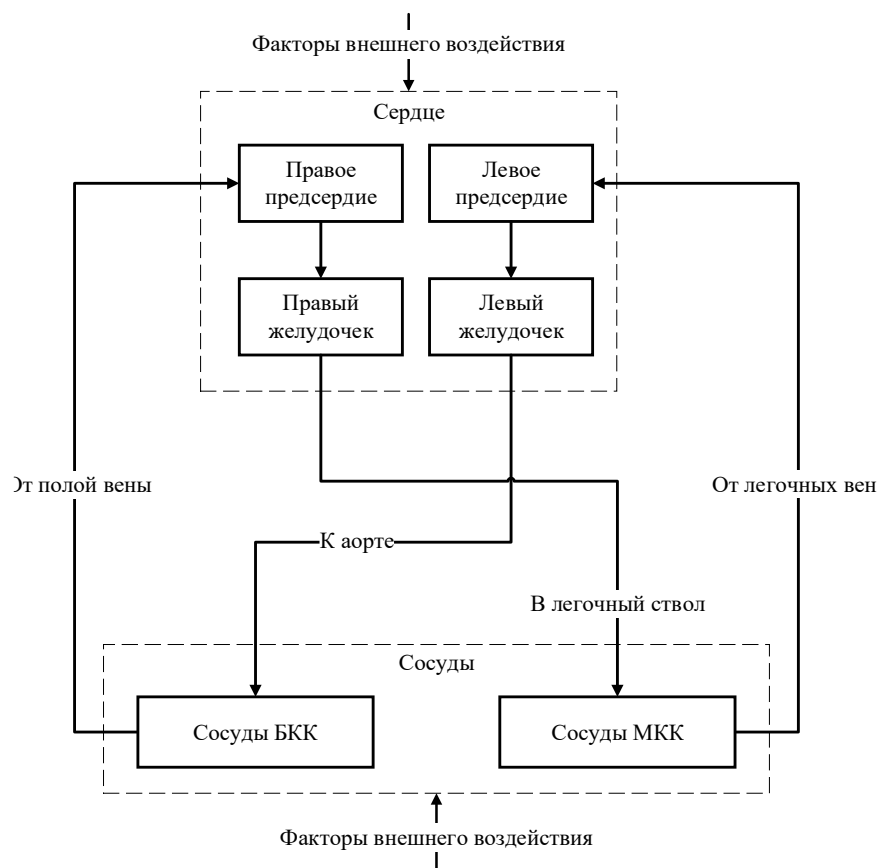


Рисунок 1.1 – Структурно-функциональная схема сердечно-сосудистой системы

Один период сокращений сердца, который управляет перемещением рабочего тела, принято называть кардиоциклом (КЦ). Этапы КЦ представлены на рисунке 1.2. Выделяются две ключевые фазы КЦ: сокращение, именуемое систолой, и расслабление, именуемое диастолой. Систола, в свою очередь, также

делится на два этапа: систолу предсердий (СП) и систолу желудочков (СЖ) [46]. Во время СП управляющий импульс водителя сердца вызывает сокращение предсердий, что приводит к дополнительному нагнетанию рабочего тела в желудочки, которые пока остаются в состоянии расслабления. С расслаблением предсердий управляющий импульс водителя сердца вызывает сокращение желудочков, начиная этап СЖ, что приводит к выбросу рабочего тела в артерии, соответствующему увеличению его объема в элементах системы сосудов и повышению артериального давления (АД). Уровень давления, соответствующий данному повышению, называется систолическим давлением (САД) [20, 62, 63].

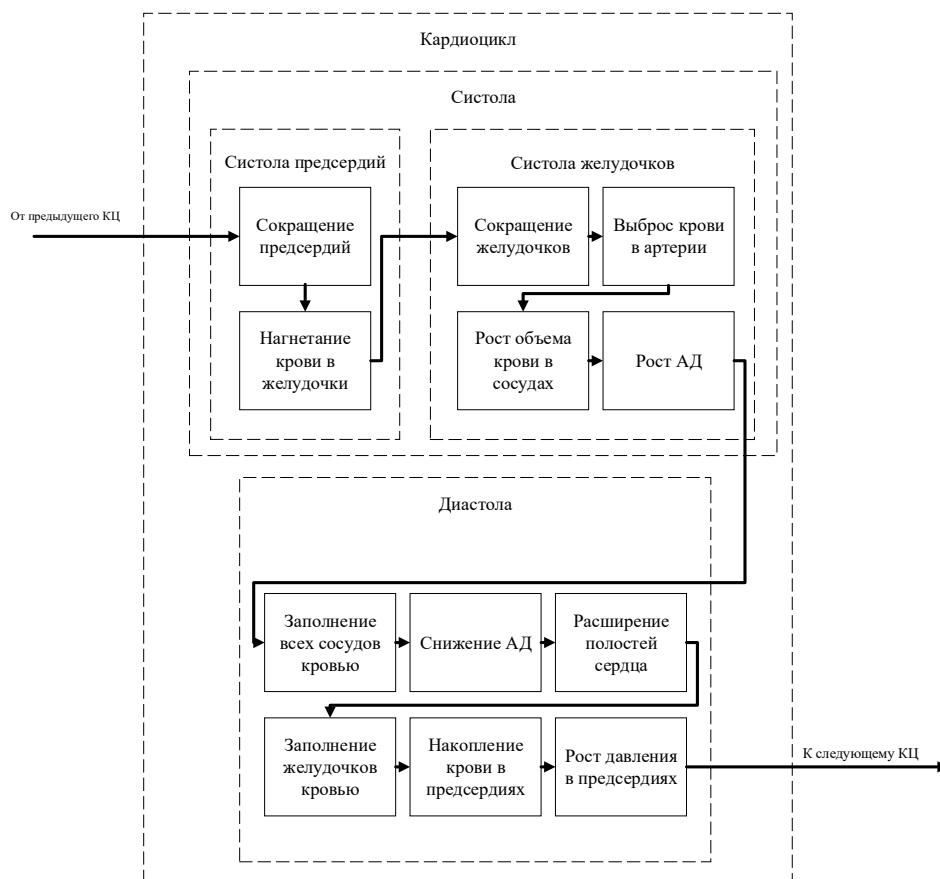


Рисунок 1.2 – Функциональная схема одного кардиоцикла

Во время диастолы кровь равномерно заполняет сосуды, вследствие чего давление в артериях снижается. Соответствующий уровень давления именуется диастолическим (ДАД) [62, 63]. Рабочее тело перемещается в элементы подсистемы сердца и накапливается, вызывая рост давления, что приводит к сокращению – началу нового кардиоцикла.

С точки зрения теории управления, ССС представим в виде модели сложной динамической системы с передаточной функцией $W(p)$, где p – оператор Лапласа, в составе системы организма человека. Ее структурная схема приведена на рисунке 1.3. На вход данной системы подается вектор зависимых от времени возмущающих воздействий $F(t) = (f_1(t), f_2(t), \dots, f_k(t))^T$, вызванных внешними факторами различной природы. Данные воздействия подаются на вход двух подсистем: на сердце с передаточной функцией $W_h(p)$ и комплекс кровеносных сосудов с суммарной передаточной функцией всех сосудов $W_b(p)$. Управляющим сигналом подсистемы сердца является сигнал водителя ритма сердца, который провоцируется вектором возмущающих воздействий. Выходные процессы системы обозначим как векторы $Y_h(t)$ для сердца и $Y_u(t)$ для сосудов соответственно.

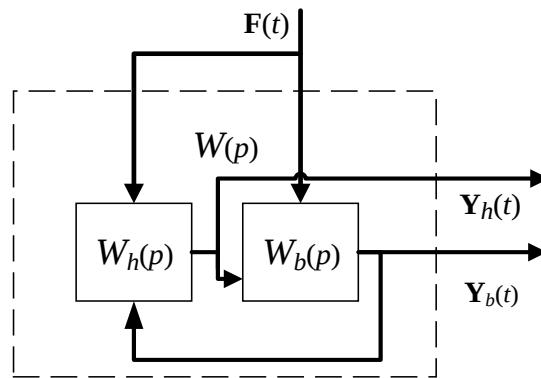


Рисунок 1.3 – Модель ССС человека как сложной динамической системы

Выходными процессами подсистемы сердца являются:

– Сердечный ритм, который отражает состояние сокращений и может быть нормальным или патологическим (аритмичным). Может характеризоваться частотой сердечных сокращений $F_{\text{чСС}}$

$$F_{\text{чСС}} = \frac{60}{t_{RR}}, \quad (1.3)$$

где t_{RR} – средняя длительность RR -интервала за одну минуту в секундах, или оценкой состояния конкретного кардиоцикла [50, 54].

– Ударный объем сердца U_h , который представляет собой объем крови, выталкиваемый сердцем за одно сокращение:

$$U_h = K_d - K_s, \quad (1.4)$$

где K_d – объем крови, остающийся в желудочках в конце диастолы;

K_s – объем крови в желудочках после систолы [49].

При увеличении ЧСС снижается время, доступное для диастолического наполнения желудочков. Это может привести к уменьшению K_d , поскольку сердце меньше времени проводит в фазе наполнения. Нерегулярный же ритм, как при аритмиях, может привести к неравномерному заполнению желудочков кровью с течением времени.

Выходными процессами подсистемы кровеносных сосудов являются:

– Величины артериального давления, которые показывают, как система сосудов реагирует на входные изменения.

– Скорость потока крови через сосуды v , свидетельствующие о состоянии сосудов.

Если считать в краткосрочной перспективе возмущающее воздействие $F(t)$ постоянным, то можно рассмотреть взаимосвязь данных процессов через сердечный выброс Q , представляющий собой ударный объем за единицу времени. Ввиду постоянной величины объема крови в организме человека принять при постоянных $F(t)$ сердечный выброс $Q = \text{const}$. Если рассматривать значение Q с точки зрения процессов, связанных с системой сердца, Q можно определить по формуле следующим образом:

$$Q = U_h F_{\text{ЧСС}}. \quad (1.5)$$

С другой стороны, объем сердечного выброса можно определить с помощью закона Хагена-Пуазейля, который описывает течение вязкой несжимаемой жидкости через цилиндрическую трубку [64]. Если принять объем крови через один сосуд Q_i как:

$$Q_i = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta L}, \quad (1.6)$$

где ΔP – разница давлений между концами сосуда;

r – радиус сосуда;

η – динамическая вязкость крови;

L – длина сосуда, то общий сердечный выброс равен:

$$Q = \frac{\pi}{8\eta} \sum_{i=1}^{N_b} \frac{\Delta P_i r_i^4}{L_i}, \quad (1.7)$$

где N_b – общее число сосудов [64, 73].

Скорость потока крови при этом рассчитывается по формуле:

$$v = \frac{Q}{A}, \quad (1.8)$$

где A – площадь поперечного сечения сосудов.

Стоит отметить, что в данном контексте целесообразно рассматривать крупные сосуды, поскольку в капиллярах имеет место значительное снижение артериального давления [73, 80]. Очевидно, что в этом случае ΔP прямо пропорциональна значению артериального давления, в таком случае артериальное давление пропорционально отношению:

$$\sum_{i=1}^N \Delta P_i = \frac{8\eta Q}{\pi} \frac{\sum_{i=1}^N L_i}{\sum_{i=1}^N r_i^4} \quad (1.9)$$

На основании вышесказанного можно сделать следующие выводы:

1. Увеличение частоты сердечных сокращений приводит к увеличению скорости потока крови. Однако в то же время рост ЧСС может уменьшить объем наполнения желудочков кровью, что может привести к снижению объема выброса за один кардиоцикл.

2. Нерегулярный ритм при аритмиях может привести к резкому изменению сердечного выброса и неравномерной скорости кровяного потока, а, следовательно, и к изменениям значений артериального давления.

3. Принимая характеристики крови и сосудов в краткосрочной перспективе постоянными, очевиден тот факт, что частота и регулярность сердечных сокращений оказывает непосредственное влияние на изменение артериального давления: внеочередное сердечное сокращение может произойти

до заполнения сердца кровью, что приводит к снижению выбрасываемого объема крови в сосуды и снижению АД [63, 64].

Учитывая указанные взаимосвязи, можно считать ССС сложным динамическим объектом. Соответственно, для исчерпывающего анализа сердечно-сосудистой системы в рамках клинической экспресс-диагностики достаточно оценить состояние сердечного ритма и значение артериального давления с его учетом. Таким образом, исследуемыми в рамках диагностики выходными воздействиями являются изменение ритма сердечных сокращений во времени $y_h(t)$ и изменение кровотока во времени $y_b(t)$. Исходя из результатов анализа модели, исследуемые выходные воздействия оказывают друг на друга непосредственное влияние, что усложняет процесс исследования ССС.

1.2 Процессы, регистрируемые при экспресс-диагностике сердечно-сосудистой системы человека

Под экспресс-диагностикой ССС человека принято понимать процедуру диагностики, когда регистрация параметров выполняется от 2 до 5 мин. Оценка ССС в заданных условиях должна осуществляться с применением методов наименее инвазивного, безопасного, недорогого, но в то же время надежного и имеющего диагностическую ценность исследования [53, 81].

Рассмотрим ключевые процессы экспресс-диагностики ССС, соответствующие этим требованиям.

1.2.1 Оценка изменения ритма сердечных сокращений во времени

Исторически сложилось, что изменение ритма сердечных сокращений во времени анализируется путем записи электрических сигналов, возникающих в процессе кардиоцикла по полученной записи на заданном временном промежутке. Инструментом диагностики, используемым для данной задачи, выступает запись электрокардиограммы (ЭКГ), которая представляет собой выборку отсчетов

электрокардиосигнала (ЭКС), несущего информацию об изменениях суммарного электрического потенциала сердца во времени [1, 46].

Схематическое изображение кривой ЭКГ нормальной формы представлено на рисунке 1.4. За нулевой уровень электрокардиосигнала принимается изoeлектрическая линия (изолиния) – горизонтальная прямая, указывающая на отсутствие электрической активности [27, 34]. Каждый отдельный кардиоцикл представлен на ЭКГ функцией сложной формы – электрокардиокомплексом (ЭКК), который отражает стадии прохождения волны возбуждения по отдельным участкам сердца [25, 41, 93].

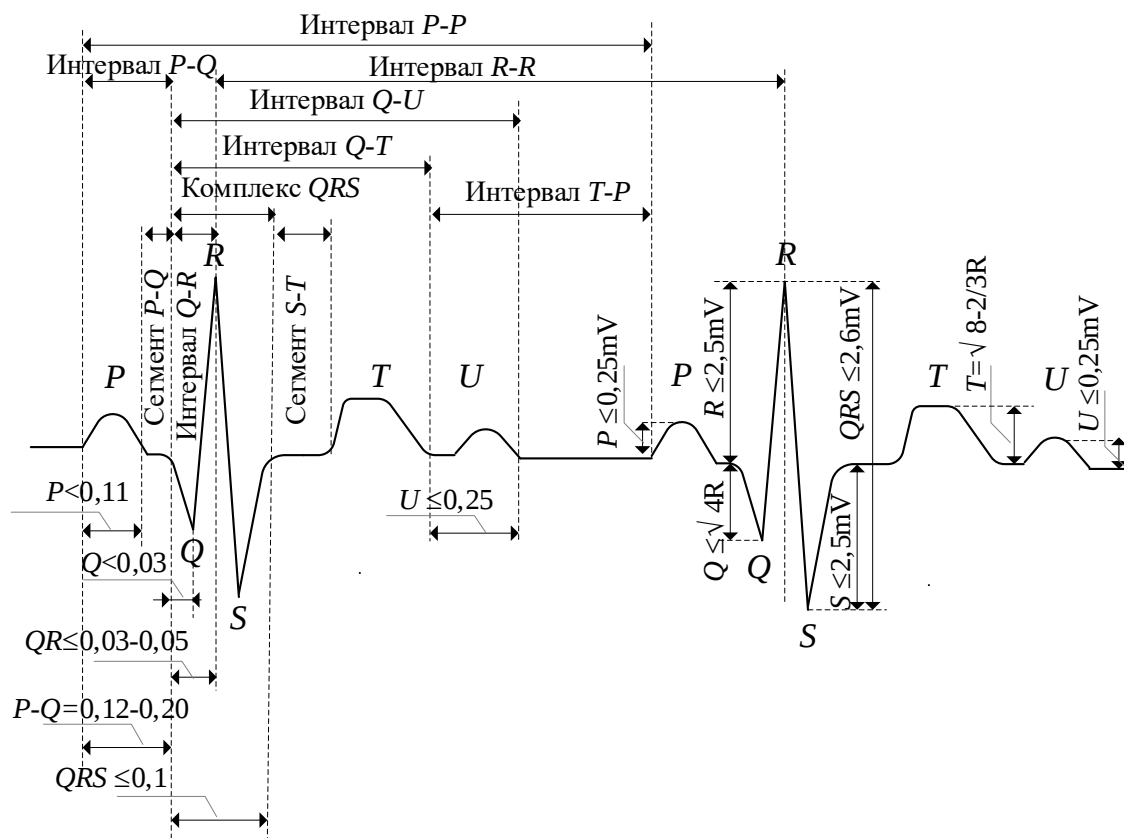


Рисунок 1.4 – Схематическое изображение электрокардиограммы нормальной формы с отображением информативных фрагментов [3]

К информативным сегментам ЭКГ относятся зубцы P , Q , R , S , T , а также сегменты и интервалы между ними [25]. В таблице 1.1 приведены значения амплитудно-временных параметров нормальной ЭКГ.

Таблица 1.1 – Параметры информативных фрагментов нормальной ЭКГ [65]

Параметр	Информативный фрагмент			
	Зубец <i>P</i>	<i>QRS</i> -комплекс	Сегмент <i>ST</i>	Зубец <i>T</i>
Амплитуда, мВ	0-0.25	0.3-5	-0.1-0,1	0.4-1
Длительность, с	0.07-0.11	0.06-0.1	0.06-0.15	0.1-0.2

В реальных условиях ЭКГ здорового человека характеризуется колебаниями амплитудных и временных параметров. В частности, имеет место такое явление, как вариабельность сердечного ритма (BCP) – изменение длительности временного промежутка между двумя последовательными сердечными сокращениями [18, 50]. Анализ сердечного ритма включает в себя оценку регулярности сердечных сокращений и подсчет их числа за единицу времени. Принято считать, что ритм правильный, если продолжительность *RR*-интервалов при постоянном физиологическом состоянии обследуемого отличается не более чем на $\pm 10\%$ [21, 35].

В случае, если ритм сердечных сокращений не соответствует нормальному вследствие нарушений в работе сердца, принято говорить об аритмии. Наиболее распространённый вид аритмий – экстрасистолия, которая представляет собой явление преждевременного внеочередного возбуждения сердца [24, 54]. Вид экстрасистол непосредственно связан с элементом системы сердца, возбуждение которого их вызывает. В зависимости от этого фактора выделяют предсердные экстрасистолы (ПЭС) и желудочковые (ЖЭС).

При анализе экстрасистол по ЭКГ оперируют понятиями «интервал сцепления» и «компенсаторная пауза». Интервал сцепления – расстояние от ЭКК основного ритма, предшествующего экстрасистоле, до самой экстрасистолы. Компенсаторная пауза – расстояние от экстрасистолы до следующего за ней ЭКК основного ритма. Если в сумме длительность интервал сцепления и компенсаторная пауза приближенно равны двум *RR*-интервалам, то говорят о полной компенсаторной паузе; если сумма меньше – то о неполной [35, 47].

Аритмические кардиоциклы отличаются от нормальных длительностью *RR*-интервала и формой полезного сигнала кардиограммы. Характерными

признаками (т.н. ЭКГ-критериями) предсердных экстрасистол являются:

- преждевременное внеочередное появление зубца P , который также может сменить полярность или оказаться деформированным;
- следующий за преждевременным зубцом P желудочковый QRS -комплекс не претерпел изменений;
- неполная компенсаторная пауза [47].

Основные ЭКГ-критерии желудочковой экстрасистолии:

- преждевременное внеочередное появление расширенного и деформированного QRS -комплекса;
- возможное отсутствие зубца P ;
- полная компенсаторная пауза [47, 54].

На рисунке 1.5 приведены примеры трех видов кардиокомплексов: нормального синусового ритма с вариабельностью, предсердной экстрасистолии и желудочковой. Каждому классу состояния кардиокомплекса присвоены следующие обозначения: Ω_1 – нормальный кардиокомплекс, Ω_2 – желудочковая экстрасистола, Ω_3 – предсердная экстрасистола.

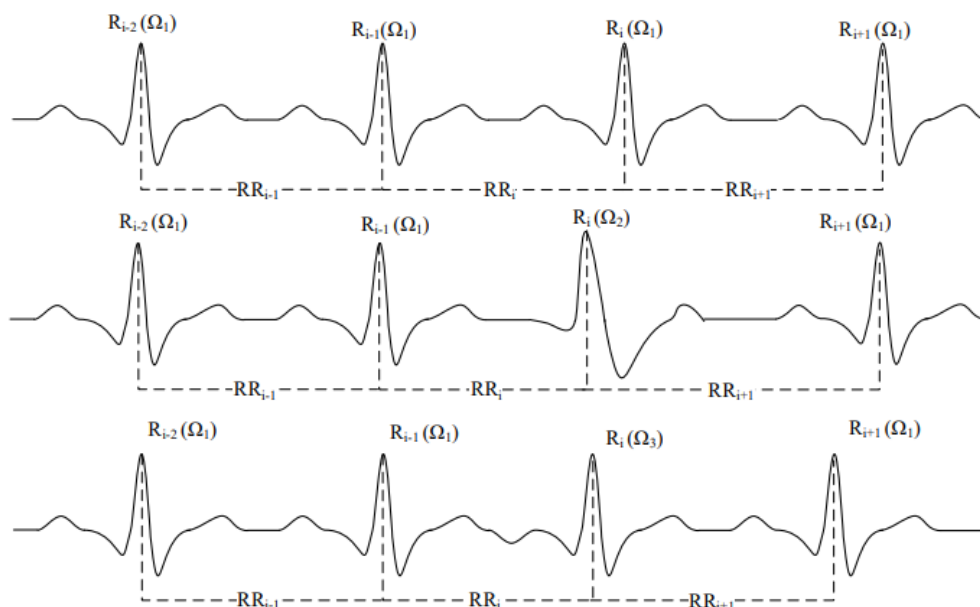
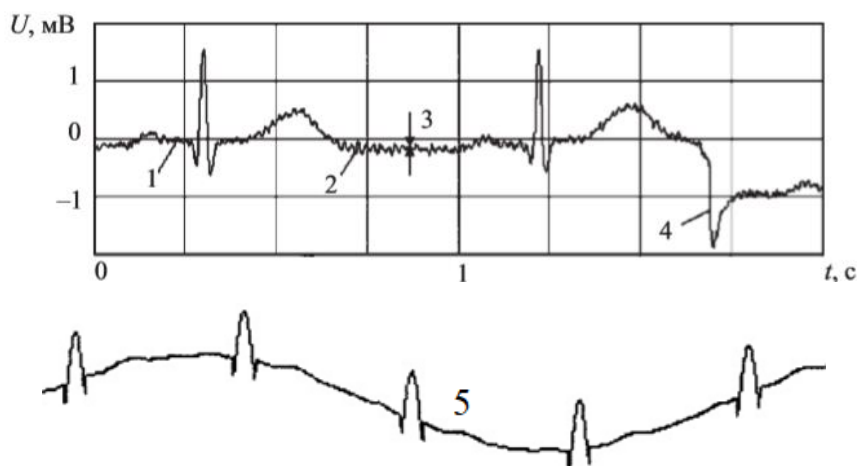


Рисунок 1.5 – К анализу ЭКГ-критериев рассматриваемых состояний
сердечного ритма

Составляющие поверхностных потенциалов, обусловленные различными факторами, не относящимися к непосредственной электрической активности сердца, рассматриваются как сигналы помехи. Наибольшее влияние оказывают следующие виды помех [31, 52]:

- помехи, вызванные сокращениями скелетных мышц;
- смещение нулевого уровня сигнала (изолинии), обусловленное действием аддитивных низкочастотных помех:
 - артефакты поляризации и смещения электродов, создающие выбросы случайной амплитуды и длительности;
 - дыхательный дрейф;
- квазигармонический процесс, вызванный наводками напряжения от сети питания.

На рисунке 1.6 представлены примеры электрокардиограмм с помехами. В совокупности помехи представляют собой одновременное аддитивное искажение, т.е. ЭКГ можно представить, как суммы выборок ЭКС и сигналов помехи.

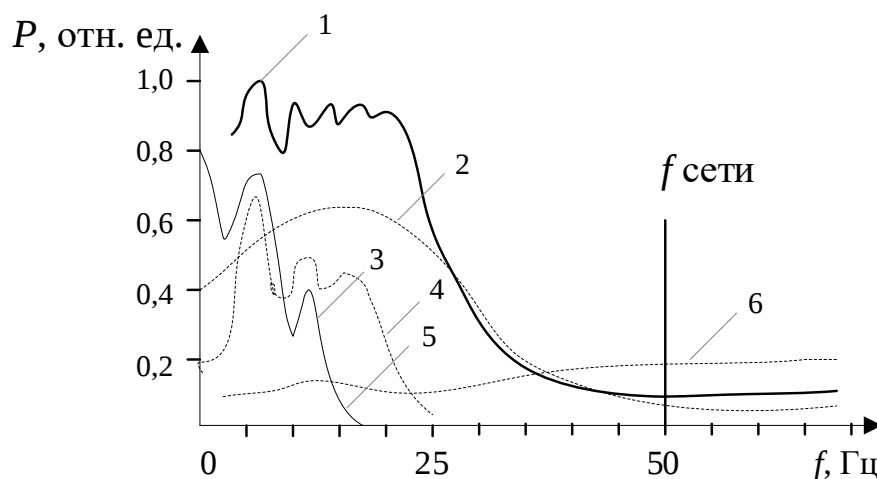


1 – ЭМГ-помехи, 2 – всплеск наводки напряжения от сети питания, 3 – смещение изолинии вследствие поляризации электрода, 4 – артефакт смещения электрода, 5 – дыхательный дрейф изолинии

Рисунок 1.6 – Примеры электрокардиограмм, искаженных помехами

Помехи, вызванные мышечными сокращениями, в основном представлены в виде случайного электромиографического процесса, спектр которой имеет

значительное перекрытие со спектром ЭКГ (рисунок 1.7). ЭМГ-помехи рассматриваются как коррелированный случайный процесс [31, 32], который подчиняется нормальному распределению, и для полного статистического описания сигнала ЭМГ-помехи достаточно задать его корреляционную функцию.



1 – ЭКГ-сигнал, 2 – QRS-комплекс ЭКК, 3 – артефакты движения, 4 – P-, T-зубцы ЭКК, 5 – напряжение поляризации, 6 – мышечные шумы

Рисунок 1.7 – Характеристики относительной спектральной плотности мощности ЭКГ-сигнала и шумов

Дрейф изоэлектрической линии, вызванный дыханием, часто рассматривается как гармонический сигнал с частотой, равной частоте дыхания. Его частота для здорового взрослого человека в состоянии покоя равна 0,27–0,33 Гц, а при физической нагрузке или эмоциональном возбуждении учащается и может достигать до 0,5–0,67 Гц [54].

Поскольку ЭКГ записывается неинвазивно путем закрепления электродов на коже человека, на качество записи также влияет поляризация электрода. К причинам её возникновения можно отнести плохой контакт электрода с кожей или накопление электрических зарядов на теле обследуемого [32]. Для артефактов поляризации и смещения электродов характерны относительно резкие скачки потенциала случайной амплитуды и длительности.

Помеха от сети питания появляется вследствие влияния электромагнитных полей электропроводки, а также самой медицинской аппаратуры. Она представляет собой квазигармонический процесс, в котором содержится основная гармоника с частотой 50 Гц и ряд нечетных гармоник до 1000 Гц. На записях реальных ЭКГ также часто можно заметить эффект, напоминающий амплитудную модуляцию этой помехи, что обусловливается нестабильностью контакта электрода с кожей, которая также сопровождается дрейфом изоэлектрической линии [27, 32].

Параметры аддитивных помех, сопровождающих регистрацию ЭКГ, сведены в таблицу 1.2.

Таблица 1.2 – Параметры аддитивных помех, сопровождающих регистрацию ЭКГ

Параметр	Значение параметра помехи			
	ЭМГ-помехи покоя	Наводка от сети питания	Артефакты смещения электродов	Дыхательный дрейф
Амплитуда, мВ	0.01-0.05	$0-10^4$	$0-10^3$	0.1-0.75
Диапазон частот, Гц	0-300	50 и гармоники до 1000	0-30	0.15-0.67

1.2.2 Неинвазивная оценка изменения кровотока во времени

Изменение кровотока во времени анализируется путем оценивания значения артериального давления в заданном промежутке времени [29]. Преимуществом анализа данного параметра в рамках экспресс-диагностики, помимо информативности с точки зрения медицинских показателей, является возможность его неинвазивного исследования с применением электронных вычислительных устройств в составе электронных тонометров [82, 88, 92].

Принцип данного исследования основан на аускультативном методе Н.С. Короткова. Для регистрации АД на обследуемого надевается манжета, которая полый трубкой соединена с регистрирующим устройством. После включения устройства компрессор в составе регистрирующего устройства начинает заполнять воздухом манжету, повышая давление p_m внутри неё, которое постоянно измеряется датчиком [82, 87]. Как только значение давления в манжете достигает пороговой величины (в зависимости от устройства, она может равняться 170-180 мм. рт. ст.), компрессор отключается, воздух из манжеты стравливается, вследствие чего давление в манжете плавно уменьшается. Кривая зависимости давления воздуха в манжете электронного тонометра от времени приведена на рисунке 1.8а. Датчик определяет время появления t_s и затухания t_d звуковых волн тонов Короткова, которые соответствует моментам времени сердечных сокращений, и регистрирует значения систолического и диастолического давления $\hat{p}_s$ и $\hat{p}_d$ как равные соответствующим значениям давления в манжете [30, 62, 63]

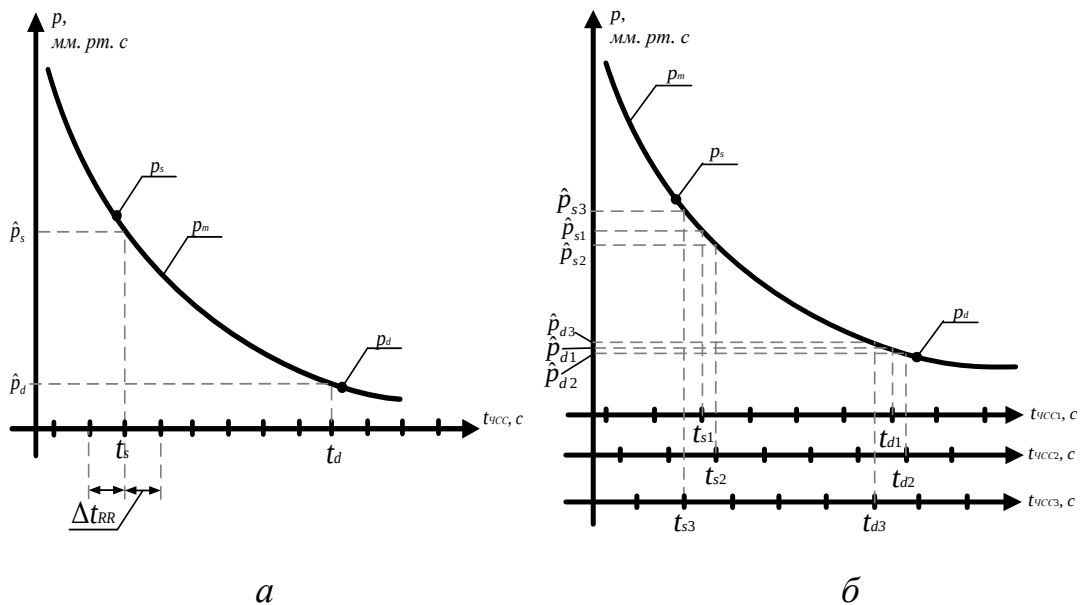


Рисунок 1.8 – Кривые: *а* – зависимости давления воздуха в манжете электронного тонометра от времени; *б* – трех измерений по аускультативному методу на кривой зависимости давления воздуха в манжете электронного тонометра от времени

Необходимо отметить, что метод Короткова обладает собственной методической погрешностью, при которой результаты измерения АД данным методом всегда будут отклоняться от истинного значения артериального давления, т.к. тоны Короткова возникают позже того момента времени, когда давление в манжете становится равным истинному систолическому давлению p_s , и затухают раньше, чем давление в манжете достигает значения истинного диастолического давления p_d [63, 73, 80]. В результате, оценка систолического давления будет меньше истинного значения, а оценка диастолического давления – больше, как это показано на рисунке 1.8б.

В соответствии с клиническими рекомендациями мировых медицинских обществ по артериальной гипертонии, для определения уровня артериального давления требуется выполнить не менее двух измерений, а при разнице значений измерения, превышающей 5 мм рт. ст., произвести дополнительное измерение. В качестве оценки значения артериального давления $[\hat{p}_{sm}; \hat{p}_{dm}]$ используется среднее арифметическое полученных измерений:

$$\hat{p}_{sm} = \frac{p_{s_1} + p_{s_2} + p_{s_3}}{3}, \hat{p}_{dm} = \frac{p_{d_1} + p_{d_2} + p_{d_3}}{3},$$

где p_{s_i} и p_{d_i} – результаты i -го измерения артериального давления, $i=1, 2, 3$ [63, 91].

В рамках некоторых цифровых тонометров реализован алгоритм подобной оценки, вычисляющий среднее значение по трем измерениям автоматически [37, 88, 92].

Недостатком применения среднего арифметического в качестве оценки значения артериального давления является то, что в случае пропуска сердечного сокращения или смещения ритма вследствие компенсаторной паузы оценка с помощью среднего арифметического может быть существенно искажена по сравнению с истинным значением, особенно в тех случаях, когда экстрасистола предшествует измерению.

1.3 Принцип процедуры комплексной клинической экспресс-диагностики

Блок-схема обобщенного принципа процедуры комплексной клинической экспресс-диагностики представлена на рисунке 1.8. И для процедуры оценки артериального давления, и для классификации состояния сердечного ритма важнейшим этапом является процесс обнаружения сердечных сокращений, которые по-разному отражаются на каждом из процессов диагностики [21]. В рамках левой ветви блок-схемы процедуры диагностики, соответствующей анализу состояния сердечного ритма, выделяются опорные точки на ЭКК, по которым впоследствии проводится оценка значения информационных признаков. По полученным оценкам информативных признаков осуществляется классификация состояния сердечного ритма по полученным признакам [26, 38].



Рисунок 1.9 – Блок-схема процедуры комплексной клинической экспресс-диагностики

В рамках правой ветви блок-схемы, соответствующей оценке значения артериального давления, фиксируется время появления аускультативных тонов для обнаружения сокращений сердца. измерение артериального давления при текущем сокращении и оценка артериального давления на основе полученных измерений [46, 49, 62].

По результатам диагностики в рамках двух приведенных процессов осуществляется формирование диагностических заключений, где производится комплексная интеграция данных о сердечном ритме и давлении. Приведенная блок-схема позволяет структурировано анализировать процедуру диагностики и формирования заключения о состоянии ССС.

Приведем в соответствие процессы, протекающие в сердечно-сосудистой системе, предмет экспресс-диагностики, результат инструментальной диагностики и тип величины, подлежащей исследованию. Результаты представлены в таблице 1.3.

Таблица 1.3 – Соответствие процессов в сердечно-сосудистой системе величинам, подлежащим исследованию

Процесс в ССС	Предмет диагностики	Результат инструментальной диагностики	Тип исследуемой величины
Изменение кровотока	Значение артериального давления	Оценка значения систолического давления	Случайная величина $\hat{p}_s$
		Оценка значения диастолического давления	Случайная величина $\hat{p}_d$
Изменение сердечного ритма	Состояние сердечного ритма кардиоциклов	Классы N электрокардиокомплексов	Множество из N оценок классов $\hat{\Omega}$

Таким образом, для формирования диагностического заключения в процессе экспресс-диагностики сердечно-сосудистой системы необходимо определить:

- к какому из M классов относится N зарегистрированных в ходе диагностики электрокардиокомплексов,
- оценки систолического и диастолического артериального давления, представляющие собой две случайные величины.

1.4 Постановка задачи исследования

Результаты экспресс-диагностики представим в виде множества:

$$\{\hat{\Omega}, \hat{p}_s, \hat{p}_d\}, \quad (1.10)$$

где $\hat{\Omega}$ – множество, содержащее оценки классов электрокардиокомплексов, полученных в ходе экспресс-диагностики:

$$\hat{\Omega} = \{\hat{\Omega}_1, \hat{\Omega}_2, \dots, \hat{\Omega}_N\}, \quad (1.11)$$

N – число электрокардиокомплексов, зарегистрированных в ходе экспресс-диагностики;

$\hat{p}_s$ – оценка значения систолического давления;

$\hat{p}_d$ – оценка значения диастолического давления.

Задачу диссертационного исследования сформулируем как задачу разработки моделей, методов и алгоритмов, обеспечивающих качественную оценку состояния сердечно-сосудистой системы человека в условиях нормального сердечного ритма, желудочковой и предсердной экстрасистолии.

За характеристику качества осуществляемой диагностики примем:

- соответствие значений множества результатов классификации кардиокомплексов $\hat{\Omega}$ значениям множества реальных состояний сердечного ритма $\Omega = \{\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_N\}$,

- минимизацию отклонения между полученной в процессе диагностики

оценкой артериального давления и его истинными значениями p_s и p_d :

$$\begin{aligned}\Delta p_s &= |\hat{p}_s - p_s|, \\ \Delta p_d &= |\hat{p}_d - p_d|.\end{aligned}\tag{1.12}$$

Для обоих данных показателей критически важна точность обнаружения сердечных сокращений. В таком случае значение характеристики зависит от показателей качества следующих элементов инструментальной экспресс-диагностики:

1. Алгоритмов оценки положения опорных точек ЭКК при наличии аддитивной помехи электрокардиограммы;

2. Классификации ЭКК по информативным признакам, получаемым по опорным точкам;

3. Методики оценки значения артериального давления.

Решение задачи распределяется на три подзадачи:

1. Разработать математические модели процессов, сопровождающих процедуру экспресс-диагностики, отличающиеся от известных тем, что предоставляет возможность совместного учета состояния ритма;

2. Разработать и исследовать алгоритмы оценки положения опорных точек электрокардиосигнала при наличии аддитивной помехи и алгоритмы классификации кардиокомплексов по информативным признакам с возможностью визуализации для облегчения процедуры диагностики.

3. Разработать методику оценки значения артериального давления при условиях вариабельности и нарушений сердечного ритма.

Выводы по первой главе

1. Приведена концептуальная модель сердечно-сосудистой системы на уровне структурно-функционального описания ее элементов.

2. Приведена модель процедуры клинической экспресс-диагностики на функциональном уровне основных процессов экспресс-диагностики, поставлены в однозначное соответствие процессы сердечно-сосудистой системы, предмет

экспресс-диагностики, результат инструментального исследования и тип величин, получаемых в ходе исследования.

3. Выполнена постановка задачи диссертационной работы как задача разработки моделей, методов и алгоритмов, обеспечивающих качественную оценку состояния сердечно-сосудистой системы человека в условиях нормального сердечного ритма, желудочковой и предсердной экстрасистолии.

4. Выполнено разбиение задачи диссертационного исследования на три подзадачи: разработку математических моделей процессов, сопровождающих процедуру экспресс-диагностики, отличающихся от известных тем, что предоставляет возможность совместного учета состояния ритма; разработку и исследование алгоритмов оценки положения опорных точек электрокардиосигнала при наличии аддитивной помехи и алгоритмов классификации кардиокомплексов по информативным признакам с возможностью визуализации для облегчения процедуры диагностики; разработку методики оценки значения артериального давления при условиях вариабельности и нарушений сердечного ритма типа экстрасистолии. Результаты представлены в опубликованных работах [4, 7, 8].

2. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РЕГИСТРИРУЕМЫХ ПРОЦЕССОВ В ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКЕ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА ПРИ АРИТМИИ

Представлены разработанные математические модели полезного сигнала электрокардиограммы и сопутствующих сигналов аддитивной помехи, регистрируемые при экспресс-диагностике, а также математическая модель процедуры измерения артериального давления при заданных состояниях сердечного ритма. Предлагаемые модели процедур, в отличие от общеизвестных, дают возможность совместного учета ритма в обеих процедурах, что делает возможным совокупный анализ в условиях, максимально приближенных к реальной экспресс-диагностике.

2.1 Постановка задачи разработки математических моделей регистрируемых процессов

Представим процедуру экспресс-диагностики в виде совокупности двух регистрируемых процессов: записи выборки ЭКК $s_{ECG}(n\Delta T)$, представляющей собой выборку суммы полезного сигнала $z(n\Delta T)$ и сигнала аддитивной помехи $v(n\Delta T)$

$$s_{ECG}(n\Delta T) = z(n\Delta T) + v(n\Delta T) \quad (2.1)$$

где n – порядковый номер отсчета;

ΔT – период дискретизации сигнала;

и формирование выборки вариационного ряда измерений АД p по зависимости давления воздуха в манжете электронного тонометра от времени $p(t)$:

$$p = \{p_{z_1}, p_{z_2}, \dots, p_{z_i}, \dots, p_{z_N}\}, \quad (2.2)$$

где p_{z_i} – значение давления в манжете в момент времени сердечного сокращения Z_i

$$p_{z_i} = p(t_{z_i}). \quad (2.3)$$

Общим для обоих процессов является выборка моментов времени

сердечных сокращений t_{z_i} :

$$t_{z_i} = n_{z_i} T \Delta. \quad (2.4)$$

Необходимо разработать модели регистрируемых процессов $s_{\text{ECG}}(n\Delta T)$ и $p(t_{z_i})$. Исходя из цели исследования, можно сформировать следующие требования к математическим моделям регистрируемых процессов: должны быть учтены собственные искажения амплитудных и временных характеристик ЭКК; для получения сигналов, приближенных к реальным условиям, нужно сформировать имитационную модель сигналов помехи. в модели измерения АД должны быть учтены собственные искажения аускультативного метода; должна быть предусмотрена возможность введения в запись моментов времени внеочередных сокращений, соответствующих ПЭС и ЖЭС, влияющих на ЭКГ и результат измерения АД.

2.2 Математическая модель полезного сигнала

Существует множество подходов к решению задачи моделирования полезного сигнала. В совокупности их можно разделить на методы, формирующие полезный сигнал путем преобразований информативных фрагментов реального эталонного ЭКК, и на методы, требующие наличия искусственного эталонного ЭКК [23, 61]. Общей чертой всех алгоритмов является представление полезного сигнала в виде последовательности функций, описывающих форму информативных фрагментов ЭКК:

$$z_0(t) = \begin{cases} z_0^{(P)}(t), t_1^{(P)} \leq t < t_2^{(P)}, \\ z_0^{(Q)}(t), t_1^{(Q)} \leq t < t_2^{(Q)}, \\ z_0^{(R)}(t), t_1^{(R)} \leq t < t_2^{(R)}, \\ z_0^{(S)}(t), t_1^{(S)} \leq t < t_2^{(S)}, \\ z_0^{(ST)}(t), t_1^{(ST)} \leq t < t_2^{(ST)}, \\ z_0^{(T)}(t), t_1^{(T)} \leq t < t_2^{(T)}, \\ z_0^{(base)}(t), \text{ иначе.} \end{cases} \quad (2.5)$$

где $t_1^{(P)}, \dots, t_1^{(T)}$, – моменты начала соответствующих зубцов;

$t_2^{(P)}, \dots, t_2^{(T)}$ – моменты окончания, где верхний индекс соответствует информационному фрагменту (*base* – изолиния).

Недостатками методов на основе преобразования реального эталона является их вычислительная сложность. В связи с этим целесообразно прибегнуть к использованию моделей, не требующих его наличия. Наиболее реалистичной моделью без использования реального эталона считается модель на основе несимметричных гауссовых функций, приведенных в работах [1, 61]. Исходя из этого, в модели использована сумма несимметричных гауссовых функций, описанная в [1]:

$$z(t, A, \mu, b) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}} A_i e^{-\frac{(t - \mu_i)^2}{2(b_i(t))^2}}, \quad (2.6)$$

где нижний индекс обозначает соответствующий информативный фрагмент полезного сигнала. Данная модель может применяться для моделирования как базового ЭКК, так и внеочередных.

Для каждого информативного фрагмента модели базового ЭКК задаются следующие параметры:

- желаемое значение экстремума фрагмента A в мВ;
- момент времени μ , выраженный в секундах, когда данный информативный фрагмент эталона принимает значение A ;
- временной параметр $b(t)$ в секундах, который определяет моменты начала и окончания информационного фрагмента по формуле:

$$\begin{cases} t_i^{(1)} = \mu_i - b(t), \\ t_i^{(2)} = \mu_i + b(t). \end{cases} \quad (2.7)$$

Для моделирования процессов в камерах сердца по отдельности целесообразно использование двух отдельных параметров b_1 и b_2 , которые определяют $b(t)$ по формуле (2.4):

$$b(t) = \begin{cases} b_1, & \text{если } t \leq \mu, \\ b_2 & \text{иначе.} \end{cases} \quad (2.8)$$

Параметры записываются в вектор-столбцы в соответствии с последовательностью информационных фрагментов. Пусть par – обобщенное обозначение параметра модели, тогда вектор значений параметров для одного ЭКК имеет вид:

$$\overrightarrow{par} = (par_i), i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}. \quad (2.9)$$

Компьютерная модель формирования ЭКК на основании вышеприведенных формул (2.5)-(2.9), выполненная в среде MathCAD, представлена в приложении Б. Поскольку предполагается, что полезный сигнал состоит из нескольких комплексов, в функцию моделирования также введена переменная m , соответствующая порядковому номеру моделируемого ЭКК.

Для проверки работы функции моделирования в качестве параметров были взяты параметры первых ЭКК из реальных записей баз данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database и MIT-BIH Arrhythmia Database, представленные в виде, соответствующем формуле (2.9) [77, 78]. На рисунках 2.1-2.2 представлены графики компьютерных моделей ЭКК в среде MathCAD на основе параметров ЭКК из записей №16795 и №16272 базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database соответственно. Параметры ЭКК приведены в таблицах 2.1-2.2. Видно, что форма ЭКК, полученного в результате моделирования, близка к форме оригинального ЭКК. Отличия обуславливаются искажениями, вносимыми в реальную запись сигналами помехи.

Таблица 2.1 – Параметры модели ЭКК на основе записи №16795 базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

Фрагмент ЭКГ	Параметр			
	A , мВ	μ , с	b_1 , с	b_2 , с
P	0.15	0.409	0.014	0.02
Q	-0.02	0.51	0.012	0.008
R	0.953	0.555	0.008	0.005

S	-0.953	0.574	0.005	0.007
ST	0.063	0.674	0.04	0.04
T	0.502	0.8	0.056	0.024

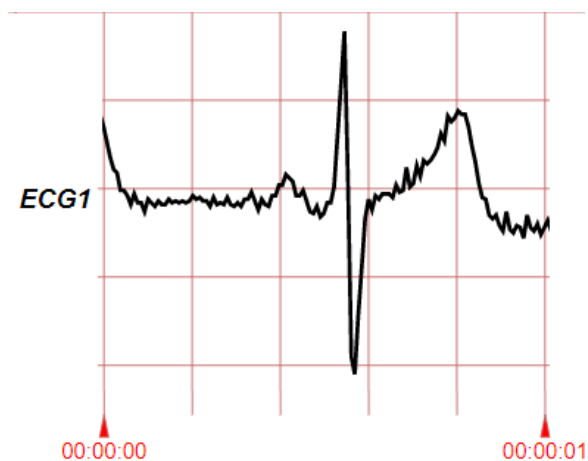
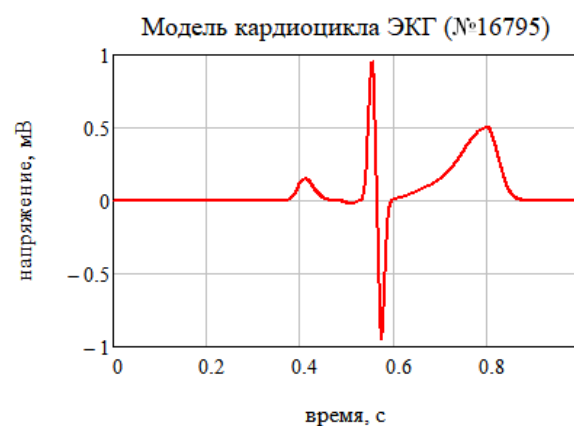
*a**б*

Рисунок 2.1 – Одиночный ЭКК: *a* – график записи №16795 из базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database; *б* – временная диаграмма

Таблица 2.2 – Параметры модели ЭКК из записи №16272 базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

Фрагмент ЭКГ	Параметр			
	A , мВ	μ , с	b_1 , с	b_2 , с
P	0.18	0.25	0.02	0.015
Q	-0.015	0.338	0.025	0.005
R	1.19	0.385	0.009	0.005
S	-0.405	0.4	0.006	0.008
ST	0.04	0.55	0.1	0.1
T	0.35	0.657	0.06	0.035

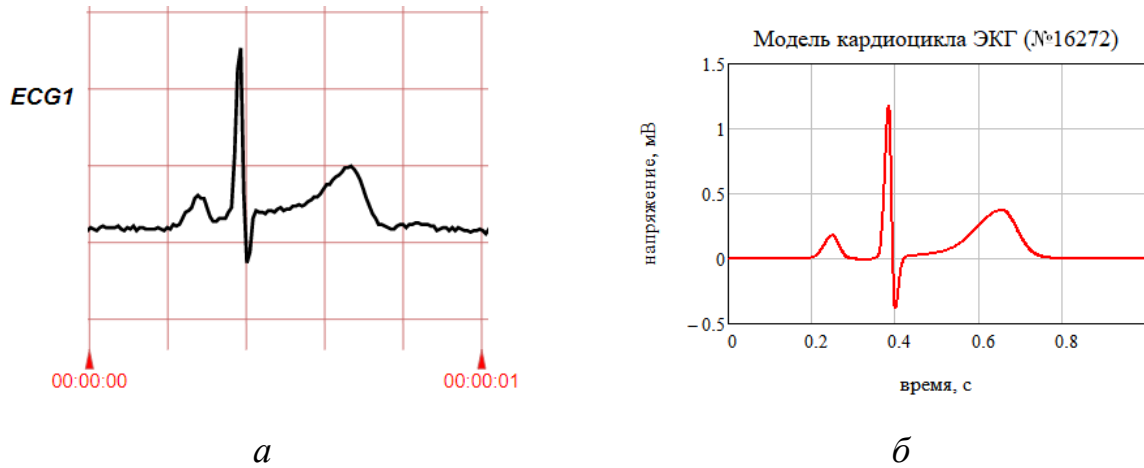


Рисунок 2.2 – Одиночный ЭКК: *а* – график записи №16272 из базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database; *б* – временная диаграмма

Для моделирования длительной записи полезного сигнала формируется последовательность ЭКК:

$$Z(t, A, \mu, b) = \sum_{m=0}^{M_{\text{ECG}}-1} z_m(t, A, \mu, b), \quad (2.10)$$

где M_{ECG} – количество моделируемых ЭКК.

На этом же этапе учитывается средняя частота сердечных сокращений $F_{\text{ЧСС}}$ в соответствии с формулой (1.3).

Для учета собственных искажений каждый вектор параметров изменяется путем введения случайной составляющей:

$$par_new_i = par_i (1 + \varepsilon_par_i), \quad (2.11)$$

где par_new_i – вектор новых значений параметров ЭКК;

par – вектор исходных значений параметров ЭКК;

ε_par_i – параметр искажения, представляющий собой случайную величину, равномерно распределенную в отрезке $[-\varepsilon_0, \varepsilon_0]$;

ε_0 – ограничение на параметр искажения, выраженный в соотношении от искажаемого параметра par .

Следует отметить, что для каждого информационного фрагмента параметр искажений имеет свое значение, что можно представить в виде функции:

$$\overrightarrow{\varepsilon_par} = (\varepsilon_par_i), i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}. \quad (2.12)$$

Для моделирования ВСР вводится параметр искажения ритма по аналогичному принципу:

$$\tilde{t}_m = t_m (1 + \gamma_m), \gamma_m \in [-\gamma_0; \gamma_0], m \in [0; M - 1], \quad (2.13)$$

где $\tilde{t}_m$ – значения RR -интервалов с учётом вариабельности;

t_m – исходные значения RR -интервалов;

γ_m – параметр вариабельности, представляющий собой случайную величину, равномерно распределенную в отрезке $[-\gamma_0, \gamma_0]$;

γ_0 – ограничение на параметр вариабельности, выраженный в соотношении от искажаемого t .

На рисунке 2.3 представлен график оригинальной записи электрокардиограммы №16795 базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database, а на рисунке 2.4 – график модели ЭКГ на основе параметров первого ЭКК данной записи с параметром временных искажений $\gamma_0=0.02$ и параметрах собственных искажений: $\varepsilon_{A_P}=0.05$, $\varepsilon_{A_R}=0.01$, $\varepsilon_{A_S}=0.1$; $\varepsilon_{\mu_T}=0.05$; $\varepsilon_{b_Q} = \varepsilon_{b_R} = \varepsilon_{b_S}=0.03$.

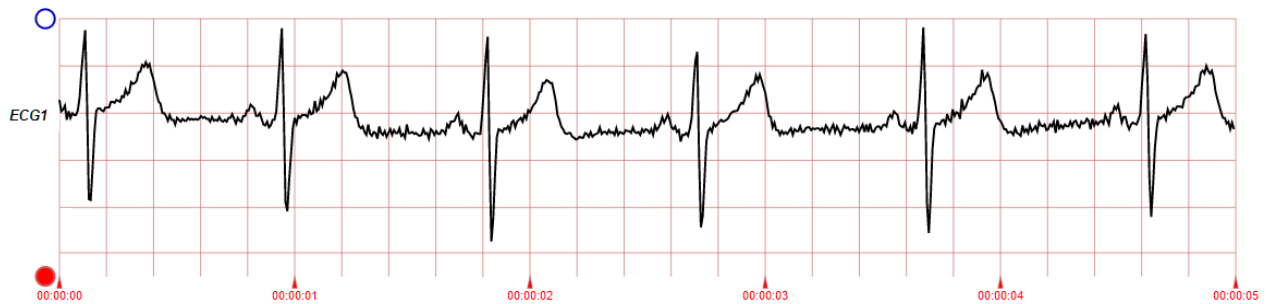


Рисунок 2.3 – График записи №16795 из базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database



Рисунок 2.4 – Временная диаграмма полезного сигнала, полученного в результате компьютерного моделирования, на основе параметров первого ЭКК записи №16795 базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

Компьютерная модель формирования записи ЭКГ на основании формул (2.10) – (2.13), выполненная в среде MathCAD, представлена в приложении Б.

Для моделирования ЭКГ с экстрасистолами в модели используется два множества: множество ЭКК нормальной формы Z_{ECG} такое, что параметры ЭКК данного множества содержатся в векторе par_new :

$$Z_{ECG} = \{Z(par) | par_i \in par_new, i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}\}, \quad (2.14)$$

и множество экстрасистолических ЭКК Z_{ES} такое, что параметры ЭКК данного множества соответствуют вектору параметров информационных фрагментов экстрасистолических ЭКК par_es :

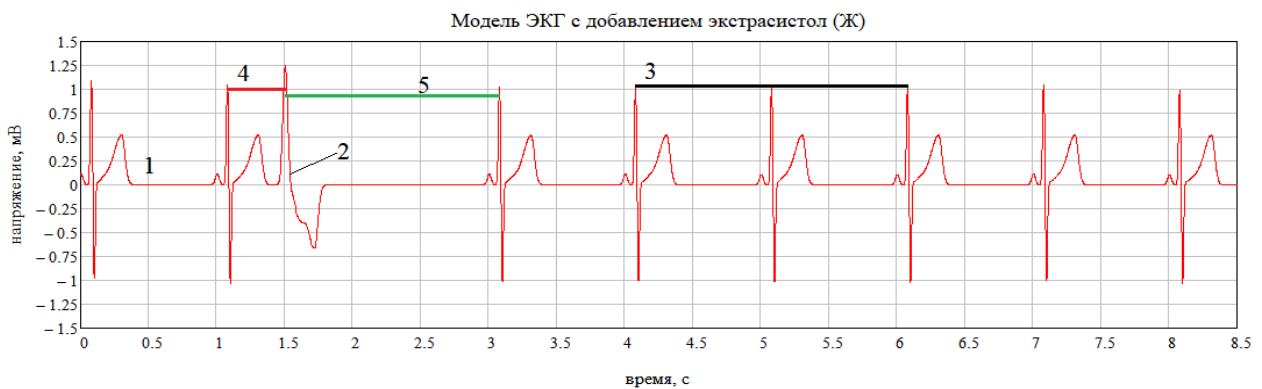
$$Z_{ES} = \{Z(par) | par_i \in par_es, i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}\}. \quad (2.15)$$

Для добавления экстрасистолического ЭКК модели также требуется задать величину интервала сцепления, задаваемого в модели как RR -интервал между экстрасистолическим ЭКК и предшествующим ЭКК, и компенсаторной паузы, задаваемой как RR -интервал между экстрасистолическим ЭКК и последующим ЭКК. Пример моделирования приведен на рисунке 2.5. Для ПЭС по сравнению с параметрами нормальных ЭКК в рамках одной записи меняются параметры P -зубца, а величины интервала сцепления и компенсаторной паузы задаются так, чтобы в сумме они не превышали величины нормального удвоенного RR -

интервала. Для ЖЭС меняются параметры зубцов P , Q , R , S , а величины интервала сцепления и компенсаторной паузы задаются так, чтобы в сумме они были равны удвоенному нормальному RR -интервалу.



a



б

1 – запись ЭКГ, 2 – экстрасистола, 3 – удвоенный RR -интервал, 4 – интервал сцепления ЭС,
5 – компенсаторная пауза

Рисунок 2.5 – Временная диаграмма модели полезного сигнала с:

a – ПЭС; *б* – ЖЭС

Видно, что результаты моделирования соответствуют критериям своего ЭКК, в частности, его тип можно однозначно визуально определить по форме ЭКК и длительности интервала сцепления и компенсаторной паузы.

2.3 Математические модели сигналов помехи

Известно, что ЭМГ-помехи с достаточной точностью могут быть описаны случайным процессом с распределением Гаусса и экспоненциальной

корреляционной функцией [32]:

$$R(\tau) = \sigma^2 e^{-\mu|\tau|}, \quad (2.16)$$

где σ – среднее квадратическое отклонение случайного процесса, μ – параметр, определяющий коэффициент корреляции. Выборку такого процесса в дискретном времени можно описать следующей авторегрессионной моделью:

$$v_n = e^{-\mu \cdot T\Delta} v_{n-1} + \sigma \sqrt{1 - (e^{-\mu \cdot T\Delta})^2} \cdot \text{norm}_n, \quad (2.17)$$

где norm – независимые друг от друга случайные величины, распределенные по нормальному закону, с математическим ожиданием, равным нулю, и дисперсией, равной единице.

На рисунке 2.6 представлена временная диаграмма модели сигнала ЭМГ-помехи с параметрами корреляционной функции $\sigma=0.1$, $\mu=1.5$, $\Delta T=0.001$ с; на рисунке 2.7 – фрагмент временной диаграммы модели сигнала, искаженной данным сигналом помехи.

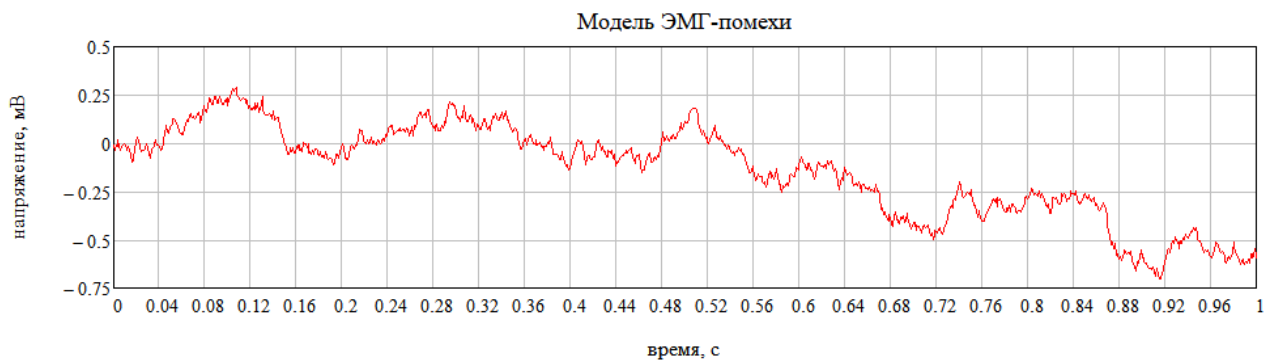


Рисунок 2.6 – Временная диаграмма модели ЭМГ-помехи с параметрами корреляционной функции $\sigma=0.1$, $\mu=1.5$ на промежутке $[0;1]$ с



Рисунок 2.7 – Временная диаграмма модели полезного сигнала, искаженной сигналом ЭМГ-помехи с параметрами корреляционной функции $\sigma=0.1$, $\mu=1.5$ на промежутке $[0; 1]$ с

Как показано в таблице 1.2, дрейф нулевого уровня сигнала при дыхании может быть представлен как гармоническое колебание с амплитудой, составляющей 30% от значения R -зубца ЭКГ и частотой от 0.15 до 0.67 Гц:

$$v_n = 0.3 \cdot A_R \sin(2\pi f_d \cdot n\Delta T), \quad (2.18)$$

где $n\Delta T$ – дискретное представление времени (n – порядковый номер отсчета выборки, ΔT – период дискретизации);

f_d – частота дыхания.

На рисунке 13 представлена временная диаграмма модели сигнала с дыхательным дрейфом изолинии частотой $f_d=0.3$ Гц.



Рисунок 2.8 – Временная диаграмма модели полезного сигнала с дыхательным дрейфом изолинии с частотой 0.3 Гц на промежутке $[0; 5]$ с

Помехи, вызванные наводкой от сети питания, можно аппроксимировать следующими способами [31]:

- гармоническим колебанием с частотой 50 Гц без амплитудной модуляции;
- гармоническим колебанием с частотой 50 Гц, амплитудно-модулированным сигналом дыхательного дрейфа (или процессом, коррелированным с ним);
- гармоническим колебанием с частотой 50 Гц с добавлением гармоник до 1000 Гц, амплитудно-модулированным сигналом дыхательного дрейфа (или процессом, коррелированным с ним).

Модель без амплитудной модуляции является идеализированной и не в полной мере характеризует сигнал помехи, поэтому такой вариант реализовывать нецелесообразно. В контексте экспресс-диагностики влияние неосновных гармоник является незначительным, в связи с чем ими при построении модели можно пренебречь, однако такая модель вряд ли может претендовать на полную достоверность – поэтому целесообразно ввести в модель первые нечетные гармоники. В связи с этим модель сигнала помехи от сети питания было решено представить в виде амплитудно-модулированного гармонического колебания:

$$v_n = \left| 0.3 \cdot A_R \cdot \sin(2\pi f_d \cdot nT_\Delta) \right| \cdot \left(\sin(2\pi f_0 \cdot nT_\Delta) + 0.05 \sin(2\pi \cdot 3 f_0 \cdot nT_\Delta) + 0.01 \sin(2\pi \cdot 5 f_0 \cdot nT_\Delta) \right), \quad (2.18)$$

где f_0 – промышленная частота 50 Гц.

На рисунке 2.9 представлена временная диаграмма модели сигнала, искаженной помехами от сети питания.

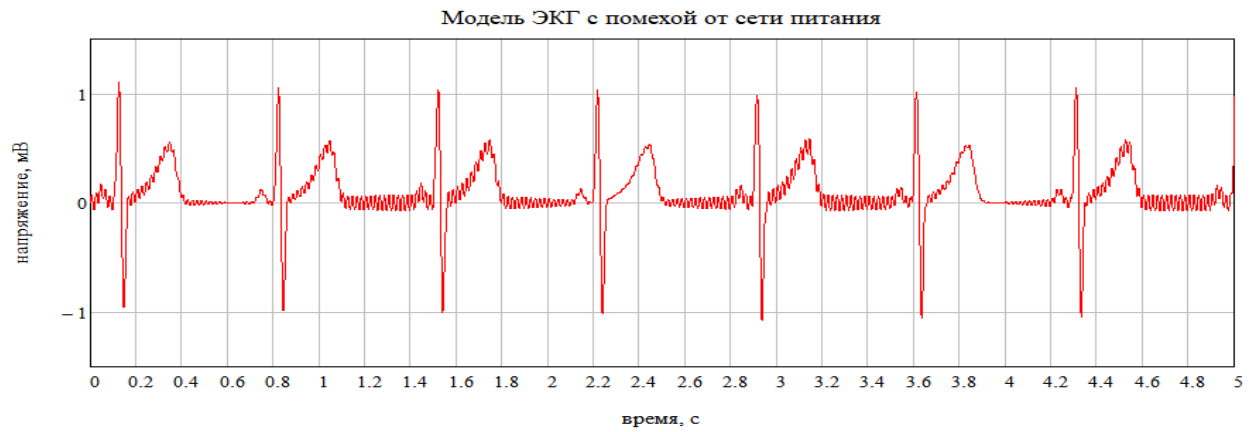


Рисунок 2.9 – Временная диаграмма модели сигнала с помехами от сети питания на промежутке $[0; 5]$ с

Артефакты смещения электродов представляют собой выбросы случайной амплитуды и длительности. С теоретической точки зрения, наиболее корректным представлением изменения уровня амплитуды сигнала является некоторый случайный процесс, который можно реализовать с помощью модели авторегрессии-скользящего среднего [31, 45]. Но, поскольку в контексте исследования алгоритмов обнаружения аритмий интерес представляет резкое изменение уровня изолинии при смещении электрода, модель артефакта смещения электрода можно упростить до случайного изменения уровня нулевого сигнала на величину равномерно распределенной СВ, лежащей в промежутке от $-A_R$ до A_R . Последовательность моментов возникновения случайного изменения уровня можно представить в виде пуассоновского потока событий в пределах длины сигнала.

На рисунке 2.10 приведены временная диаграмма модели сигнала с одним моментом резкого изменения уровня изолинии, вызванным смещением электродов.



Рисунок 2.10 – Временная диаграмма модели сигнала с резким изменением уровня изолинии, вызванным смещением электродов, на промежутке [5; 15] с

Наиболее приближенной к возможной на практике является ситуация одновременного воздействия рассмотренных помех [31]. Стоит отметить, что данные помехи могут воздействовать на сигнал ЭКГ с разной интенсивностью. Поэтому в окончательную модель формирования полной регистрируемой ЭКГ с совокупностью аддитивных помех требуется внести весовые коэффициенты для каждого компонента модели сигнала помехи:

$$s_{\text{ECG}} = z_{\text{ЭКГ}} + \sum_i w_i \cdot v_i, i \in \{\text{ЭМГ, Д, дрейф, пит}\}, \quad (2.19)$$

где $z_{\text{ЭКГ}}$ – модель полезного сигнала;

$v_{\text{ЭМГ}}$ – сигнал ЭМГ-помехи;

$v_{\text{Д}}$ – дыхательный дрейф изолинии;

$v_{\text{дрейф}}$ – дрейф изолинии, вызванный смещением электродов;

$v_{\text{пит}}$ – сигнал помехи от сети питания;

$w_i, i \in \{\text{ЭМГ, Д, дрейф, пит}\}$ – весовой коэффициент для каждого из сигналов помехи.

Чтобы при исследовании отношение сигнал-шум было одинаковым для различных сигналов ЭКГ, искаженных помехами одной интенсивности, перед аддитивным внесением помех выборка ЭКГ нормируется так, что максимальное значение неискаженной выборки ЭКГ равнялось 1 мВ.

На рисунке 2.11 представлена временная диаграмма модели сигнала, искаженного совокупностью всех рассмотренных помех. Преимуществом

подобной модели сигналов помех является то, что уровень помех при моделировании можно регулировать, в связи с чем можно исследовать параметры алгоритмов обнаружения опорных точек при различных уровнях помех.



Рисунок 2.11 – Временная диаграмма модели сигнала, искаженной совокупным сигналом помехи

В совокупности, применение описанной модели значительно упрощает формирование реалистичных ЭКГ для исследований. Её преимуществом перед аналогами является включение в модель сигналов помехи и возможность включения иных фоновых искажений, позволяющих описать некоторые дополнительные процессы, протекающие при нарушениях сердечного ритма, например, фибрилляцию [24].

2.4. Математическая модель процедуры оценки артериального давления

Рассматриваемые измерения $p = \{p_{z_1}, p_{z_2}, \dots, p_{z_i}, \dots, p_{z_N}\}$, представляют собой результат функционального преобразования времени появления волн сокращений t_{z_i} в соответствии с функцией зависимости кривой давления в манжете тонометра от времени по формуле (2.3). Очевидно, что поскольку давление в манжете уменьшается с течением времени при стравливании воздуха, зависимость кривой давления в манжете от времени описывается монотонно убывающей функцией [64, 81].

Пусть известны истинное значение давления p_1 и результат его измерения p_2 , однозначно соответствующие моментам времени t_1 и t_2 . По данным значениям можно аппроксимировать кривую давления в манжете линейно:

$$p(t)=kt+b, \quad (2.20)$$

где k, b – коэффициенты аппроксимации, соответствующие формуле:

$$k = \frac{p_2 - p_1}{t_2 - t_1}, b = \frac{p_1 t_2 - p_2 t_1}{t_2 - t_1}. \quad (2.21)$$

или экспоненциально:

$$p(t)=p_0 e^{-\alpha t}, \quad t \geq 0, \quad (2.22)$$

где p_0 – первоначальное значение давления воздуха в манжете ($t=0$);

$e^{-\alpha t}$ – параметр, физически представляющий скорость стравливания воздуха, $\alpha > 0$, t – время.

На рисунке 2.12 представлен график моделируемой экспоненциальной зависимости кривой давления в манжете от времени при нормальном ритме без вариабельности и с нарушениями ритма типа ЖЭС.

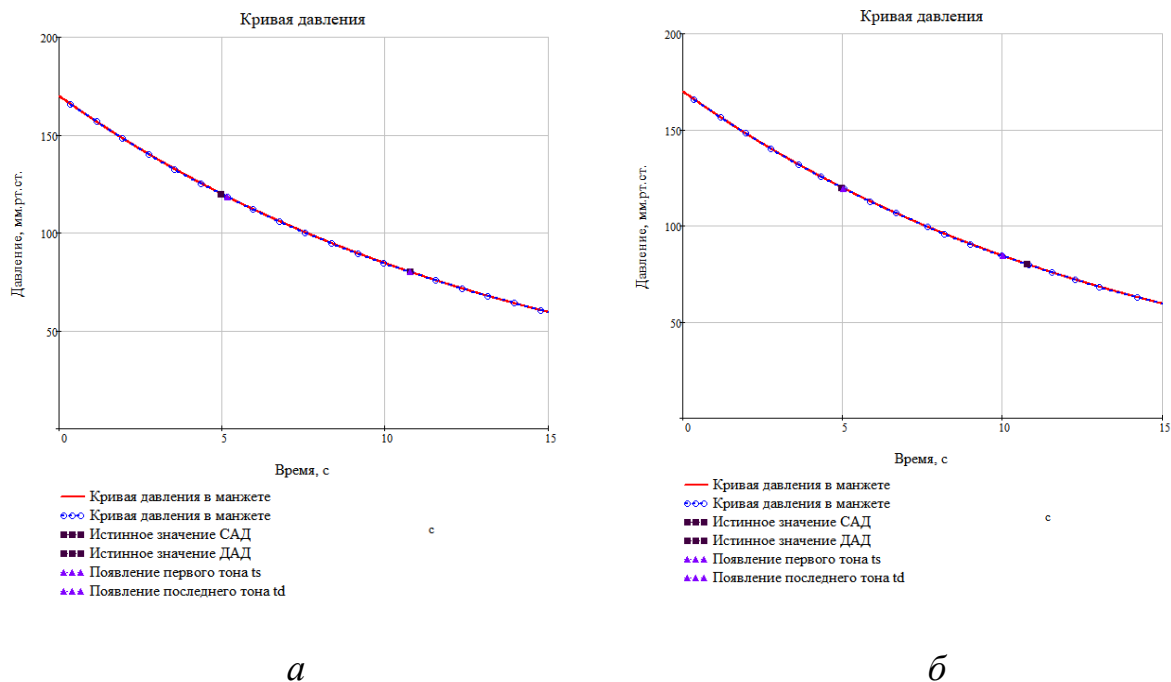


Рисунок 2.12 – График моделируемой экспоненциальной зависимости кривой давления в манжете от времени: *а* – при нормальном ритме без ВСР; *б* – с ЖЭС

Преимуществом приведенной модели является возможность совокупного учета ритма в обеих процедурах, что делает возможным исследование в условиях, максимально приближенных к реальной экспресс-диагностике. Компьютерная модель процедуры измерения АД на основании формулы (2.22), выполненная в среде MathCAD, представлена в приложении В.

Выводы по второй главе

1. Поставлена задача разработки математических моделей процессов, регистрируемых в процессе экспресс-диагностики.

2. Разработаны математические модели полезного сигнала электрокардиограммы и сопутствующих сигналов аддитивной помехи, регистрируемые при экспресс-диагностике. Результаты представлены в опубликованных работах [10, 11].

3. Разработана математическая модель процедуры измерения АД при заданных состояниях сердечного ритма. Результаты представлены в опубликованных работах [17].

4. Новизна предложенных моделей процедур в отличие от известных является возможность совместного учета ритма в обеих процедурах, что делает возможным совокупный анализ в условиях, максимально приближенных к реальной экспресс-диагностике.

3. АЛГОРИТМЫ ОБНАРУЖЕНИЯ И КЛАССИФИКАЦИИ СОСТОЯНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Представлены результаты разработки и исследования алгоритмов обнаружения опорных точек ЭКК и многоклассовой классификации эпизодов нарушения сердечного ритма. Формализованы задачи обнаружения опорных точек и классификации состояний сердечного ритма. Производится анализ выдвигаемых требований к методам классификации эпизодов нарушения сердечного ритма, применяемых в системах поддержки принятия врачебного решения. Предложено первичное множество из восьми информативных признаков и определена эффективная комбинация предложенных признаков для классификации трех состояний сердечного ритма.

3.1 Постановка задачи обнаружения опорных точек

Обобщенный принцип работы алгоритмов обнаружения и классификации ЭКК представлен в виде схемы на рисунке 3.1.

Исходя из практических соображений, к разрабатываемым и исследуемым алгоритмам предъявлены следующие требования:

- алгоритм обнаружения аритмии легкорезализуем в режиме реального времени с достаточным резервом мощности обработки для других функций;
- алгоритм должен быть малочувствителен к низким уровням сигнала аддитивной помехи во избежание ложных срабатываний в реальных условиях после предобработки сигнала;
- допускается короткий период предварительной настройки алгоритма для его адаптации к конкретным условиям.

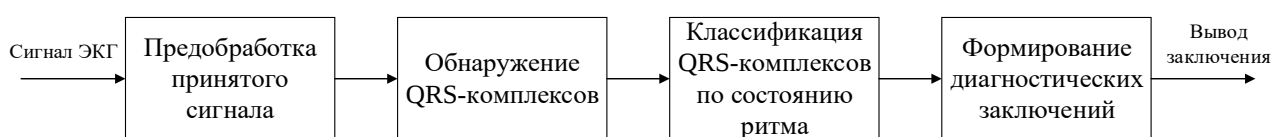


Рисунок 3.1 – Схема обобщенного принципа работы алгоритмов обнаружения и классификации ЭКК

Рассмотрим задачу обнаружения и фиксации опорных точек применительно к прикладной задаче определения ЭКК.

На вход алгоритма обнаружения подается дискретизированный сигнал z_n , состоящий из суммы полезного сигнала s_n , содержащего последовательность ЭКК $R = \{R_1, R_2, \dots, R_i\}$ и сигнала аддитивной помехи v_n .

$$z_n = \alpha s(nT\Delta, R) + v_n, \quad (3.1)$$

где α – отношение сигнал-шум.

Точное количество i ЭКК и их положение во времени заранее неизвестно. Задачей обнаружения и фиксации опорных точек является оценка положения во времени последовательности ЭКК $\hat{R} = \{\hat{R}_1, \hat{R}_2, \dots, \hat{R}_i\}$, такой, что разность между моментом времени, соответствующим оценке положения ЭКК, и истинным стремится к нулю:

$$t_{\hat{R}_i} = \arg \min \left\{ \forall t : \left(t_{\hat{R}_i} - t_{R_i} \right) \rightarrow 0 \right\}. \quad (3.2)$$

Обнаружение опорных точек ЭКК является важным этапом, поскольку от качества его работы напрямую зависит точность и достоверность как дальнейшей классификации состояния ритма, так и оценки АД.

Общей чертой всех методов обнаружения опорных точек ЭКК, положенных в основу алгоритмов обнаружения аритмий в режиме реального времени, является вид решающего правила: отсчет выборки ЭКГ после специальной обработки сравнивается с неким пороговым значением, если порог превышен – обнаружен возможный ЭКК (т.н. ЭКК-кандидат) [25, 33, 39].

Алгоритмы обнаружения опорных точек ЭКК можно представить в виде обобщенной блок-схемы, которая представлена на рисунке 3.2. В качестве преобразованной выборки применяются:

- массив производных выборки сигнала: фрагмент выборки сигнала принимается за ЭКК-кандидат, когда некоторое количество последовательных отсчетов массива производных превышают пороговое значение. Чаще всего применяются производные не выше второго порядка [27, 86];

- выборка сигнала, прошедшая цифровую фильтрацию [36, 39, 42];
- выборка сигнала, над которой осуществлено преобразование формы/масштаба (преобразование Гильберта, вейвлет-преобразование и др. [45, 85]);
- массив коэффициентов корреляции ЭКГ: фрагмент выборки принимается за ЭКК-кандидат, когда коэффициент корреляции между значениями некоторого эталонного *QRS*-комплекса и выборки ЭКГ превышает пороговое значение [19, 33]. В качестве эталона *QRS*-комплекса можно использовать как предварительно заданные функции, так и один из ЭКК обследуемого, записанный в начале работы регистрирующего устройства.



Рисунок 3.2 – Обобщенная блок-схема алгоритмов обнаружения *QRS*-комплексов на основе преобразования выборки ЭКГ

Стоит отметить, что выборка преобразованной ЭКГ может применяться как непосредственно, так и в совокупности с исходной записью – в таком случае решающее правило может быть свое для каждой выборки и конечное решение об обнаружении принимается по обеим выборкам.

Методы на основе производных успешно справляются с дрейфом изoeлектрической линии, однако при наличии высокочастотных помех возрастает вероятность ложного обнаружения QRS-комплекса [25]. Методы на основе преобразования формы/масштаба, цифровой фильтрации и корреляционно-экстремальный метод более точны, но при этом два последних требуют меньших вычислительных мощностей в режиме реального времени, из-за чего они гораздо более предпочтительны для практического применения. Исходя из этого, для исследования были выбраны корреляционно-экстремальный метод обнаружения и методы на основе цифровой фильтрации.

3.2 Методы обнаружения опорных точек

3.2.1 Корреляционно-экстремальный метод

Суть метода заключается в расчете значений коэффициентов корреляции между значениями массива ЭКГ, содержащего N дискретных отсчетов эталонного комплекса, и отсчетами обрабатываемого массива ЭКГ, содержащего $N_{ЭКГ}$ дискретных отсчетов ($N_{ЭКГ} \gg N$), в котором необходимо определить местоположения QRS-комплексов на скользящем временном окне для всех отсчетов записи ЭКГ [19, 33]:

$$r[k] = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x_i[n] - m_i)(x_j[n+k] - m_j[k])}{\sqrt{\left[\sum_{n=0}^{N-1} (x_i[n] - m_i) \right]^2 \left[\sum_{n=0}^{N-1} (x_j[n+k] - m_j[k]) \right]^2}}, k = 0, 1, \dots, N_{ЭКГ} - N - 1, \quad (3.3)$$

где $m_i = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_i[n]$, $m_j[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_j[n+k]$,

где x_i – массив эталонного ЭКГ;

x_j – исследуемая выборка.

На рисунке 3.3 представлена блок-схема алгоритма обнаружения ЭКК, основанного на корреляционно-экстремальном методе обнаружения ЭКК, описанном в [33].

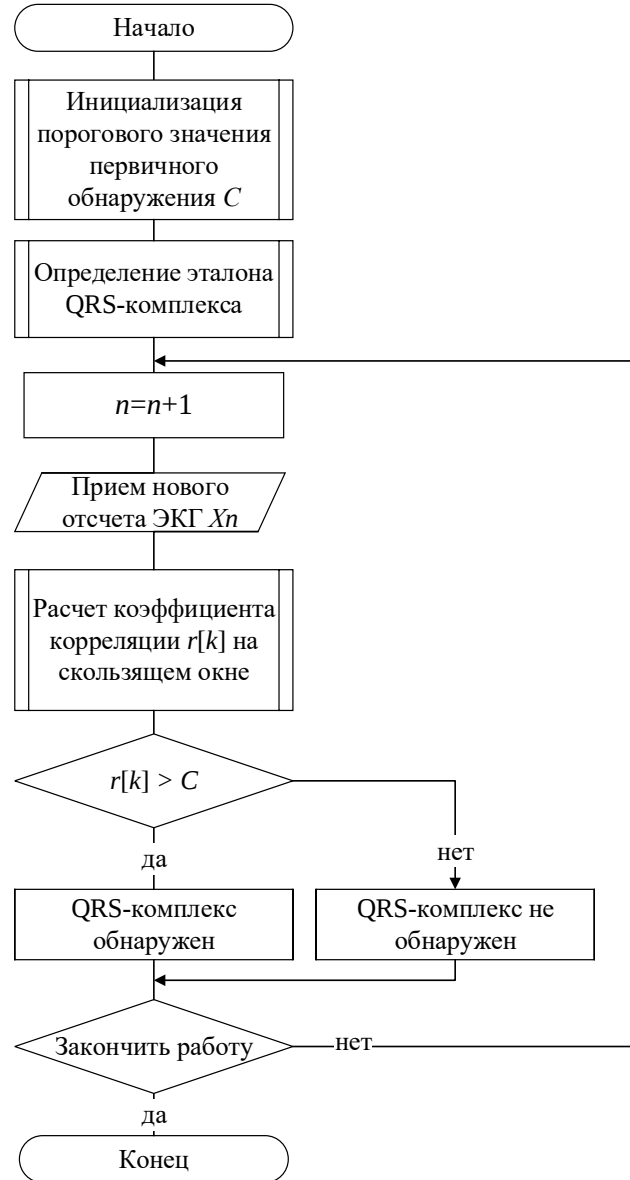


Рисунок 3.2 – Блок-схема корреляционного алгоритма обнаружения QRS-комплексов

Принятие решения об обнаружении ЭКК-кандидата на анализируемом интервале производится в соответствии с правилами теории обнаружения по однопороговой схеме сравнения и теории оценивания параметров:

$$k_R = \arg \max \left\{ \forall k : r[k] > C \right\} + \frac{N}{2}, \quad (3.4)$$

где C – пороговое значение.

В случае применения данного алгоритма обнаружения ЭКК можно считать правильно обнаруженным, если отсчет, определенный алгоритмом, как максимум ЭКК, будет отклоняться от истинного не более, чем на $\pm N/2$ отсчетов.

3.2.2 Методы на основе цифровой фильтрации

Алгоритмы цифровой фильтрации ЭКГ представляют собой специализированные модели цифровых фильтров, предназначенных для выделения ЭКК. Обобщенная блок-схема алгоритмов этого типа представлена на рисунке 3.3.

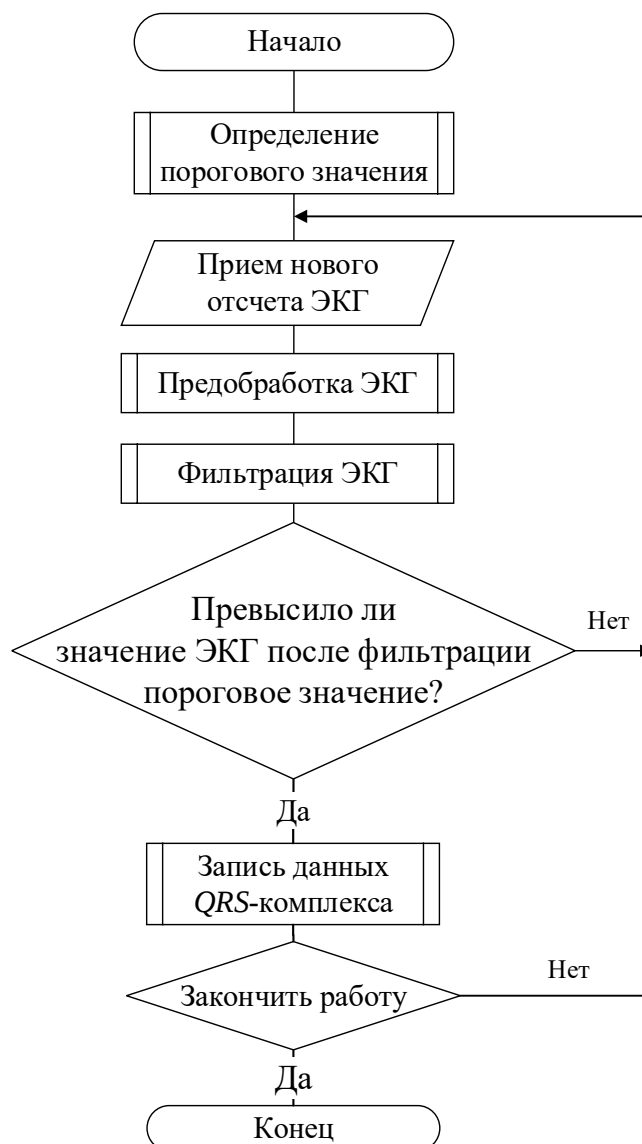


Рисунок 3.3 – Обобщенная блок-схема алгоритмов цифровых фильтров, предназначенных для пропуска ЭКК

Исследуемой выборкой, по которой принимается решение, является сигнал, пропущенный через фильтр или систему фильтров. Преимуществом этого типа алгоритмов является то, что они не нуждаются в длительном этапе предварительной настройки, что позволяет использовать их для устройств диагностики в режиме реального времени [39].

Требуется отметить, что подавляемые артефакты сигналов помехи лежат в разных частотных диапазонах, поэтому наиболее часто в таких алгоритмах используются модели полосовых фильтров или парных фильтров нижних частот с разными частотами среза: для выделения ЭКК и для отсекающих составляющих помехи. Основная спектральная мощность ЭКК сосредоточена в области частот 10-25 Гц, однако она может изменяться до 2-65 Гц в зависимости от морфологии сигнала [31].

Наиболее точным и часто используемым алгоритмом обнаружения опорных точек на основе цифровой фильтрации применительно к задаче обнаружения ЭКК считается алгоритм Пана-Томпкинса [36, 93].

Он состоит из пяти последовательных шагов:

1. Применение фильтра низких частот с целью устранения шума и наводок сети электроснабжения.
2. Использование фильтра высоких частот с целью удаления дрейфа изолинии.
3. Операция дифференцирования, которое подавляет низкочастотные компоненты ЭКК.
4. Возведение полученных значений в квадрат, увеличивая разницу амплитуд элементов ЭКК после дифференцирования.
5. Прохождение сигнала через интегрирующий фильтр. При корректном выборе значения ширины окна появляется возможность слить воедино несколько пиков ЭКК.

В работе в рамках сравнительного анализа исследована реализация алгоритма Пана-Томпкинса, предложенная в работе [36]. Сначала сигнал проходит через ФНЧ, который описывается уравнением:

$$y_n = 2y_{n-1} - y_{n-2} + \frac{1}{32}(x_n - 2x_{n-6} + x_{n-12}), \quad (3.5)$$

где x_n – входной сигнал;

y_n – сигнал на выходе ФНЧ.

Затем – через ФВЧ, который описывается уравнением:

$$p_n = p_{n-1} - \frac{1}{32}y_n + y_{n-16} - y_{n-17} + \frac{1}{32}y_{n-32}. \quad (3.6)$$

где p_n – сигнал на выходе ФВЧ.

Далее значения на выходе ФВЧ преобразовываются операцией дифференцирования:

$$d_n = \frac{1}{8}(2p_n + p_{n-1} - p_{n-3} - 2p_{n-4}). \quad (3.7)$$

где d_n – сигнал после дифференцирования.

Далее нужно возвести в квадрат полученные значений от операции дифференцирования и пропустить полученные значения через интегрирующий фильтр скользящего окна, который описывается формулой:

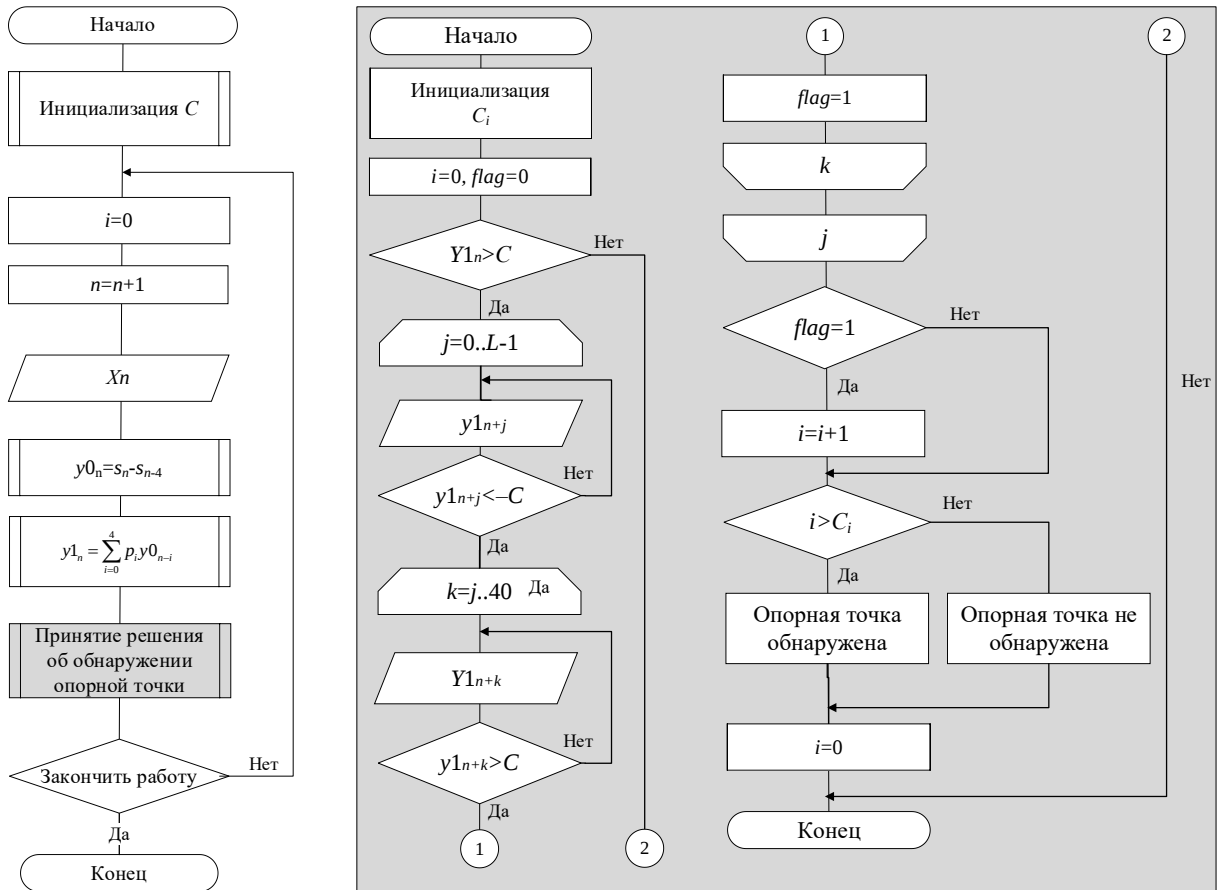
$$Y_n = \frac{d_{n-(L-1)}^2 + d_{n-(L-2)}^2 + \dots + d_{n-1}^2 + d_n^2}{L}, \quad (3.8)$$

где Y_n – результат интегрирования;

L – ширина окна, которая не имеет постоянного значения и должна быть приблизительно равна ширине ЭКК.

3.3 Алгоритм обнаружения опорных точек на основе цифровой фильтрации

В работе предлагается алгоритм обнаружения опорных точек на основе цифровой фильтрации, представленный на рисунке 3.4.



а) б)
Рисунок 3.4 – Блок-схема алгоритма: а – обнаружения опорной точки ЭКК;
б – принятия решения об обнаружении опорной точки

Сигнал пропускается через дифференцирующее устройство (ДУ), математическая модель которого описывается формулой:

$$y0_n = s_n - s_{n-4}, n = 4, 5 \dots L-1, \quad (3.9)$$

где $y0$ – сигнал на выходе дифференциатора;

s – исходный ЭКС;

L – объем выборки скользящего окна.

Полученные данные затем пропускаются через цифровой нерекурсивный ФНЧ с частотой среза 62.5 Гц, математическая модель которого описывается формулой:

$$y1_n = \sum_{i=0}^4 p_i y0_{n-i}, p = \{1, 4, 6, 4, 1\}, \quad (3.10)$$

где y_1 – сигнал на выходе ФНЧ;

p – массив коэффициентов фильтра.

Полученный сигнал на выходе цифрового ФНЧ пропускается через двухпороговую схему сравнения: пороговые значения C равны по величине, но противоположны по знаку. Пороговое значение C определяется адаптивно в течение первых 5 секунд после начала измерения и рассчитывается по формуле:

$$C = K_C \cdot \left(\frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} y_{1_i} \right)^2, \quad (3.11)$$

где K_C – коэффициент порогового значения.

Сигнал на выходе ФНЧ сканируется до тех пор, пока не будет обнаружен отсчёт, величина которого больше положительного порогового значения. Этот отсчет является началом области поиска длительностью в L отсчетов. В этом случае, опорную точку можно считать правильно обнаруженной, если определенный алгоритмом отсчет будет отклоняться от истинного положения не более, чем на $\pm L/2$ отсчетов.

Наличие дополнительных пересечений порога используется для классификации начального пересечения как обнаружение возможного ЭКК или вызванное остаточными артефактами дрейфа изолинии или сигнала помехи. Если в течение L последующих отсчетов не происходит ни одного пересечения порогового значения, то считается, что превышение порога было спровоцировано дрейфом изолинии. В противном случае по очереди проверяются условия:

$$Y_{1_{n+j}} < -C, Y_{1_{n+k}} > C, 0 < j < L-1, j < k < L-1. \quad (3.12)$$

Если все условия выполняются, то предполагается, что обнаружена потенциальная опорная точка ЭКК и регистрируется количество обнаружений одной потенциальной опорной точки. Вводится дополнительное пороговое значение для числа повторных обнаружений: если количество обнаружений одного кандидата i превышает пороговое значение C_i , обнаруженная опорная точка фиксируется, в противном случае – исключается из рассмотрения.

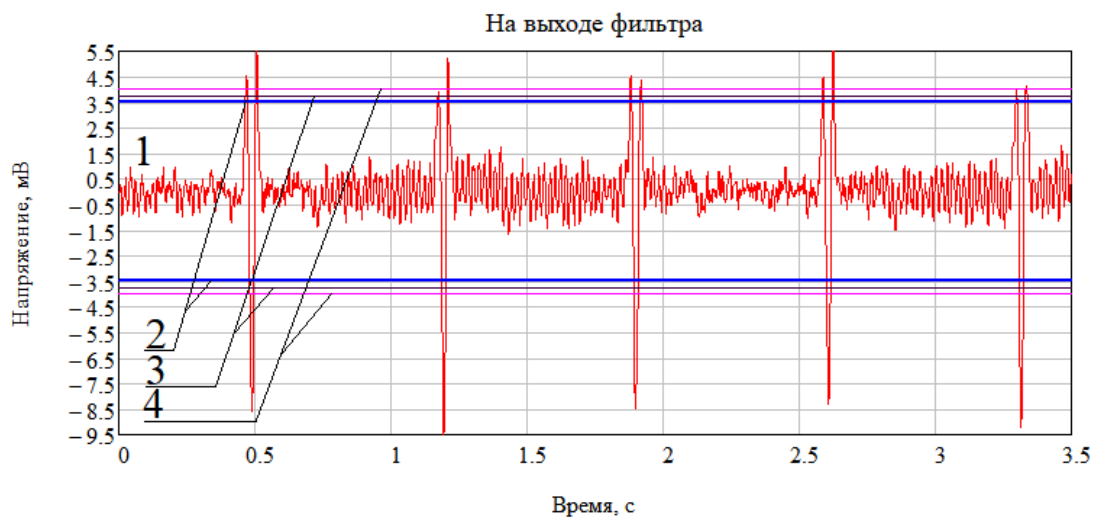
Для пошаговой демонстрации работы алгоритма на рисунках 3.5-3.6 представлены временные диаграммы сигналов на выходе функции дифференцирующего устройства перед фильтрацией и на выходе ФНЧ-функции алгоритма.



1 – сигнал после обработки дифференцирующим фрагментом алгоритма,

2 – исходная неискаженная запись сигнала, поднятая на +2 мВ для наглядности

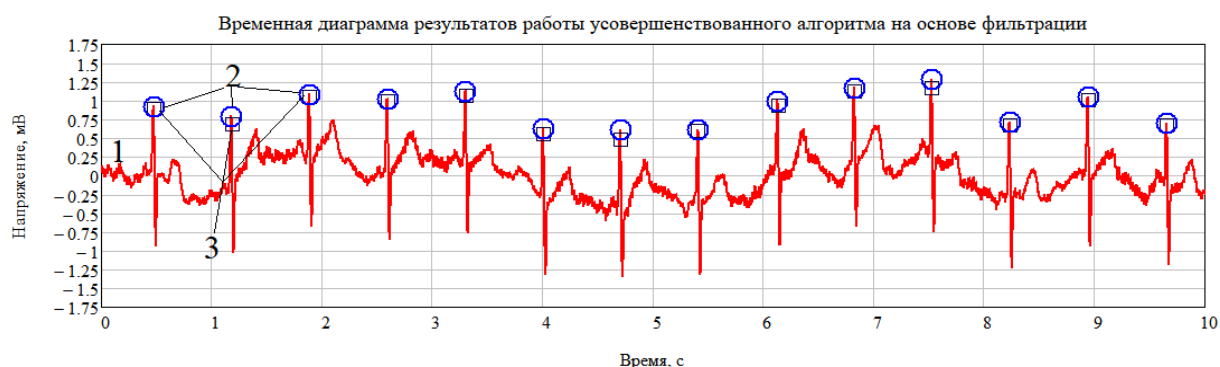
Рисунок 3.5 – График сигнала после обработки дифференцирующим фрагментом алгоритма на основе цифровой фильтрации в сравнении с записью сигнала



1 – сигнал после обработки ФНЧ-фрагментом алгоритма, 2 – порог обнаружения $C=3.5$, 3 – порог обнаружения $C=3.75$, 4 – порог обнаружения $C=4$

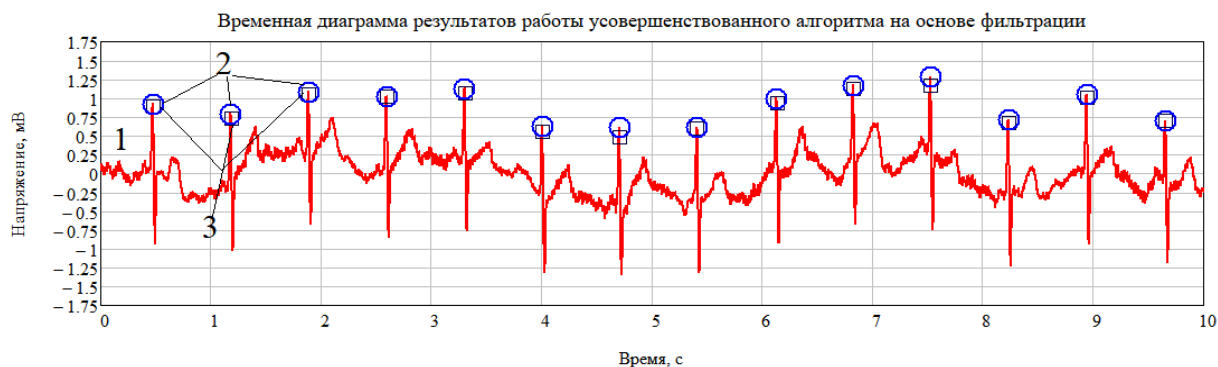
Рисунок 3.6 – График сигнала после обработки ФНЧ-фрагментом алгоритма на основе цифровой фильтрации в сравнении с пороговыми значениями

Произведено исследование влияния коэффициентов пороговых значений K_C и C_i на качество работы алгоритма обнаружения. Видно, что на каждую обнаруженную опорную точку алгоритм откликается только один раз в области максимума ЭКК, отклоняясь от него не более чем на предусмотренные алгоритмом $\pm L/2$ отсчётов. При этом, чем больше пороговое значение числа обнаружений, тем меньше отклонение между истинным положением и результатом обнаружения. Рост значения порога повторных обнаружений приводит к росту числа пропусков ЭКК. Результаты приведены на рисунках 3.7-3.10.



1 – запись ЭКГ, 2 – истинные R-зубцы, 3 – обнаруженные опорные точки

Рисунок 3.7 – График результатов обнаружения ЭКК алгоритмом на основе цифровой фильтрации ($f_{\text{дискр}}=1000$ Гц, $K_C=1$, $C_i=5$) на промежутке $[0;10]$ с



1 – запись ЭКГ, 2 – истинные R-зубцы, 3 – обнаруженные R-зубцы

Рисунок 3.8 – График результатов обнаружения ЭКК алгоритмом на основе цифровой фильтрации ($f_{\text{дискр}}=1000$ Гц, $K_C=1$, $C_i=10$) на промежутке $[0;10]$ с



1 – запись ЭКГ, 2 – истинные R-зубцы, 3 – обнаруженные R-зубцы

Рисунок 3.9 – График результатов обнаружения ЭКК алгоритмом на основе цифровой фильтрации ($f_{\text{дискр}}=1000$ Гц, $K_C=5/3$, $C_i=10$) на промежутке $[0;10]$ с



1 – запись ЭКГ, 2 – истинные R-зубцы, 3 – обнаруженные R-зубцы

Рисунок 3.10 – График результатов обнаружения ЭКК алгоритмом на основе цифровой фильтрации ($f_{\text{дискр}}=1000$ Гц, $K_C=2$, $C_i=10$) на промежутке $[0;10]$ с

В рамках процедуры оценивания значение порогового коэффициента варьируется в диапазоне от 0 до 2 с шагом 0.01. Для каждого установленного порогового значения производится обработка тренировочного набора данных, а также рассчитываются метрики: вероятность ошибки первого рода и сбалансированная F-мера. По результатам процедуры выбирается такое значение коэффициента, которое минимизирует вероятность ошибки первого рода и одновременно максимально увеличивает значение сбалансированной F-меры. В результате статистического моделирования алгоритма на основе цифровой фильтрации было получено, что минимальная вероятность ошибок первого и

второго рода соответствует пороговым значениям $K_C = 5/3$, $C_i = 10$. Результаты приведены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Результаты оценок вероятностей ошибок обнаружения QRS-комплексов предложенным алгоритмом на основе цифровой фильтрации

Вероятность ошибки	$C_i = 5$		
	$K_C = 1$	$K_C = 5/3$	$K_C = 2$
Первого рода p_1	0.0052	0,0019	0.0002
Второго рода p_2	0.0002	0,0002	0.0681
Вероятность ошибки	$C_i = 10$		
	$K_C = 1$	$K_C = 5/3$	$K_C = 2$
Первого рода p_1	0.0021	0,0012	0,0002
Второго рода p_2	0.0028	0,0004	0,086

На рисунке 3.11 приведены результаты математического моделирования процедуры обнаружения опорных точек разработанным алгоритмом при оптимальных значениях параметров $K_C = 5/3$, $C_i = 10$, $L = 40$.





1 – запись ЭКГ, 2 – истинные R-зубцы, 3 – обнаруженные R-зубцы, 4 – экстрасистолы

Рисунок 3.11 – График результатов обнаружения опорных точек ЭКК на основе цифровой фильтрации на промежутке [0;20] с

Для оценки эффективности разработанного алгоритма были выбраны алгоритмы, применяемые для обнаружения опорных точек в режиме реального времени и соответствующие приведенным ранее практическим соображениям: алгоритм Пана-Томпкинса и корреляционно-экстремальный алгоритм. Исследование проводилось на материалах отведения II открытой верифицированной базы данных MIT-BIH Arrhythmia DB [78]. Результаты сравнительного анализа показателей качества приведены в таблице 3.2. В качестве показателя качества обнаружения выбраны вероятности ошибок первого p_1 и второго рода p_2 , а также сбалансированная F -мера:

$$F = 2 \frac{Acc \cdot Rc}{Acc + Rc}, \quad (3.30)$$

где Acc – точность, Rc – полнота:

$$Acc = \frac{TP}{TP + FP}, Rc = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (3.31)$$

где TP – число истинно-положительных решений;

TN – число истинно-отрицательных решений;

FP – число ложноположительных решений;

FN – число ложноотрицательных решений.

Таблица 3.2 – Показатели качества алгоритмов обнаружения ЭКК, рассматриваемых в исследовании

Алгоритм	p_1	p_2 :	F_{QRS} , %
Корреляционно-экстремальный	0.0406	0,0106	97,48
Пан-Томпкинс	0.0041	0,0012	99,73
Алгоритм фильтрации, $C_i=10$, $L=40$	0.0012	0,0004	99,92

Очевидно, что предложенный алгоритм демонстрирует высокие показатели качества по сравнению с существующими алгоритмами.

3.4 Постановка задачи многоклассовой классификации

Постановку задачи многоклассовой классификации ЭКК представим следующим образом. По опорной точке R_i определяются информативные признаки так, что каждый эпизод в записи описан в общем случае набором из n информативных признаков

$$\Theta_i = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n). \quad (3.13)$$

Известно, что истинное состояние эпизода может быть отнесено только к одному из M классов, представленных множеством

$$\Omega = \{\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_M\}. \quad (3.14)$$

Необходимо определить n -мерное пространство информативных признаков $\mathbb{R}^n$, границы разделяющих поверхностей областей каждого из классов в данном пространстве и положение точки Θ_i в данном пространстве.

3.5 Пространство информативных признаков

При большом количестве информации, поступающей на вход системы классификации, выбор признаков является необходимым и зачастую наиболее важным этапом, поскольку успешное решение задачи отбора признаков

обеспечит снижение размерности вектора измерений и описания объектов, так и повышение эффективности системы классификации в целом [74, 84, 90].

В работах других исследователей ранее использовались следующие признаки [74, 85, 86]:

1. Коэффициент эксцесса i -того ЭКК γ_i :

$$q_6 = \gamma_i = \frac{\mu_4}{\sigma_s^4}, \mu_4 = \sum_{j=1}^{N_s} \left(\left(n_j - \bar{n} \right) T_{\Delta} \right)^4 \frac{s_j^2}{\sum_{j=1}^{N_s} s_j^2}, \quad (13)$$

где μ_4 – оценка центрального момента четвертого порядка;

σ_s – оценка выборочной дисперсии ЭКК.

2. Коэффициент формы i -того ЭКК F_i :

$$q_7 = F_i = \frac{\sigma_{s''}}{\sigma_s}, \quad (14)$$

где σ_s и $\sigma_{s''}$ – оценка выборочной дисперсии ЭКК и его второй производной соответственно.

3. Коэффициент корреляции смежных ЭКК:

$$q_8 = \rho_i = \frac{\sum_{j=1}^{N_s} (s_{i,j} - m_i) \sum_{j=1}^{N_s} (s_{i-1,j} - m_{i-1})}{\sqrt{\sum_{j=1}^{N_s} (s_{i,j} - m_i)^2 \sum_{j=1}^{N_s} (s_{i-1,j} - m_{i-1})^2}}, m_i = \frac{1}{N_s} \sum_{j=1}^n s_{i,j}, \quad (15)$$

$$m_{i-1} = \frac{1}{N_s} \sum_{j=1}^n s_{i-1,j}, i = 1, 2, \dots, N_s$$

где s_i – выборка отсчетов сигнала текущего ЭКК;

s_{i-1} – выборка отсчетов сигнала предыдущего ЭКК;

N_R – объем выборки исследуемого фрагмента ЭКК.

Результаты анализа открытых верифицированных баз данных [77, 78, 79, 89] показывают, что целесообразно ввести пять дополнительных признаков:

4. Коэффициент сцепления ΔRR_i , отражающий отношение длительности текущего RR -интервала к длительности предыдущего:

$$q_1 = \Delta RR_i = \frac{RR_i}{RR_{i-1}}, \quad (8)$$

где RR_i – длительность RR -интервала, предшествующего текущему ЭКК, RR_{i-1} – длительность RR -интервала, предшествующего предыдущему ЭКК.

5. Коэффициент компенсаторной паузы ΔRR_{i+1} , отражающий отношение длительности последующего RR -интервала к длительности предыдущего:

$$q_2 = \Delta RR_{i+1} = \frac{RR_{i+1}}{RR_i}, \quad (9)$$

где RR_{i+1} – длительность следующего за текущим ЭКК RR -интервала.

6. Разность отклонения RR -интервалов на скользящем окне $\Delta \sigma_{RR^i}$

$$q_3 = \Delta \sigma_i = \sigma_i - \sigma_{i-1}, \Delta \sigma_i = \sqrt{\frac{1}{L-1} \sum_{j=1}^L \left(RR_j - \overline{RR} \right)^2}, \overline{RR} = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L RR_j, \quad (10)$$

где L – длина скользящего окна;

σ_{RR^i} – среднеквадратическое отклонение выборки из L RR -интервалов с включением текущего ЭКК

σ_{RR^i} – среднеквадратическое отклонение выборки из L RR -интервалов, предшествующих текущему ЭКК.

7. Средняя величина i -того ЭКК R_i :

$$q_4 = \overline{R_i} = \frac{\sum_{j=1}^{N_R} s_j}{N_R}, \quad (11)$$

где s_i – отсчеты сигнала ЭКК, N_R – объем выборки исследуемого фрагмента ЭКК.

8. Длительность i -того ЭКК T_i^R :

$$q_5 = T_i^R = N_R \Delta T, \quad (12)$$

где ΔT – период дискретизации сигнала.

Отмечено, что последние два параметра можно применять как по отдельности, так и в виде их произведения.

Полученное пространство информативных признаков обозначим как $\mathbb{R}^8$. Произведено исследование на предмет сокращения размерности информационного пространства методом факторного анализа. На рисунке 3.12 представлены результаты определения оптимального количества показателей методом локтя, равное двум.

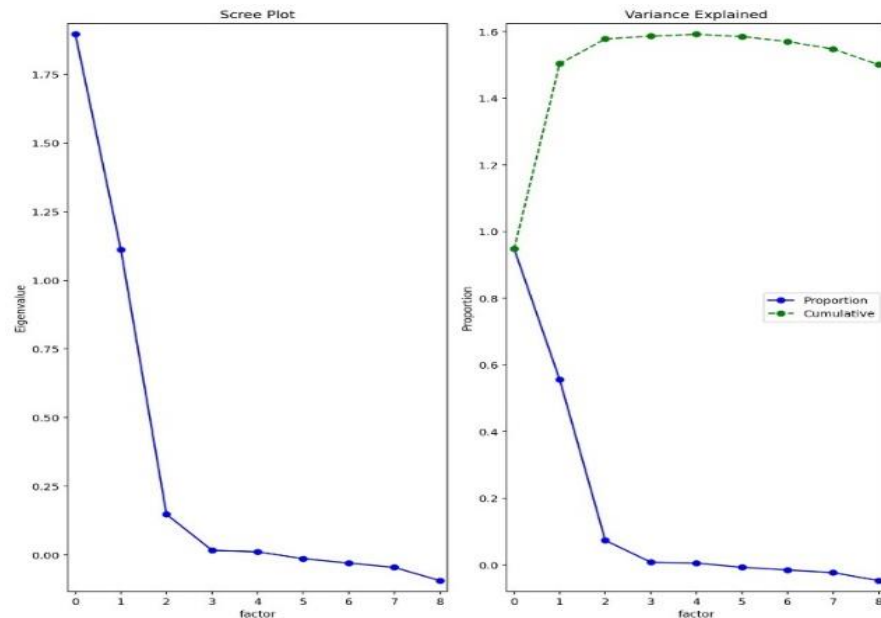


Рисунок 3.12 – Результаты оценки количества информативных признаков методом локтя

Поскольку критерии ЭКК можно поделить на два типа: характеризующие длительность интервала и форму ЭКК – целесообразно объединить в два агрегированных показателя, полученных как взвешенная сумма соответствующих информативных признаков, нормированных относительно максимального значения. Первый показатель W_{len} характеризует длительность RR -интервалов, второй W_{form} – форму R -зубца. Данное пространство информативных признаков обозначено как $\mathbb{R}_h^2$. В рамках процедуры оценивания для каждой возможной комбинации показателей значение весовых коэффициентов изменяется от 0 до 1 с шагом 0.001, после чего осуществляется обработка тренировочного набора данных и оцениваются показатели вероятности ошибки первого рода и сбалансированной F -меры. Методом

математического моделирования оценены и нормированы весовые коэффициенты:

$$W_{len} = \sum_{i=1}^3 \omega_i q_i, \omega_1 = 0.405, \omega_2 = 0.314, \omega_3 = 0.281, \sum_{i=1}^3 \omega_i = 1; \quad (3.23)$$

$$W_{form} = \sum_{i=4}^8 \omega_i q_i, \omega_4 = 0.096, \omega_5 = 0.074, \omega_6 = 0.389, \omega_7 = 0.249, \omega_8 = 0.192, \sum_{i=4}^8 \omega_i = 1.$$

Исследование проводилось на материалах отведения II двух открытых верифицированных баз данных: MIT-BIH Arrhythmia DB [78] и базе данных многоканальных ЭКГ Санкт-Петербургского Института кардиологической техники «ИНКАРТ» [89]. Всего было обработано 182101 ЭКК, принадлежащих трем вышеупомянутым классам. На рисунке 3.13 представлены графики визуализации областей вероятностного пространства $\mathbb{R}_h^2$, полученные на основе гистограммы двумерной плотности распределения вероятности каждого класса по данным показателям. Методом математического моделирования получено, что наибольшая точность достигается при разделении вероятностного пространства на 400 квадратных областей.

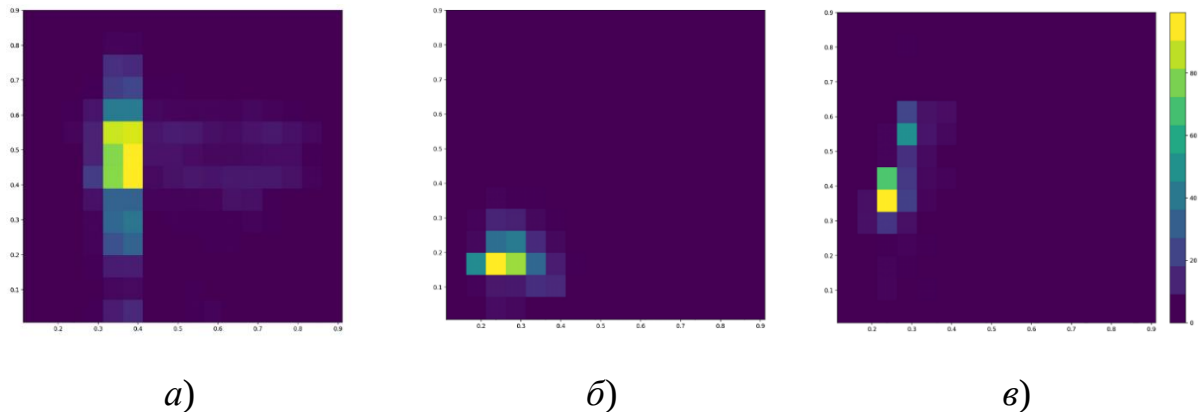


Рисунок 3.13 – Графики визуализации эмпирически полученных областей вероятностного пространства $\mathbb{R}_h^2$ для каждого из рассматриваемых классов:

a – ЖЭС, *б* – ПЭС, *в* – нормальные ЭКК

Также предложено двумерное вероятностное пространство $\mathbb{R}^2$, полученные для каждого класса на основе следующей двухэтапной процедуры:

а) на первом этапе информационное пространство разбивается на клетки, для каждой клетки оценивается относительная частота точек, соответствующих каждому классу;

б) новое значение каждой клетки $\mathbb{R}_{j,k}^{new}$ пересчитывается как среднее арифметическое значения текущей ячейки и значений соседних ячеек, принцип формирования которого приведен на рисунке 3.14:

$$\mathbb{R}_{j,k}^{new} = \frac{1}{9} \sum_{i=j-1}^{j+1} \sum_{l=k-1}^{k+1} \mathbb{R}_{i,l}, \quad (3.24)$$

$\mathbb{R}_{j+1,k-1}$	$\mathbb{R}_{j+1,k}$	$\mathbb{R}_{j+1,k+1}$
$\mathbb{R}_{j,k-1}$	$\mathbb{R}_{j,k}$	$\mathbb{R}_{j,k+1}$
$\mathbb{R}_{j-1,k-1}$	$\mathbb{R}_{j-1,k}$	$\mathbb{R}_{j-1,k+1}$

Рисунок 3.14 – К вопросу формирования вероятностного пространства $\mathbb{R}^2$

На рисунке 3.15 представлены графики визуализации областей двумерного вероятностного пространства $\mathbb{R}^2$.

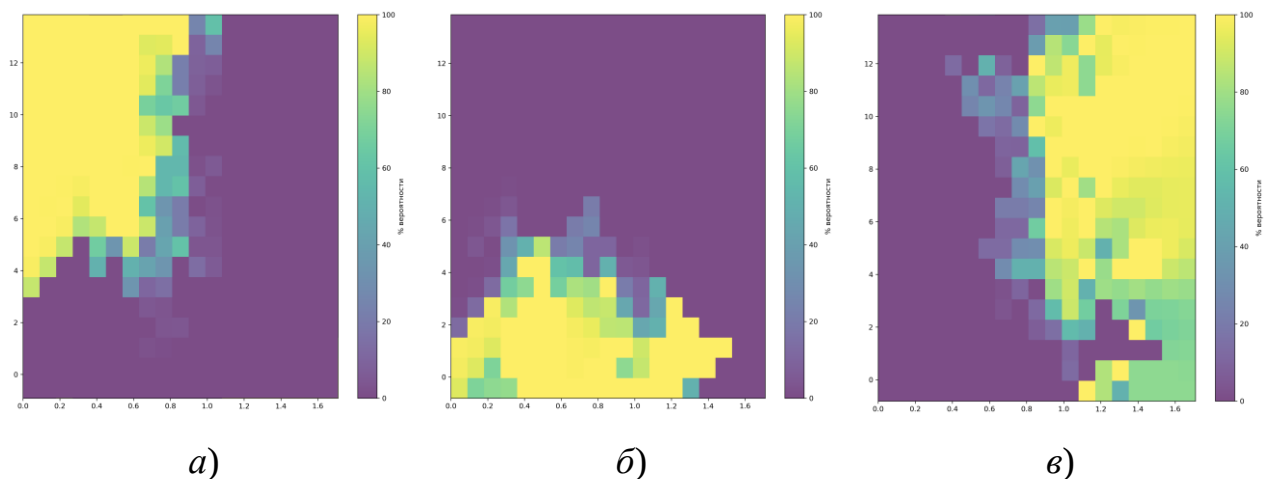


Рисунок 3.15 – Графики визуализации эмпирически полученных областей вероятностного пространства $\mathbb{R}^2$ для каждого из рассматриваемых классов:

a – ЖЭС, b – ПЭС, v – нормальные ЭКК)

Потенциальным преимуществом данного пространства перед предложенным ранее является то, что все области данного пространства относятся к одному из рассматриваемых классов.

3.6 Выбор и обоснование систем классификации на основе методов машинного обучения

Рассмотрим методы классификации на основе методов машинного обучения, которые могут быть использованы для решения задачи классификации ЭКК.

Логистическая регрессия

Для задачи классификации на три класса применяется метод множественной логистической регрессии [30, 48]: пусть дан вектор входных данных $\mathbf{X} = \{\Theta_1, \Theta_2, \dots, \Theta_i, \dots, \Theta_I\}$ и соответствующие каждому элементу данного набора метки классов $\Omega_i \in \Omega$. Для каждого класса случайным образом инициализируются весовые коэффициенты φ_m , где $m=1,2..M$ – счетчик числа классов. Линейные комбинации признаков и весов преобразуются в вероятности классов в соответствии с выражением:

$$P(\Omega = m | \Theta) = \frac{e^{\varphi_m \mathbf{X}}}{\sum_{j=1}^M e^{\varphi_j \mathbf{X}}}. \quad (3.25)$$

После этого осуществляется обучение модели с использованием функции потерь, которая оценивает разницу между предсказанными вероятностями и истинными метками классов:

$$L(\varphi) = -\frac{1}{I} \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^M \Omega_{i,j} \log(P(\Omega = m | \Theta_i)), \quad (3.26)$$

где $\Omega_{i,j}$ – индикаторная функция, которая равна единице, если наблюдение Θ_i принадлежит классу Ω_j , в противном случае нулю.

Затем методом градиентного спуска [44] минимизируется функция потерь, а полученные градиенты используются для обновления значений весов φ_m .

Отбор признаков для классификации алгоритмом логистической регрессии осуществляется оберточным методом рекурсивного удаления: на вход классификатора подаются все имеющиеся признаки, производится обучение алгоритма и дальнейшая классификация, по результатам которой множество признаков сокращается на один элемент. Все признаки ранжируются по очередности их удаления.

Случайный лес

Модель случайного леса состоит из множества деревьев решений. При построении деревьев реализуется процедура бутстрепа [66], при которой для каждого дерева из набора данных X формируется случайное подмножество обучающих данных с повторением, что приводит к обучению деревьев на разных наборах данных. при их разделении выбираются случайные наборы параметров, что повышает общую точность и устойчивость модели. Каждое дерево осуществляет прогнозирование, после чего прогнозы всех деревьев объединяются и по мажоритарному принципу определяется итоговый класс Ω_i^* :

$$\Omega_i^* = \arg \max_{j \in \{1,2,3\}} \sum_{q=1}^Q w_q Y(T_q(\Theta_i) = \Omega_j), \quad (3.27)$$

где Q – число деревьев;

q – счетчик числа деревьев;

$T_q(\Theta_i)$ – результат классификации q -го дерева;

w_q – весовой коэффициент q -го дерева.

В рамках данного исследования $Q=300$. Отбор признаков для классификации алгоритмом случайного леса осуществляется по результатам оценки важности признаков внутри самого алгоритма при подаче на его вход всего множества признаков. По результатам обоих независимых отборов определены пары признаков, показатели важности которых оказались наиболее высокими.

Метод опорных векторов

Суть метода опорных векторов (support vector machine, SVM) заключается в поиске гиперплоскости, разделяющей классы в пространстве информативных

признаков наилучшим образом. заключается в построении гиперплоскости, разделяющей объекты выборки оптимальным способом [72]:

$$\varphi^T \mathbf{X} + b = 0, \quad (3.28)$$

где φ – вектор весовых коэффициентов;

$\mathbf{X}$ – вектор входных данных;

b – коэффициент смещения.

В соответствии с этим методом, чем больше расстояние между разделяющей гиперплоскостью и объектами разделяемых классов, именуемое зазором, тем меньше будет средняя ошибка классификатора. Поскольку большинство реальных данных являются линейно неразделимыми, чаще всего используется метод опорных векторов с мягким зазором, функция потерь для которого описывается следующей формулой:

$$L(\varphi) = \min \frac{1}{2} \|\varphi\|^2 + C \sum_{i=1}^I \max(0, 1 - \Omega_i(\varphi^T \Theta_i + b)), \quad (3.29)$$

где C – параметр регуляризации, определяющий штраф за ошибки классификации.

В рамках исследования $C=1$. На рисунке 3.16 представлено пространство $\mathbb{R}_{\text{SVM}}$, полученное по выборке из рассматриваемых баз данных методом опорных векторов.

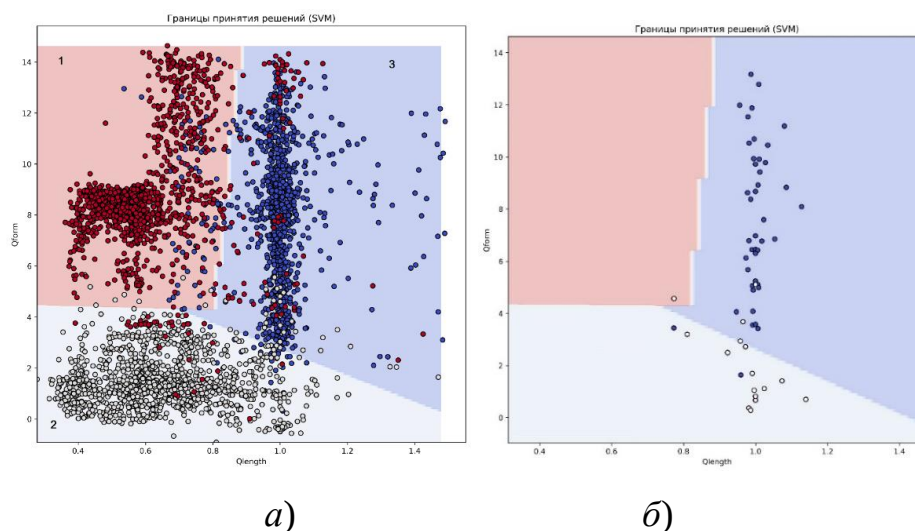


Рисунок 3.16 – Графики визуализации областей вероятностного пространства для рассматриваемых классов: *а* – полученных методом SVM (1 – ЖЭС, 2 – ПЭС, 3 – нормальные кардиокомплексы); *б* – результат обработки одной записи

3.7 Результаты отбора признаков. Влияние балансировки данных на качество работы классификатора

Результаты оценки показателей качества приведенных в работе пространств информативных признаков приведены в таблице 3.3. В качестве показателя качества классификации выбрана сбалансированная F -мера. был произведен сравнительный анализ показателей исследования двухэтапного многопараметрического алгоритма диагностики экстрасистолии, предложенный в [54]. Наилучшие показатели качества демонстрирует пространство признаков R_h^2 .

Таблица 3.3 – Сбалансированная F -мера для пространства информативных признаков, %

Метод	F	
	MIT-BIH Arrhythmia	INCART
R_h^2	93,86	92,58
R^2	90,22	89,01
R^8	82,73	80,54
R_{SVM}	92,10	91,95
Двухэтапный параметрический алгоритм	82,83	91,85

Имеющийся набор данных разделен на обучающую и тестовую выборки в соотношении 3:1 (136576 обучающих и 45525 тестовых ЭКК). Важно отметить, что имеющиеся в обеих базах классы несбалансированы ($\Omega_3 < \Omega_2 < \Omega_1$), что, с одной стороны, отражает реальное соотношение заболеваемости, а с другой – может привести к нарушению работы классификатора и его переобучению. В связи с этим было принято решение о дополнительном исследовании влияния балансировки классов методом недостаточной выборки на результаты отбора признаков. Исследуемые классы сбалансированы посредством случайного исключения наблюдений из мажоритарного класса – в данном случае, класса

нормальных эпизодов Ω_1 . Показано, что по результатам отбора первые четыре по важности признака у обоих алгоритмов совпали, как в случае до балансировки, так и после нее: коэффициент сцепления ΔRR^i , коэффициент эксцесса i -того R-зубца γ_i , коэффициент формы i -того R-зубца F_i , Разность отклонения RR-интервалов на скользящем окне $\Delta \sigma_{RR}^i$.

Из этого можно сделать вывод, что для данных классов нарушений сердечного ритма эти признаки являются наиболее информативными. Исходя из описания ЭКГ-признаков рассматриваемых классов и результатов определения факторов, полученных во втором разделе, было решено объединить оставшиеся признаки в пары, состоящие из одного признака длительности и одного признака формы, после чего для каждой пары были оценены показатели качества. Результаты оценки приведены в таблице 3.4. В качестве показателя качества классификации выбрана сбалансированная F -мера.

Таблица 3.4 – Сбалансированная F -мера для исследуемых методов машинного обучения в случае балансировки и без нее, %

MIT-BIH Arrhythmia						INCART			
Признак длительности	Признак формы	Без балансировки		Балансировка		Без балансировки		Балансировка	
		LR	RF	LR	RF	LR	RF	LR	RF
ΔRR^{i-1}	F_i	91,93	84,62	83,24	78,95	91,80	90,53	84,12	81,34
	γ_i	92,17	91,24	86,01	84,39	92,98	92,11	86,33	84,71
$\Delta \sigma_{RR}^i$	F_i	82,34	81,77	77,49	65,12	82,07	80,26	78,92	74,93
	γ_i	88,91	84,98	79,56	72,52	88,91	85,38	76,28	66,74

Вычислительный эксперимент демонстрирует, что наиболее эффективно для данного множества классов использование комбинации коэффициента сцепления и коэффициента эксцесса. Определено, что превышение значений, полученных по выборке без балансировки, несущественно.

Произведено также исследование, посвященное оценке значения параметра

сбалансированной F -меры для трех выбранных алгоритмов машинного обучения. Результаты оценки приведены в таблице 3.5. В качестве показателя качества классификации выбрана сбалансированная F -мера.

Таблица 3.5 – Показатели качества многоклассовой классификации методами машинного обучения

Параметр	MIT-BIH Arrhythmia DB			INCART DB		
	LR	SVM	RF	LR	SVM	RF
F , %	86,01	91,98	84,39	86,33	92,41	84,71

По результатам, приведенным в таблице 3.5, очевидно, что наиболее высокие показатели качества многоклассовой классификации для обеих баз данных продемонстрировала модель на основе метода опорных векторов SVM (Support Vector Machine), что свидетельствует о его высокой эффективности в задачах многоклассовой классификации. Наихудшие показатели демонстрирует метод случайного леса, что может свидетельствовать о необходимости дополнительных исследований для более точной настройки параметров данного метода.

Выводы по третьей главе

1. Поставлены задачи обнаружения опорных точек и многоклассовой классификации применительно к прикладной задаче определения ЭКК.

2. Синтезирован алгоритм обнаружения и фиксации опорных точек ЭКК на основе цифровой фильтрации, состоящий из трех этапов: дифференцирования входного сигнала, фильтрации низких частот и двухэтапного решающего правила. Произведена оптимизация параметров решающего правила по критерию минимизации ошибок первого и второго рода. Результаты представлены в опубликованных работах [2, 9, 13].

3. Произведен сравнительный анализ показателей качества синтезированного алгоритма с алгоритмами корреляционно-экстремального

обнаружения и алгоритма Пана-Томпкинса. Продemonстрировано, что предложенный алгоритм демонстрирует высокие показатели качества по сравнению с существующими алгоритмами. Результаты опубликованы в опубликованных работах [2, 68].

4. Предложено первичное множество из восьми информативных признаков: три для длительности RR-интервала и пять — для формы R-зубца. Найдена эффективная комбинация предложенных признаков для классификации трех состояний сердечного ритма, представляющая собой агрегированные показатели, характеризующие длительность RR-интервала и форму ЭКК. Результаты представлены в опубликованных работах [3, 12, 15, 69]

5. Определены пары информативных признаков, которые обеспечивают высокую точность для рассматриваемых классов нарушений сердечного ритма классификации трех состояний сердечного ритма методами машинного обучения – коэффициент сцепления и коэффициент эксцесса i -го R-зубца ЭКК. Результаты приведены в опубликованных работах [3, 5, 15].

4. МЕТОД ОЦЕНИВАНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Представлен метод оценки артериального давления как крайних значений статистики вариационного ряда: максимума для систолического и минимума для диастолического. Предлагается описание закона распределения оценки артериального давления, основанной на достаточной статистике вариационного ряда малой выборки, состоящей из трех измерений. Получены два примера закона распределения оценки давления крови, основанных на линейном и экспоненциальном описании зависимости от давления по времени.

4.1 Метод оценки артериального давления по малой выборке на основе достаточных статистик

При измерении значения артериального давления в отрезке $[t_i; t_{i+1}]$ фактически нужно определять левую и правую границы финитных распределений для систолического и диастолического давления соответственно. Достаточными статистиками для оценки этих границ являются максимальное и минимальное значение соответствующих вариационных рядов соответственно [67, 71]:

$$\hat{p}_{sv} = \max(p_{s1}, p_{s2}, p_{s3}), \hat{p}_{dv} = \min(p_{d1}, p_{d2}, p_{d3}). \quad (4.1)$$

Для численного сравнения методов оценки было проведено статистическое моделирование процесса измерения артериального давления. Ранее в главе 2 показано, что по значениям измерений артериального давления и соответствующим им границам временных интервалов можно аппроксимировать кривую давления в манжете линейно:

$$p(t) = kt + b, \quad (4.2)$$

где k и b – коэффициенты линейной аппроксимации:

$$k = \frac{p_2 - p_1}{t_2 - t_1}, b = \frac{p_1 t_2 - p_2 t_1}{t_2 - t_1}, \quad (4.3)$$

и экспоненциально:

$$p(t)=p_0e^{-\alpha t}, t\geq 0, \quad (4.4)$$

где p_0 – первоначальное значение давления воздуха в манжете на момент начала стравливания ($t=0$);

$e^{-\alpha t}$ – параметр, физически представляющий скорость стравливания воздуха, $\alpha > 0$,
 t – время.

Модель кривой давления в манжете в процессе моделирования представлена как экспоненциальная функция. Полученные результаты статистического моделирования приведены в таблице 4.1. В роли показателя качества использована оценка относительной погрешности измерений от истинного значения артериального давления:

$$\sigma(p) = \frac{|\bar{p} - p_{real}|}{p_{real}}, \quad (4.5)$$

где $\bar{p}$ – оценка выборочного среднего значения АД по результатам моделирования;

p_{real} – истинное значение артериального давления.

Таблица 4.1 – Отклонение оценки выборочного среднего от истинного значения артериального давления по результатам статистического моделирования, количество экспериментов $M=10^5$

Систолическое давление, мм. рт. ст			Диастолическое давление, мм. рт. ст		
p_{real}	$\sigma(\hat{p}_{sm})$	$\sigma(\hat{p}_{sv})$	p_{real}	$\sigma(\hat{p}_{dm})$	$\sigma(\hat{p}_{dv})$
100	0.052	0.026	60	0.027	0.013
110	0.055	0.028	70	0.038	0.019
120	0.059	0.030	80	0.047	0.022
130	0.066	0.035	90	0.054	0.026

Из таблицы 4.1 видно, что предложенный метод оценки по значениям вариационного ряда малой выборки, состоящей из трех измерений, имеет меньшую методическую погрешность в сравнении с рекомендуемым в

официальных источниках методом оценки среднего арифметического трех измерений.

Предлагается метод коррекции результатов оценки артериального давления, который заключается в следующем: после оценки результат измерения смещается на величину k , определяемую в зависимости от состояния сердечного ритма, скорости стравливания воздуха из манжеты и измеренного значения давления. Знак данного коэффициента будет отличаться в зависимости от типа измеряемого давления:

$$\hat{p}_{s_new} = \hat{p}_s + k_s, \hat{p}_{d_new} = \hat{p}_d - k_d, \quad (4.6)$$

где: $\hat{p}_{s_new}$ и $\hat{p}_{d_new}$ – значения оценок систолического и диастолического давления после коррекции;

$\hat{p}_s$ и $\hat{p}_d$ – значения оценок давления до коррекции;

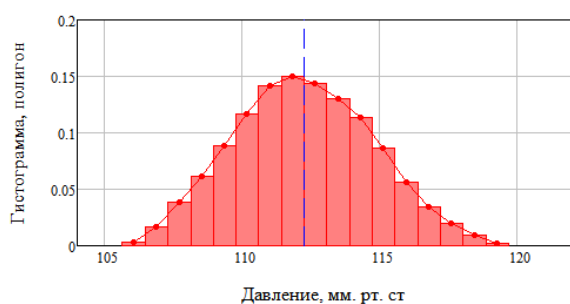
k_s и k_d – значения коэффициентов.

Подобный метод коррекции позволит осуществить смещение результатов измерения в сторону истинного значения. Оценка коэффициента коррекции осуществляется по формуле:

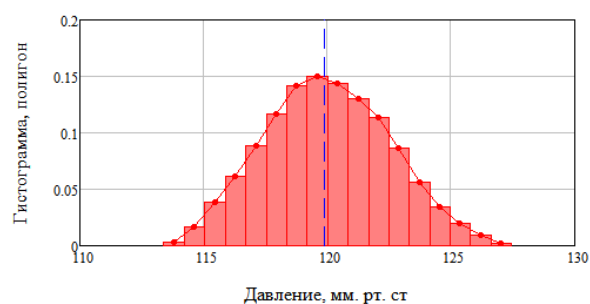
$$k = |\bar{p} - p_{real}|, \quad (4.7)$$

где $\bar{p}$ – оценка значения давления, p_{real} – его истинное значение, известное в рамках вычислительного эксперимента.

Полученные коэффициенты применялись для коррекции новой выборки результатов измерения артериального давления. Из гистограмм для результатов измерения артериального давления 120/80 мм. рт. ст. при нормальном сердечном ритме с вариабельностью и частотой сердечных сокращений 70 уд/мин, полученных в ходе статистического моделирования, видно, что коррекция результатов измерения давления приводит к смещению математического ожидания измерения в сторону истинного значения, а отклонения оценки – в обе стороны от истинного значения. Результаты представлены на рисунках 4.1-4.4.



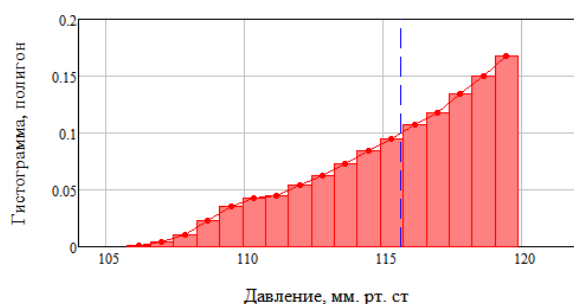
а)



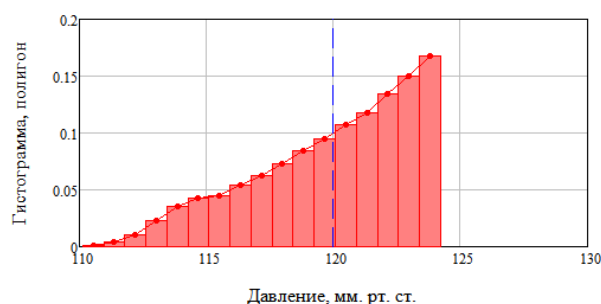
б)

Рисунок 4.1 – Гистограмма распределения результатов оценки измерения систолического АД по среднему арифметическому выборки из трех измерений:

а – до коррекции; *б* – после коррекции



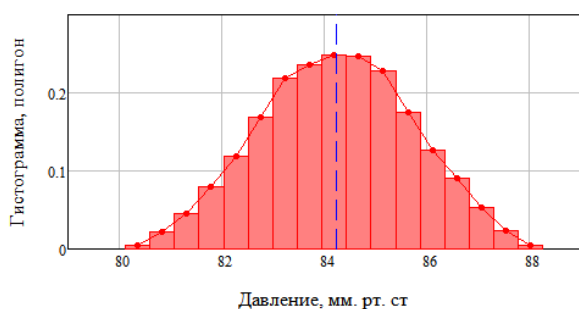
а)



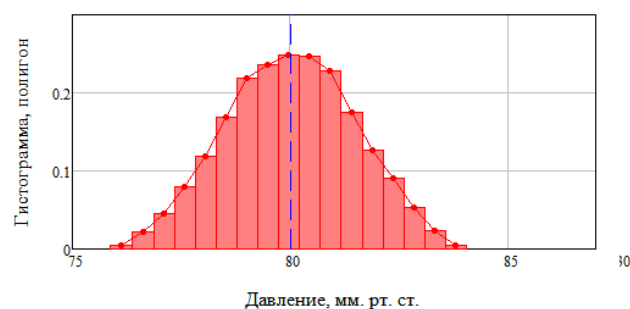
б)

Рисунок 4.2 – Гистограмма распределения результатов оценки измерения систолического АД по крайнему значению вариационного ряда трех измерений:

а – до коррекции; *б* – после коррекции



а)



б)

Рисунок 4.3 – Гистограмма распределения результатов оценки измерения диастолического АД по среднему арифметическому выборки из трех измерений: *а* – до коррекции; *б* – после коррекции

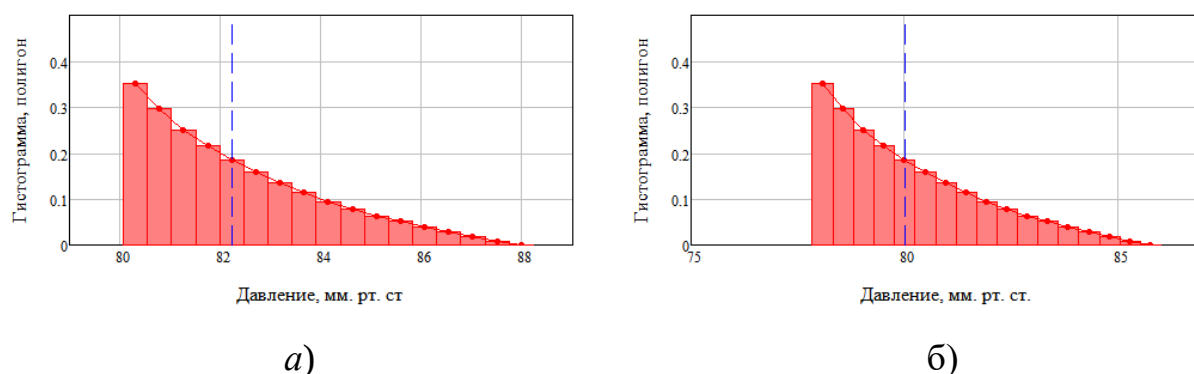


Рисунок 4.4 – Гистограмма распределения результатов оценки измерения диастолического АД по крайнему значению вариационного ряда трех измерений: *а* – до коррекции; *б* – после коррекции

По результатам статистического моделирования получены интервальные оценки выборочного среднего до и после коррекции при истинном значении артериального давления 120/80 мм. рт. ст., значении доверительной вероятности 0,95 и количестве экспериментов 10^5 . Из результатов, приведенных в таблице 4.2, видно, что рассмотренный метод коррекции результатов измерения артериального давления позволяет сместить выборочное среднее обеих методик в сторону истинного значения.

Таблица 4.2 – Интервальные оценки выборочного среднего до и после коррекции при истинном значении артериального давления 120/80 мм. рт. ст., значении доверительной вероятности 0,95 и количестве экспериментов 10^5

Условия измерения	Систолическое давление, мм. рт. ст		Диастолическое давление, мм. рт. ст	
	$\hat{P}_{sm}$	$\hat{P}_{sv}$	$\hat{P}_{dm}$	$\hat{P}_{dv}$
Без коррекции	[112,68; 112,71]	[116,22; 116,26]	[83,980; 84,007]	[82,062; 82,081]
Коррекция	[119,98; 120,01]	[119,98; 120,02]	[79,991; 80,018]	[79,995; 80,014]

Таким образом, предложенный метод коррекции результата измерения систолического и диастолического давления позволяет уменьшить методическую погрешность оценки.

4.2 Закон распределения результатов оценки артериального давления

Если зависимость кривой давления в манжете от времени описывается монотонно убывающей функцией, то измерения артериального давления представляют собой величину с функцией распределения вероятности $F_p(x)$, выраженной через функцию распределения вероятности времени $F_t(x)$:

$$F_p(p) = 1 - F_t(t(p)). \quad (4.8)$$

Аппроксимация обратной функции зависимости времени от измерения артериального давления выражается как:

$$t(p) = \frac{p - b}{k} = \frac{t_2 - t_1}{p_2 - p_1} p - \frac{p_1 t_2 - p_2 t_1}{p_2 - p_1} \quad (4.9)$$

для линейной аппроксимации и

$$t(p) = (\ln(p_0) - \ln(p)) / \alpha \quad (4.10)$$

для экспоненциальной.

Функцию распределения при аппроксимации зависимости давления от времени убывающей функцией можно получить следующим образом:

$$F_p(p) = \begin{cases} 0, & p < p_2; \\ F_t(t(p)), & p_2 \leq p < p_1; \\ 1, & p \geq p_1. \end{cases} \quad (4.11)$$

Пренебрегая вариабельностью сердечных сокращений при нормальном ритме, можно принять моменты появления пульсовых волн случайными величинами, распределенными по равномерному непрерывному закону, функция распределения которого $F_t(t)$ определяется формулой:

$$F_t(t) = \begin{cases} 0, & t < t_1; \\ \frac{t - t_1}{t_2 - t_1}, & t_1 \leq t < t_2; \\ 1, & t \geq t_2. \end{cases} \quad (4.12)$$

В таком случае, результаты измерения артериального давления также будут

распределены по равномерному непрерывному закону, функция распределения которого $F_p(p)$ определяется из формул (4.8, 4.11, 4.12), как функция распределения вероятности обратной функции [71, 75]:

$$F_p(p) = 1 - F_t(t(p)) = \begin{cases} 0, & p < p_2; \\ -\frac{1}{p_1 - p_2} p + \frac{p_2}{p_2 - p_1}, & p_2 \leq p < p_1; \\ 1, & p \geq p_1. \end{cases} \quad (4.13)$$

Ошибка линейной аппроксимации описывается функцией:

$$\Delta(p) = \frac{t_2 - t_1}{p_2 - p_1} p - \frac{p_1 t_2 - p_2 t_1}{p_2 - p_1} - \frac{1}{\alpha} (\ln(p_0) - \ln(p)). \quad (4.14)$$

Чтобы найти максимальное значение ошибки линейной аппроксимации, необходимо взять производную:

$$\frac{d}{dp} \Delta(p) = \frac{t_2 - t_1}{p_2 - p_1} + \frac{1}{\alpha p}, \quad (4.15)$$

откуда

$$p^* = \frac{p_2 - p_1}{\alpha(t_1 - t_2)}, \quad (4.16)$$

и отсюда максимальная величина ошибки аппроксимации равна:

$$\max \Delta(p) = \Delta(p^*) = \frac{t_2 - t_1}{p_2 - p_1} \frac{p_2 - p_1}{\alpha(t_1 - t_2)} - \frac{p_1 t_2 - p_2 t_1}{p_2 - p_1} - \frac{1}{\alpha} \ln(p_0) + \frac{1}{\alpha} \ln\left(\frac{p_2 - p_1}{\alpha(t_1 - t_2)}\right). \quad (4.17)$$

По аналогии с произведенными расчетами, можно получить функцию распределения при аппроксимации зависимости давления от времени экспоненциальной функцией. Пусть, как и в случае линейной аппроксимации, известны истинное значение давления p_1 и результат его измерения p_2 , однозначно соответствующие моментам времени t_1 и t_2 , распределенным по равномерному непрерывному закону:

$$p_1 = p_0 e^{-\alpha t_1}, \quad p_2 = p_0 e^{-\alpha t_2}. \quad (4.18)$$

Тогда функция распределения значений давления равна:

$$F_p(p) = 1 - F_t(t(p)) = \begin{cases} 0, & p < \hat{p}_2; \\ 1 - \frac{1}{\alpha(t_2 - t_1)} \ln\left(\frac{p_0}{p_1}\right) + \frac{t_1}{t_2 - t_1}, & p_2 \leq p < p_1; \\ 1, & p \geq p_1. \end{cases} \quad (4.19)$$

Поскольку результат оценки представляет собой минимальное и максимальное значение соответствующих вариационных рядов, то функции распределения данных оценок $F_{(1)}(x)$ и $F_{(N)}(x)$ должны соответствовать закону распределения крайних порядковых статистик. Систолическое давление представляет собой первое значение вариационного ряда, состоящего из значений артериального давления, соответствующих моментам появления пульсовых волн в рамках одной процедуры измерения; диастолическое – последнему. Поэтому функции распределения данных оценок $F_{(1)}(x)$ и $F_{(N)}(x)$ должны соответствовать закону распределения крайних порядковых статистик [64, 68]:

$$F_d(x) = F_{(1)}(x) = 1 - (1 - F(x))^{N_v}, \quad F_s(x) = F_{(N_v)}(x) = F^{N_v}(x), \quad (4.20)$$

где $F(x)$ – функция распределения случайных величин, вариационный ряд которых исследуется;

N_v – количество измерений в вариационном ряду, равное количеству зарегистрированных пульсовых волн;

s и d – обозначение систолического и диастолического давления соответственно.

Для получения закона распределения результата оценки также необходимо обратиться к формуле (4.20) закона распределения крайних порядковых статистик соответствующих вариационных рядов. В этом случае в роли рассматриваемых случайных величин выступают три измерения соответствующего артериального давления, отсюда число элементов вариационного ряда $N=3$, следовательно, минимум соответствует первой порядковой статистике, а максимум – третьей [71]:

$$F_{(1)}(x) = 1 - (1 - F_d(x))^3, \quad F_{(3)}(x) = F_s^3(x). \quad (4.21).$$

Рассмотрим случай ВСР. Согласно рассматриваемой в главе 2 модели, моменты появления пульсовых волн при ВСР можно представить в виде суммы

двух случайных величин – момента появления пульсовой волны и прибавки:

$$t = t_{RR} + t_{BCP}, \quad (4.22)$$

где t_{RR} – случайная величина момента появления пульсовой волны в рамках сердечного ритма без вариабельности, распределенная по равномерному непрерывному закону;

t_{BCP} – случайная прибавка ВСР.

Поскольку природа возникновения ВСР идентична природе возникновения сердечного ритма, считаем, что вариабельность также распределена по равномерному непрерывному закону с нулевым математическим ожиданием, граничные значения которого значительно меньше, чем границы распределения значения ритма, как показано в главе 2. В таком случае функция распределения прибавки вариабельности $F_{BCP}(t)$ определяется формулой:

$$F_{BCP}(t) = \begin{cases} 0, & t < -t_{\Delta}; \\ \frac{t + t_{\Delta}}{2t_{\Delta}}, & -t_{\Delta} \leq t < t_{\Delta}, \\ 1, & t \geq t_{\Delta}. \end{cases} \quad (4.23)$$

где $\pm t_{\Delta}$ – параметры распределения, представляющие собой границы возможных значений прибавки.

Сумма двух случайных величин с разными границами интервалов распределена по трапецеидальному закону распределения. Тогда функция распределения моментов появления пульсовых волн будет выглядеть следующим образом:

$$F_t(t) = \begin{cases} 0, & t < t_{1\Delta}; \\ \frac{(t - (t_1 - t_{\Delta}))^2}{2t_{\Delta}(t_2 + t_{\Delta} - t_1)}, & t_{1\Delta} \leq t < t_1; \\ \frac{2t - 2t_1 + t_{\Delta}}{2(t_2 + t_{\Delta} - t_1)}, & t_1 \leq t < t_2; \\ 1 - \frac{(t_2 - (t - t_{\Delta}))^2}{2t_{\Delta}(t_2 + t_{\Delta} - t_1)}, & t_2 \leq t < t_{2\Delta}; \\ 1, & t \geq t_{2\Delta}, \end{cases} \quad (4.24)$$

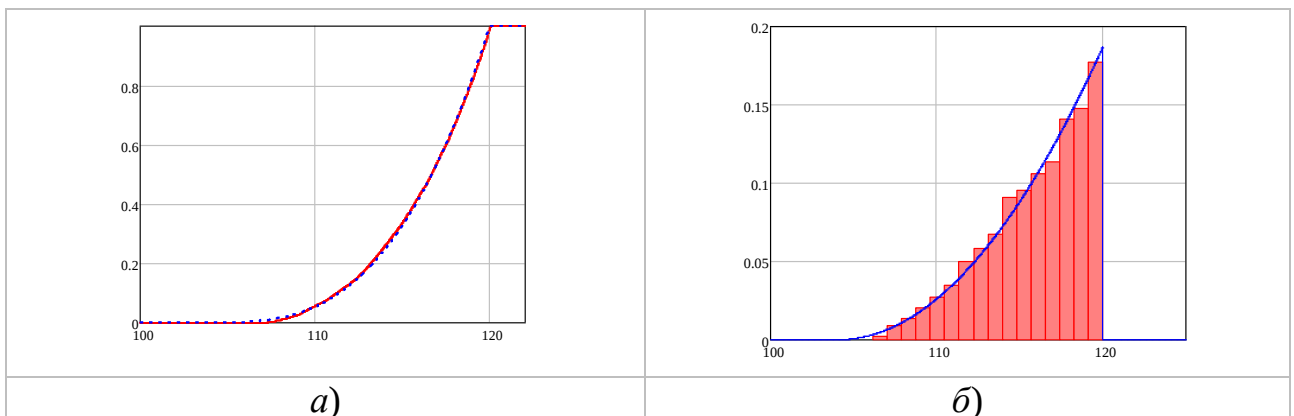
где $t_{1\Delta}$ и $t_{2\Delta}$ – параметры распределения, представляющие собой границы

возможных значений момента появления пульсовых волн с учетом прибавки.

Приняв, что зависимость момента появления пульсовой волны от артериального давления соответствует формуле (4.10), получаем следующую функцию распределения значений артериального давления:

$$F_p(p) = \begin{cases} 0, & p < p_{2\Delta} \\ 1 - \frac{\left(\ln\left(\frac{p_{1\Delta}}{p}\right)\right)^2}{2\ln\left(\frac{p_{1\Delta}}{p_2}\right)\ln\left(\frac{p_{1\Delta}}{p_1}\right)}, & p_{2\Delta} \leq p < p_2 \\ 1 - \frac{\ln\left(\frac{p_{1\Delta}p_1}{p}\right)}{2\ln\left(\frac{p_{1\Delta}}{p_2}\right)}, & p_2 \leq p < p_1 \\ \frac{\left(\ln\left(\frac{p_{1\Delta}p}{p_1p_2}\right)\right)^2}{2\ln\left(\frac{p_{1\Delta}}{p_2}\right)\ln\left(\frac{p_{1\Delta}}{p_1}\right)}, & p_1 \leq p < p_{1\Delta} \\ 1, & p \geq p_{1\Delta} \end{cases} \quad (4.25)$$

Моделирование пульсовых волн осуществлялось в условиях отсутствия и наличия вариабельности сердечного ритма. Было проведено статистическое моделирование процесса измерения артериального давления, число экспериментов $M=2 \cdot 10^4$. Моделирование пульсовых волн осуществлялось без учета вариабельности сердечного ритма. На рис. 4.5-4.6 представлены графики эмпирических и теоретических функций распределения вероятностей результатов оценки артериального давления при истинном значении артериального давления 120/80 мм. рт. ст. Была выдвинута нулевая гипотеза о том, что данные функции распределения соответствуют друг другу.



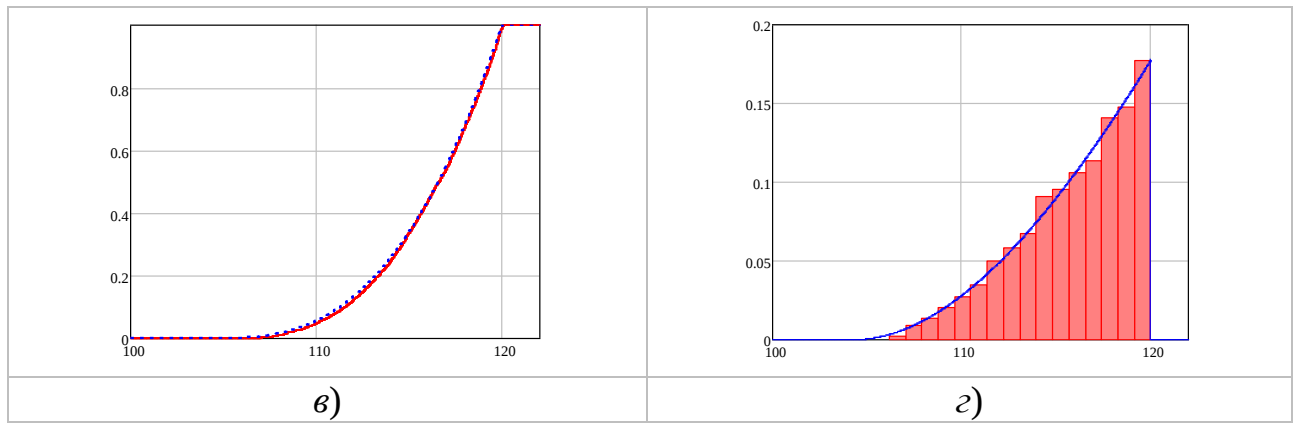


Рисунок 4.5 – Графики эмпирической функции распределения вероятностей и гистограммы результатов оценки систолического артериального давления в сравнении с теоретическими: *а, б* – при линейной аппроксимации; *в, г* – при экспоненциальной аппроксимации

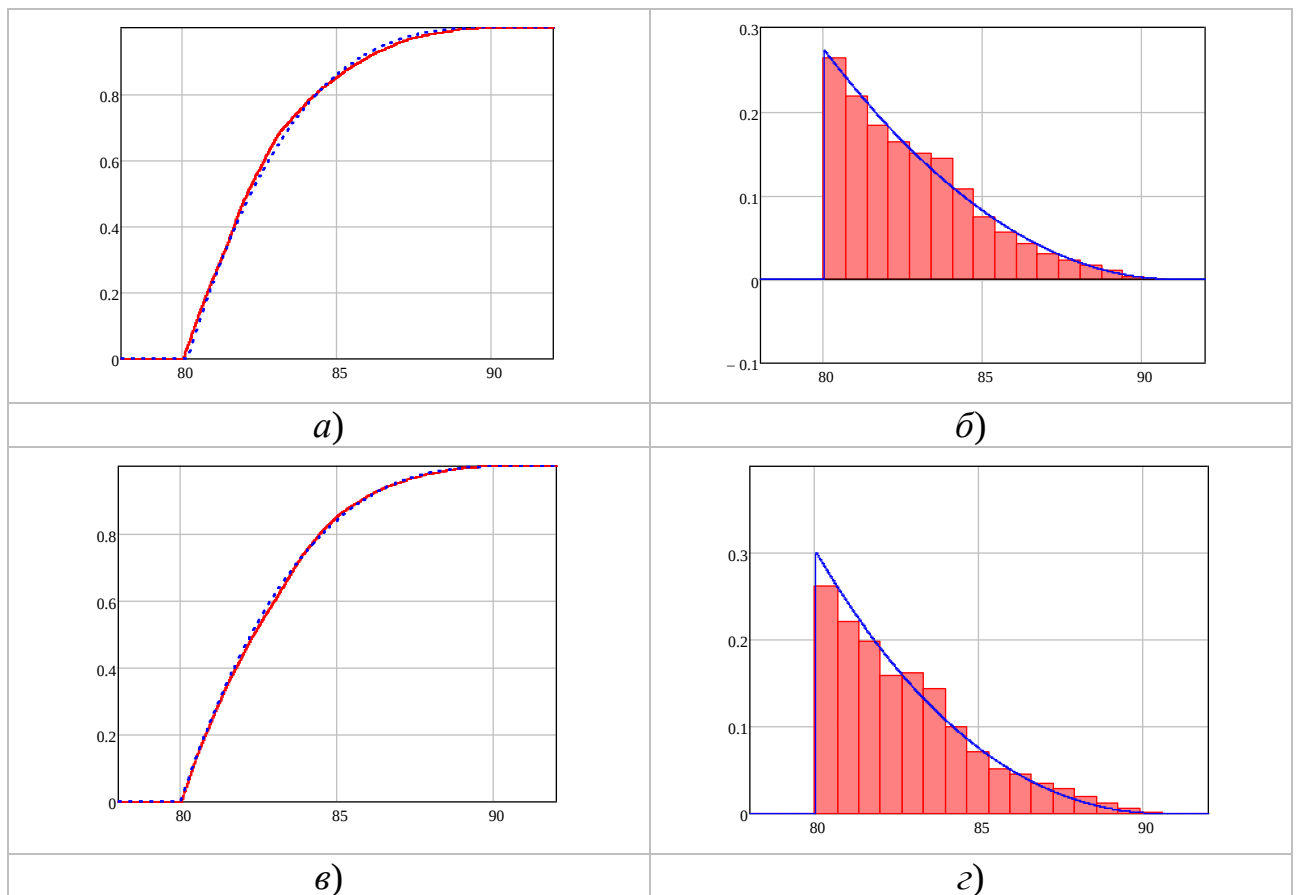


Рисунок 4.6 – Графики эмпирической функции распределения вероятностей и гистограммы результатов оценки диастолического артериального давления в сравнении с теоретическими: *а, б* – при линейной аппроксимации; *в, г* – при экспоненциальной аппроксимации

Гипотеза проверена по критерию Колмогорова-Смирнова при уровне значимости 0,05, результаты проверки приведены в таблице 4.3. Из результатов, приведенных в таблице 4.3, видно, что нулевую гипотезу при данном уровне значимости можно принять.

Таблица 4.3 – Результаты проверки гипотезы о распределении оценки артериального давления

Уровень значимости	C_{crit}	Систолическое давление		Диастолическое давление	
		$C_{набл}$		$C_{набл}$	
0,05	1,36	Лин.	Эксп.	Лин.	Эксп.
		1,14	1,12	1,31	1,09

В случае ВСП показатель вариабельности равен $0.05\overline{t_{RR}}$, где $\overline{t_{RR}}$ – среднее значение длительности RR -интервалов между сердечными сокращениями. По результатам моделирования получены эмпирические функции распределения вероятностей результатов оценки артериального давления при истинном значении артериального давления 120/80 мм. рт. ст. Была выдвинута нулевая гипотеза о том, что данные функции распределения соответствуют предложенным. Гипотеза проверена по критерию Колмогорова-Смирнова при уровне значимости 0,05, результаты проверки приведены в таблице 4.4.

Таблица 4.4 – Результаты проверки гипотезы о распределении оценки артериального давления в условиях наличия ($0,05\overline{t_{RR}}$) и отсутствия ВСП

Уровень значимости	C_{crit}	$\hat{p}_{sv}$		$\hat{p}_{dv}$	
		$C_{набл}$		$C_{набл}$	
0,05	1,36	Без ВСП	ВСП	Без ВСП	ВСП
		1,12	1,29	1,09	1,22

Результаты статистического моделирования подтверждают пригодность полученных результатов, нулевую гипотезу при данном уровне значимости можно принять.

Выводы по четвертой главе

1. Предложен метод оценки артериального давления как крайних значений статистики вариационного ряда: максимума для систолического и минимума для диастолического. В сравнении с традиционным методом оценки значения артериального давления как среднего арифметического трех измерений, широко применяемого при автоматизированных измерениях электронными тонометрами, имеет более высокую точность, поскольку основан на достаточных статистиках, используемых для оценки крайних границ финитных распределений. Результаты приведены в опубликованных работах [16, 17].

2. Предлагается описание закона распределения оценки артериального давления, основанной на достаточной статистике вариационного ряда малой выборки, состоящей из трех измерений. Получены два примера закона распределения оценки давления крови, основанных на линейном и экспоненциальном описании зависимости от давления по времени. Гипотеза может быть принята на уровне значимости 0.05, поэтому оба закона распределения могут использоваться для описания оценки артериального давления. Результаты приведены в опубликованных работах [70].

5. АПРОБАЦИЯ МОДЕЛЕЙ И АЛГОРИТМОВ КОМПЛЕКСА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ О СОСТОЯНИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА ПРИ АРИТМИИ

5.1 Устройство обнаружения опорных точек ЭКК

Устройство обнаружения ЭКК применимо не только для клинической экспресс-диагностики, но и в качестве устройства биологической обратной связи (БОС) при восстановлении. Метод БОС состоит в возврате в удобной для человека форме текущих значений физиологических показателей обследуемого, определяемых клиническим протоколом [40]. Данный метод широко используют в восстановительной и превентивной медицине, поскольку он неинвазивен, надежен и эффективен [56, 58]. В частности, подобный метод можно использовать для отслеживания состояния пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы при выполнении ими физической активности. Как правило, данный формат предусматривает передачу данных от пациента в специализированное программное приложение на ЭВМ, например, на персональном компьютере или телефоне.

Принцип работы БОС показан на рисунке 5.1. На теле обследуемого устанавливается устройство съема физиологических показателей – например, частоту сердечных сокращений или её изменение на заданном временном интервале. Генератор факторов определяет условия, в рамках которых обследуемый осуществляет физическую активность, и представляет их в форме, доступной для его восприятия в виде акустических и визуальных сигналов. При выполнении обследуемым различных действий устройство съема фиксирует значение заданных показателей, после чего они передаются на компьютер для дальнейшей обработки. Данные обрабатываются компьютером и передаются в генератор факторов, который усложняет или облегчает задачу для обследуемого в зависимости от полученной информации.

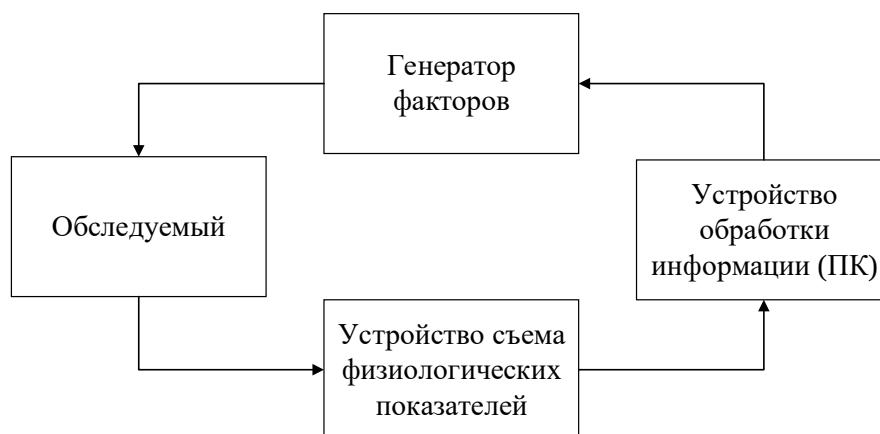


Рисунок 5.1 – Функциональная схема принцип БОС

Для реализации биологической обратной связи применяются устройства, фиксирующие состояние сердечного ритма пользователя. Например, из числа устройств современной биомедицинской техники для поставленной задачи могут использоваться цифровые электрокардиографы и кардиомониторы со встроенными алгоритмами автоматической обработки, анализа и интерпретации электрокардиограмм (ЭКГ).

Применяемый для реализации биологической обратной связи кардиомонитор должен соответствовать следующим основным требованиям:

- для обеспечения возможности корректно оценивать состояние ритма устройство должно обнаруживать ЭКК на ЭКГ с высокой надежностью,
- для закрепления устройства на теле пациента устройство иметь небольшие размеры,
- с целью обеспечения свободы передвижения пациента передавать данные в приложение целесообразно технологиями беспроводной связи,
- для непрерывной работы в течение времени обследования устройство должно осуществлять самоконтроль без перерывов в обработке электрокардиосигнала;
- с целью уменьшения влияния помех на результаты диагностики устройство должно осуществлять усиление и предварительную обработку сигнала.

Задача создания устройства обнаружения опорных точек ЭКК подразделяется на два этапа: разработка его аппаратной реализации и разработка

алгоритма работы программы. На основании требований к устройству была разработана структурная схема кардиомонитора, представленная на рисунке 5.2, состоящая из управляющего устройства и четырех блоков: усиления и преобразования, беспроводной передачи данных.

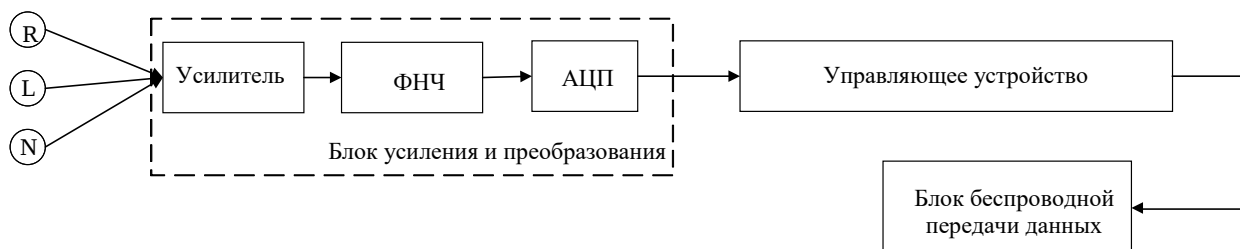


Рисунок 5.2 – Структурная схема устройства обнаружения ЭКК

Принцип работы устройства заключается в следующем: ЭКС с электродов поступает на вход блока усиления и преобразования сигнала, который осуществляет его предварительную обработку. Данный блок ограничивает спектр частот входного сигнала для повышения помехоустойчивости и производит его дискретизацию. Стоит отметить, что в некоторых случаях АЦП может быть встроен в управляющее устройство – в частности, если микропроцессорная платформа включает его в себя. Разрядность АЦП должна быть не менее 10 разрядов [83].

Усиленный и преобразованный ЭКС поступает в управляющее устройство, основными функциями которого являются цифровая обработка ЭКС, анализ данных обработки, принятие решения о тревоге и управление прибором в целом. В соответствии с заложенными в основу устройства методами обработки производится обнаружение ЭКК, определение RR-интервалов, а также производится расчет частоты сердечных сокращений не реже двух раз в минуту. Полученная информация передается в блок беспроводной передачи данных, который отправляет ее на компьютер. В качестве используемой технологии беспроводной передачи данных целесообразно использовать технологию Bluetooth, поскольку она универсальна и способна обеспечить быстрый обмен информацией.

Для реализации управляющего устройства целесообразно обратиться к универсальным микроконтроллерам с интегрированным Bluetooth контроллером. Был выбран 32-разрядный микроконтроллер ESP32, который широко используется в реализации устройств в области IoT [83], автоматизации и систем с низким энергопотреблением. Он обладает следующими преимуществами в сравнении с другими универсальными микроконтроллерами:

- встроенный 12-разрядный АЦП с возможностью использования меньшей разрядности данных,
- поддержка Bluetooth Low Energy,
- размеры платы 6х2.5 см,
- доступность различных инструментов разработки, включая Arduino IDE и MicroPython, которые облегчают процесс создания проектов и программирования микроконтроллера.

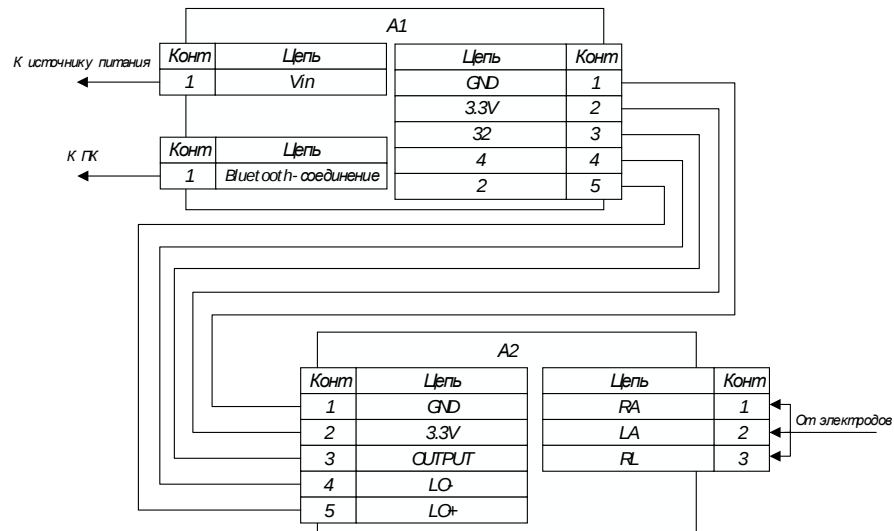
В качестве усилительного блока был выбран модуль Analog Devices AD8232. Данный модуль предназначен для измерения электрической активности сердца и осуществляет получение, усиление и предварительную фильтрацию слабых ЭКС в условиях сильных помех.

Поскольку при работе устройства возникает необходимость отображения полученного ЭКС и диагностических заключений о характере нарушения ритма, целесообразно для индикации использовать OLED дисплей, который позволяет выводить не только сообщения, но и изображения.

Кроме того, разрабатываемое устройство позволяет подавать оповещение о тревоге, которое предусматривает не только вывод на экран сообщения о возможном нарушении ритма, но и звуковое оповещение (сигнализацию) через динамик.

На основании структурной схемы после выбора элементной базы была построена схема соединений устройства, представленная на рисунке 5.3. Необходимыми материалами для эксплуатации устройства являются одноразовые медицинские твердотельные электроды диаметром не менее 50 и не более 60 мм. В качестве источника питания устройства используются два аккумулятора типа 18650 в последовательном соединении с понижающим

преобразователем напряжения.



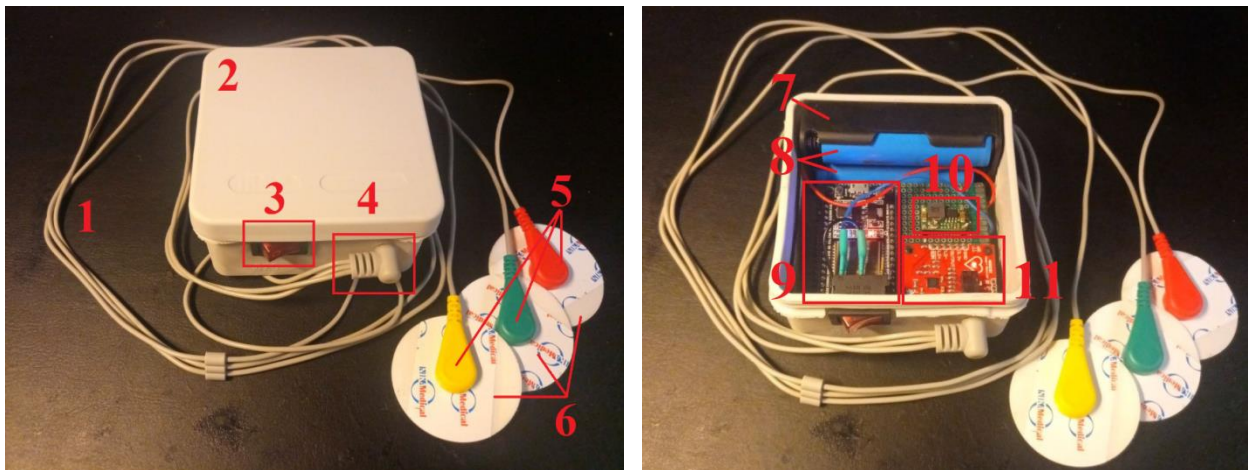
A1 – микроконтроллер ESP32, A2 – усилительный модуль AD8232

Рисунок 5.3 – Схема соединений устройства обнаружения ЭКК

Итоговая эффективность устройства также будет зависеть от грамотно составленного алгоритма работы программы. Поскольку основной задачей программного обеспечения переносного устройства является текущий контроль сердечной деятельности обследуемого, то есть измерение частоты сердечных сокращений и автоматическое распознавание наиболее выраженных нарушений сердечного ритма, алгоритм должен быть малочувствителен к низким уровням шума во избежание ложных срабатываний в реальных условиях, и допускается короткий период предварительной настройки алгоритма, его адаптации к конкретным условиям.

В качестве алгоритма обработки сигнала электрокардиограммы был выбран синтезированный алгоритм на основе цифровой фильтрации, представленный в главе 3.

Результатом разработки является устройство, внешний вид которого изображено на рисунке 5.4. Подобранные и обоснованные технические решения позволят создать эффективное устройство обнаружения ЭКК, отвечающее всем обозначенным требованиям.



1 – кабель датчика, 2 – корпус устройства, 3 – кнопка включения, 4 – разъём кабеля датчика, 5 – отведения, 6 – одноразовые электроды, 7 – гнездо аккумулятора, 8 – аккумуляторы, 9 – управляющее устройство, 10 – преобразователь напряжения, 11 – датчик сердечных сокращений

Рисунок 5.4 – Внешний вид разработанного устройства

Разработан сценарий применения устройства. Для начала работы с устройством необходимо выполнить следующие шаги:

1. Проверить, вставлены ли аккумуляторы 8 в гнездо 7. Для этого открыть крышку корпуса 2. Если нет, то вставить их и закрыть крышку корпуса.

2. Проверить, нет ли на отведениях 5 использованных одноразовых электродов 6.

Если к отведениям прикреплены использованные электроды, снять их с отведений и утилизировать их. Использование одного и того же электрода повторно строго запрещено.

3. Взять новые одноразовые электроды в количестве 3 шт. и закрепите новые, прищелкивая их по одному к трём отведениям кабеля.

4. Рекомендуется предварительно обезжирить зоны закрепления электродов (шея, грудная клетка). Рекомендуется закреплять электроды на участке кожи, лишенном волосяного покрова.

5. По очереди снять с электродов прозрачную защитную пленку и закрепить их на теле испытуемого согласно рисунку 6.5 следующим образом:

- Зеленый электрод R – на правой стороне живота.
- Красный электрод R – на правой передней стороне грудной клетки.

– Желтый электрод *L* – на левой передней стороне грудной клетки, слева от положения сердца.

Для закрепления электрода приложить его к коже, слегка придавив его по периметру.

Возможные ошибки при выполнении п. 5:

– При отсутствии прилегания электродов к поверхности тела их необходимо заменить.

– В случае замены электродов рекомендуется расположить их на теле обследуемого в точках, слегка сдвинутых от изначальных, чтобы не повредить кожный покров.

6. Проверить, подключен ли кабель 1 от электродов к устройству. Если кабель не подключен, вставить кабель в разъем 4 для подсоединения его к датчику 11.

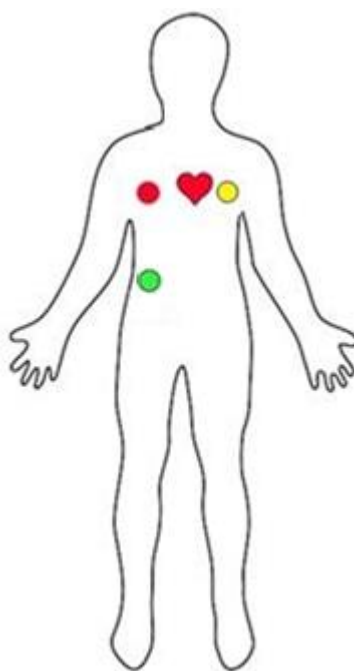


Рисунок 5.5 – Положение электродов на теле испытуемого

7. Надежно закрепить корпус устройства 2 на теле испытуемого.

8. Включить устройство, нажав на кнопку включения 3.

Возможные ошибки при выполнении п. 8:

– Если устройство не включилось, то возможно требуется зарядка аккумуляторов.

– Если аккумуляторы заряжены, а устройство не включается, рекомендуется проверка управляющего устройства 9 и преобразователя напряжения 10 на работоспособность.

9. Проверить, подключилось ли устройство к ЭВМ по Bluetooth, найдя устройство «КМ» в списке подключенных к ЭВМ устройств. Если оно обнаружено в данном списке, то можно приступать к работе.

Возможные ошибки при выполнении п. 9:

– Если устройство не подключено, проверьте список доступных устройств на наличие указанного выше имени устройства и выберите его.

– Если устройство не обнаружено ни в одном из списков, рекомендуется перезагрузить устройство, выключив и включив его.

– Если и это не помогло, рекомендуется перепрошивка устройства, а также проверка управляющего устройства на работоспособность.

По окончании работы необходимо выполнить следующие шаги:

1. Выключить устройство, нажав на кнопку включения.

2. Открепить электроды с тела испытуемого, держа электрод за край, покрытый непрозрачной защитной пленкой.

3. Снять использованные одноразовые электроды с отведений и утилизировать их.

4. Снять корпус устройства с тела испытуемого.

Результат применения разработанного устройства представлены на рисунке 5.6-5.7. На рисунке 5.6 представлены результаты обнаружения опорных точек, передаваемые на компьютер: изображён входной сигнал устройства, а также положение обнаруженных опорных точек во времени.

На рисунке 5.7 в тестовое приложение-генератор аудиовизуальных факторов выводится значение текущей частоты сердечных сокращений, полученное по результатам обнаружения ЭКК разработанного устройства: в формате строки (сверху) и в формате числового значения (снизу).

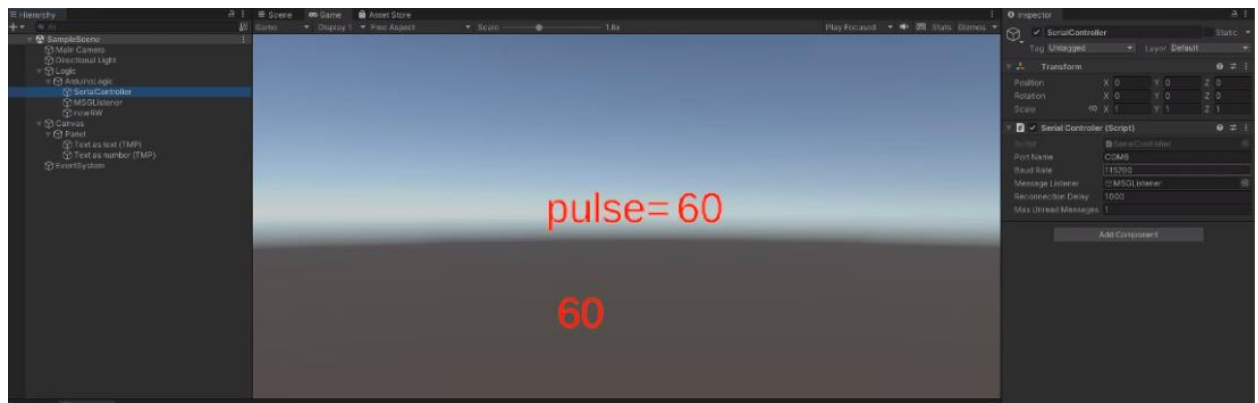


Рисунок 5.6 – Результат интеграции показателей в приложение-генератор факторов

Впоследствии предполагается интеграция разработанного устройства в приложение для осуществления физической активности и проведение соответствующих испытаний.

5.2 Программное средство для компьютерного моделирования сигнала ЭКГ

Целесообразно осуществить разработку программного обеспечения (ПО), осуществляющего генерацию записи ЭКГ на основе описанной в главе 2 математической модели. В соответствии с функционалом модели, представленной в главе 2, и исходя из практических соображений, к разрабатываемому ПО предъявлялись следующие требования:

1. Разрабатываемое ПО должно запускаться и работать вне какой-либо программной среды разработки;
2. ПО должно давать пользователю возможность настроить параметры моделируемого сигнала, исходя из множества традиционно измеряемых параметров ЭКГ при стандартном врачебном анализе;
3. ПО должно формировать как запись полезного сигнала без искажения помехами, так и формировать аддитивную смесь полезного сигнала с различными сигналами помехи;
4. ПО должно визуализировать сформированный сигнал;
5. Должна быть предусмотрена возможность записи получившихся сигналов в отдельный файл;

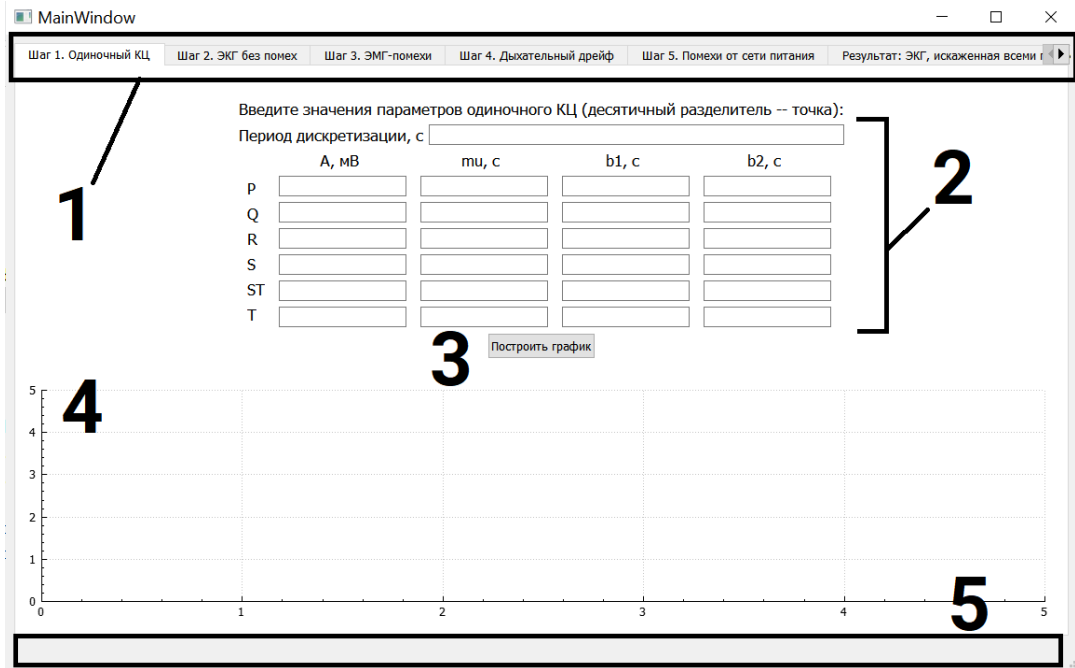
6. Приложение должно быть интуитивно понятно пользователю и не требовать от него специализированных знаний в области имитационного и математического моделирования сигналов.

Исходя из перечисленных требований, было решено осуществить разработку приложения с графическим интерфейсом пользователя (GUI). Для создания ПО была использована свободная кроссплатформенная интегрированная среда разработки (IDE) Qt Creator, которая включает в себя визуальные средства разработки интерфейса и графический интерфейс отладчика. Программное обеспечение написано на языке C++.

Внешний вид главного окна разработанного программного обеспечения представлен на рисунке 5.7. Главное окно состоит из семи вкладок, каждая из которых соответствует определенному этапу формирования, визуализации и сохранения записи электрокардиограммы:

- 1) одиночный ЭКК, который является эталонным для моделирования длительной электрокардиограммы;
- 2) длительная запись электрокардиограммы без помех;
- 3) сигнал ЭМГ-помехи и аддитивная смесь сигнала ЭКГ с данным сигналом;
- 4) дыхательный дрейф изолинии и аддитивная смесь сигнала ЭКГ с данным сигналом;
- 5) сигнал наводки от сети питания и аддитивная смесь сигнала ЭКГ с данным сигналом помехи;
- 6) запись электрокардиограммы, искаженная всеми перечисленными сигналами помехи;
- 7) выбор файлов для записи.

В нижней половине окна предусмотрена область для построения сформированного процесса. По нажатии кнопки «Построить график» осуществляется моделирование сигнала и отображается временная диаграмма соответствующего ЭКК. В строке состояния, расположенной внизу окна, будут отображаться текстовые сообщения, предоставляющие информацию о состоянии формирования сигнала.



1 – панель вкладок, 2 – поля ввода параметров модели сигнала, 3 – кнопка запуска моделирования и построения графика, 4 – поле для построения графика модели сигнала, 5 – строка состояния

Рисунок 5.7 – Внешний вид активного главного окна разработанного программного обеспечения для моделирования ЭКК

Поля ввода параметров разделены в соответствии с этапами моделирования сигнала. На первом этапе (формирование базового ЭКК) пользователем в соответствующие поля вводятся период дискретизации сигнала и параметры информационных фрагментов ЭКК. Результат моделирования эталонного ЭКК на основе параметров записи ЭКГ №16795 базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database [73] представлен на рисунке 5.8.

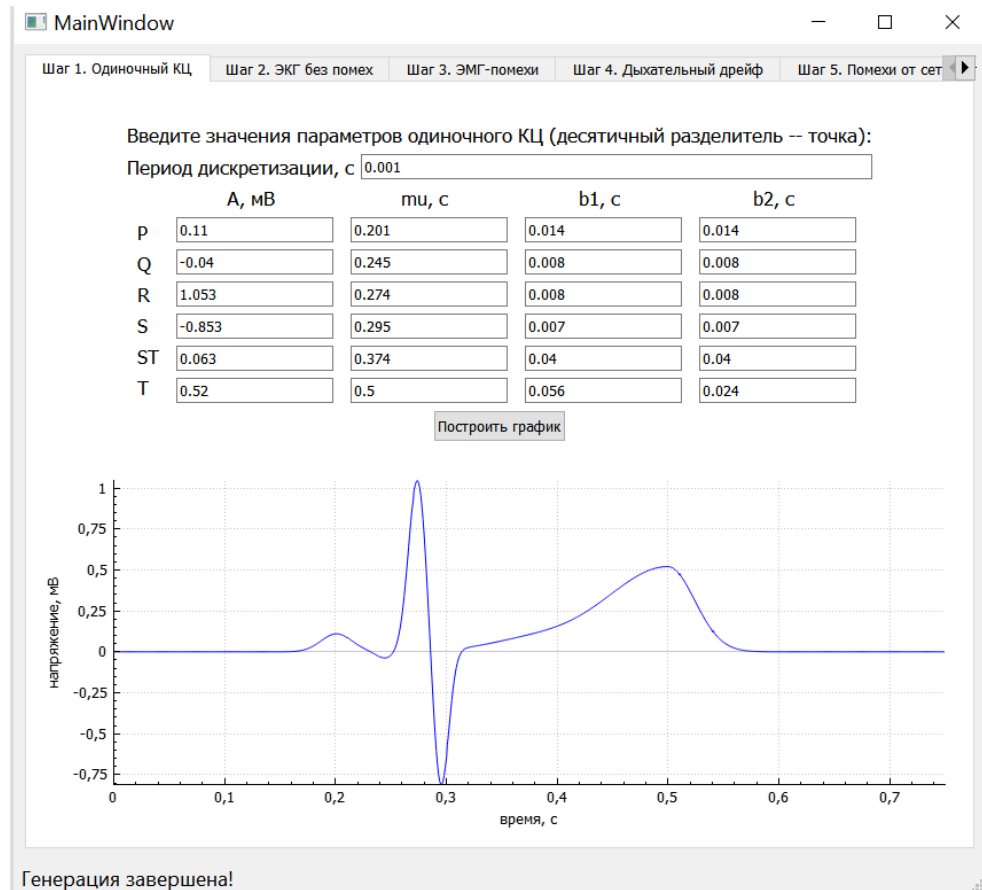


Рисунок 5.8 – Результат моделирования базового ЭКК на основе параметров записи ЭКГ №16795 базы данных MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

На втором этапе аналогичным образом вводятся параметры длительной записи электрокардиограммы ($F_{\text{ЧСС}}$, длительность записи ЭКГ T_{max} , параметры вариабельности и искажений информативных фрагментов). Внешний вид этого окна и результат моделирования приведены на рисунке 5.9.

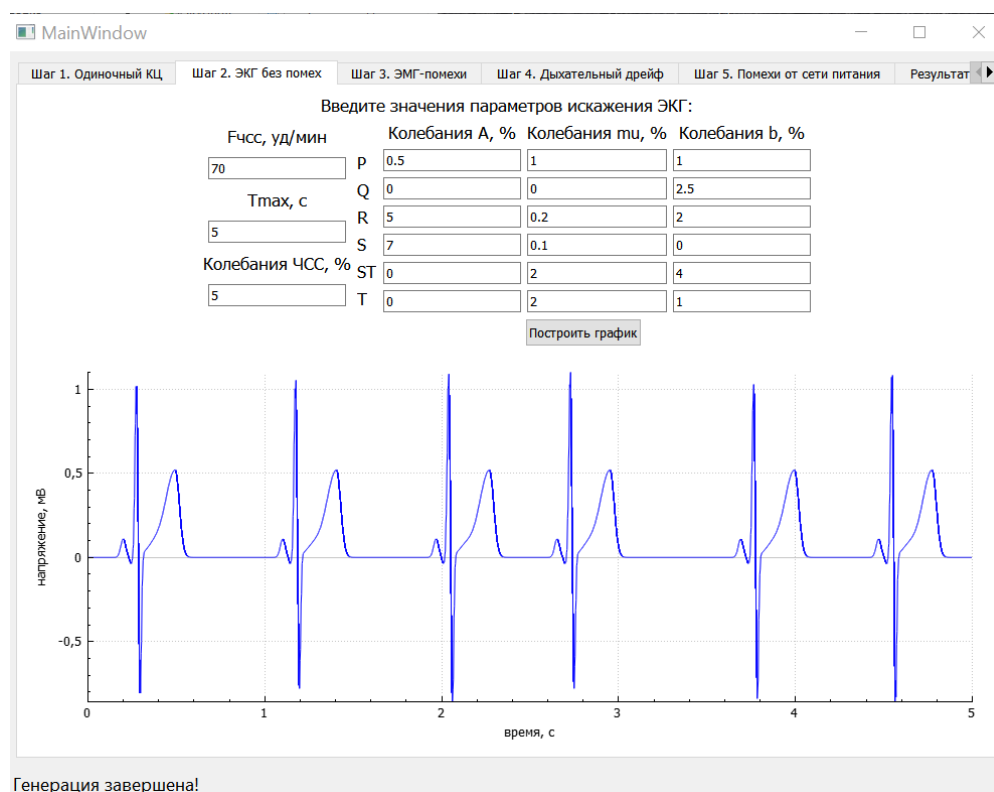


Рисунок 5.9 – Результат моделирования записи полезного сигнала из нескольких ЭКГ

На последующих этапах пользователю необходимо ввести параметры помехи:

- коэффициент интенсивности помехи – для всех типов сигнала помехи;
- частота основной гармоники сигнала – для дыхательного дрейфа изолинии;
- частота сети – для сигнала помехи, вызванного наводками от сети питания.

Отличительной особенностью вкладки с результатами моделирования сигнала помехи является то, что полей для вывода графика сигнала два: верхнее для вывода сигнала помехи без учета параметра интенсивности, нижнее – для ЭКГ с искажениями данным сигналом помехи. На рисунке 5.10 приведен пример результата моделирования сигнала помехи на примере ЭМГ-помехи.

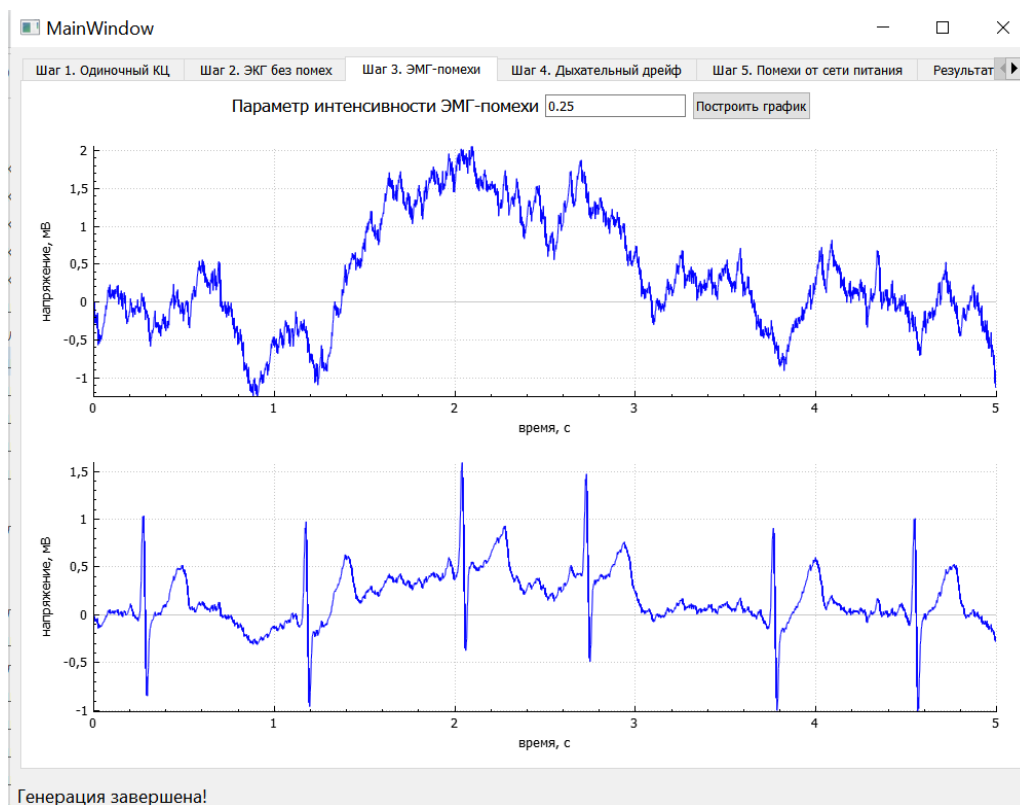


Рисунок 5.10 – Результат визуализации записи сигнала, искаженной ЭМГ-помехами

По результатам выполнения всех этапов моделирования можно также построить график электрокардиограммы, аддитивно искаженной всеми моделируемыми сигналами помехи, как представлено на рисунке 5.11.

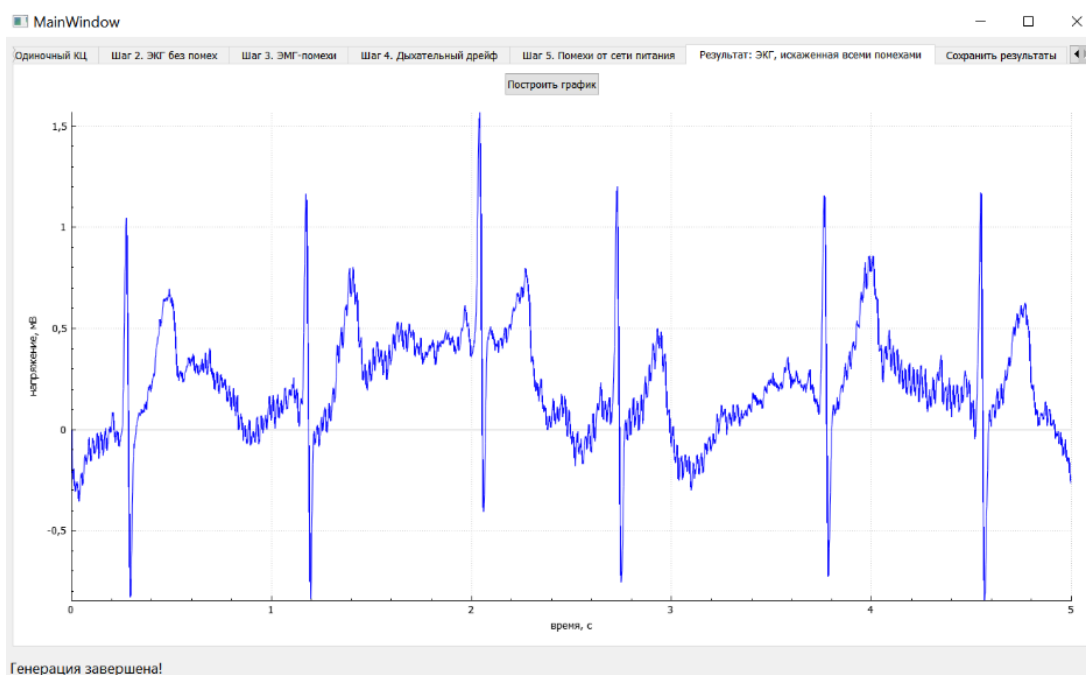


Рисунок 5.11 – Результат визуализации записи сигнала, искаженной совокупной аддитивной помехой

Видно, что система успешно справляется с поставленной задачей моделирования и визуализации сигнала, а отличия в графиках обусловлены влиянием случайных величин искажений ЭКК и сигналов помехи.

Последняя вкладка предназначена для сохранения результатов (рисунок 5.12) и состоит из 6 кнопок, по нажатию которых осуществляется запись результата моделирования (выборка сигнала с помехами) записывается в файл с расширением txt, что позволяет использовать его для дальнейших исследований в различных средах компьютерного моделирования. Стоит отметить тот факт, что в отличие от разработанной ранее имитационной компьютерной модели, в файл можно сохранить сигналы, полученные на каждом этапе моделирования, а не только запись кардиограммы, искаженную всеми видами помехи. Запись «чистого» сигнала может быть использована в качестве эталона при отладке алгоритмов обработки ЭКГ.

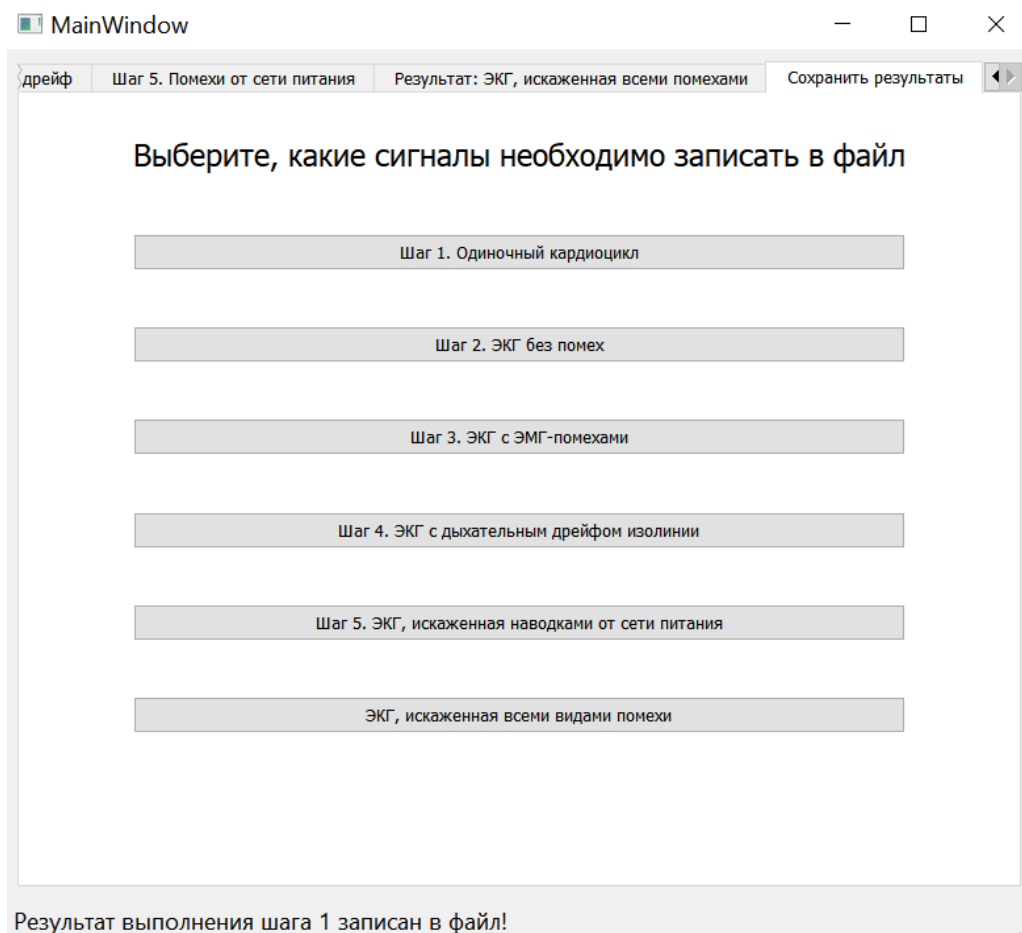


Рисунок 5.12 – Внешний вид содержимого вкладки, предназначенной для записи результатов моделирования ЭКГ

По результатам работы получено свидетельство о регистрации программы для ЭВМ. Акт приведен в приложении Г.

Выводы по пятой главе

1. Разработано устройство обнаружения опорных точек электрокардиокомплекса, в условиях помех, применимое для организации биологической обратной связи по каналу беспроводной передачи данных, которое может быть использовано для отслеживания состояния пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы при выполнении ими физической активности. В основе работы устройства заложен алгоритм обнаружения опорных точек ЭКК, приведенный в главе 2. Результаты представлены в работе [6]

2. Разработана программа для ЭВМ, которая осуществляет моделирование сигналов электрокардиограммы реалистичной формы, а также сопутствующих помеховых процессов. Программа для ЭВМ позволяет настроить параметры моделируемого сигнала и обеспечивает возможность записи сигналов ЭКГ и помехи в файлы с расширением txt. Результаты приведены в работах [10, 14].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Научная задача, поставленная в диссертационной работе как разработка совокупности моделей, методов и алгоритмов, обеспечивающих качественную автоматизированную диагностику состояния сердечно-сосудистой системы пациентов с заданными состояниями сердечного ритма (нормальный ритм с вариабельностью, желудочковая экстрасистолия, предсердная экстрасистолия) с применением электронных вычислительных устройств, решена с получением следующих результатов:

1. Разработан алгоритм оценки положения опорных точек параметров электрокардиосигнала на основе метода цифровой фильтрации, имеющий лучшие характеристики по сравнению с известными.

Синтезирован алгоритм обнаружения и фиксации опорных точек ЭКК на основе цифровой фильтрации, состоящий из трех этапов: дифференцирования входного сигнала, фильтрации низких частот и двухэтапного решающего правила. Произведен сравнительный анализ показателей качества синтезированного алгоритма с алгоритмами корреляционно-экстремального обнаружения и алгоритма Пана-Томпкинса. Продemonстрировано, что предложенный алгоритм демонстрирует высокие показатели качества по сравнению с существующими алгоритмами.

2. Предложено и визуализировано пространство информативных признаков электрокардиосигнала, предназначенное для выявления эпизодов нарушения сердечного ритма (желудочковой экстрасистолии, предсердной экстрасистолии) в отведениях ЭКГ.

Предложено первичное множество из восьми информативных признаков: три для длительности RR-интервала и пять — для формы R-зубца. Найдена эффективная комбинация предложенных признаков для классификации трех состояний сердечного ритма, представляющая собой агрегированные показатели, характеризующие длительность RR-интервала и форму ЭКК. Определены пары информативных признаков, которые обеспечивают высокую

точность для рассматриваемых классов нарушений сердечного ритма классификации трех состояний сердечного ритма методами машинного обучения – коэффициент сцепления и коэффициент эксцесса i -го R-зубца ЭКГ.

3. Разработана методика оценки значения артериального давления на основе крайних порядковых статистик вариационного ряда малой выборки в условиях вариабельности и нарушений сердечного ритма.

Предложен метод оценки артериального давления как крайних значений статистики вариационного ряда: максимума для систолического и минимума для диастолического. В сравнении с традиционным методом оценки значения артериального давления как среднего арифметического трех измерений, широко применяемого при автоматизированных измерениях электронными тонометрами, имеет более высокую точность, поскольку основан на достаточных статистиках, используемых для оценки крайних границ финитных распределений.

Также предложено описание закона распределения оценки артериального давления, основанной на достаточной статистике вариационного ряда малой выборки, состоящей из трех измерений. Получены два примера закона распределения оценки давления крови, основанных на линейном и экспоненциальном описании зависимости от давления по времени. Гипотеза может быть принята на уровне значимости 0.05, поэтому оба закона распределения могут использоваться для описания оценки артериального давления. В дальнейшем целесообразно исследование влияния закона распределения оценки изменения артериального давления на показатели качества методов его оценки.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абрамов, М.В. Аппроксимации экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЭКГ/ М.В. Абрамов// Вестник кибернетики. Тюмень: ИПОС СО РАН. – 2010. – №. 9. – С. 85–91.
2. Акопян, Б.К. Алгоритм обнаружения опорных точек на цифровой электрокардиограмме в режиме реального времени /Акопян Б.К. // Труды учебных заведений связи. – 2024. – Т. 10, №6. – С. 46-54.
3. Акопян, Б.К. Классификация эпизодов нарушений сердечного ритма по информативным признакам во временной области электрокардиограммы / Б.К. Акопян // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. – 2024. – Т. 67, № 4. – С. 305-314.
4. Акопян, Б.К. Обзор алгоритмов обработки электрокардиограмм для систем поддержки принятия решения о классификации нарушений сердечного ритма /Б.К. Акопян// Международная научная конференция «Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах» (Санкт-Петербург, 14 - 22 апреля 2021 г.): сб. докладов / Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2021 – С. 7-12.
5. Акопян, Б. К. Применение методов машинного обучения для классификации эпизодов нарушений сердечного ритма / Б. К. Акопян // Прикладной искусственный интеллект: перспективы и риски: Сборник докладов Международной научной конференции, Санкт-Петербург, 17 октября 2024 года. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2024. – С. 215-217.
6. Акопян, Б.К. Разработка устройства обнаружения электрокардиосигнала, применимого для организации биологической обратной связи / Б. К. Акопян // Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах 24: Сборник докладов Четвертой Международной научной конференции, Санкт-Петербург, 8–15 апреля 2024 года. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2024. – С. 3-7.

7. Акопян, Б.К. Обработка результатов биомедицинских измерений с учетом возможного влияния психофизиологических факторов / Б.К. Акопян, А.С. Бугрова // Метрологическое обеспечение инновационных технологий: Сборник статей V Международного форума, Санкт-Петербург, 02 марта 2023 года / Под редакцией В.В. Окрепилова. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2023. – С. 262-263.

8. Акопян, Б.К. Сравнение инструментария математических пакетов Matlab и Mathcad при их использовании для обработки биомедицинских сигналов / Б.К. Акопян, А.С. Бугрова // Прикладная математика и информатика: современные исследования в области естественных и технических наук: Сборник материалов IX Международной научно-практической конференции (школы-семинара) молодых ученых, Тольятти, 18–20 апреля 2023 года. – Тольятти: Тольяттинский государственный университет, 2023. – С. 382-385.

9. Акопян, Б.К. Микропроцессорный кардиомонитор. Алгоритм обработки сигнала / Б.К. Акопян, А.В. Городецкая, О.О. Жаринов // Научная сессия ГУАП: Сборник докладов научной сессии, посвященной Всемирному дню авиации и космонавтики. В 3-х частях, Санкт-Петербург, 08–12 апреля 2019 года. Часть II. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2019. – С. 243-246.

10. Акопян, Б.К. Разработка компьютерной имитационной модели электрокардиосигнала/ Б.К. Акопян, О.О. Жаринов // Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах: Первая Всерос. научная конференция. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2020. – С. 17-23.

11. Акопян, Б.К. Разработка программного обеспечения для имитационного моделирования сигнала электрокардиограммы/ Б.К. Акопян, О.О. Жаринов // Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах: международная науч. конф. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский

государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2021. – С. 13-19.

12. Акопян, Б.К. Разработка и исследование показателей качества алгоритма обнаружения и классификации нарушений сердечного ритма / Б.К. Акопян, О.О. Жаринов // Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах 22: Сборник докладов Второй Международной научной конференции, Санкт-Петербург, 11–15 апреля 2022 года. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2022. – С. 15-18.

13. Акопян Б.К. Программное средство для обнаружения и классификации аритмий по сигналу электрокардиограммы / Б.К. Акопян, О.О. Жаринов/ Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2022681380, 14.11.2022.

14. Акопян Б.К. Программа для имитационного моделирования сигнала электрокардиограммы / Б.К. Акопян, О.О. Жаринов, А.П. Шепета/ Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021617425, 14.05.2021.

15. Акопян, Б.К. Пространство информативных признаков для классификации эпизодов нарушения сердечного ритма / Б.К. Акопян, Т.М. Татарникова // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. – 2024. –Т. 67, № 12. – С. 1082–1086.

16. Акопян, Б.К. Метод коррекции оценки артериального давления при автоматизированном измерении электронным тонометром / Б.К. Акопян, А.П. Шепета // Волновая электроника и инфокоммуникационные системы: Материалы XXV Международной научной конференции, Санкт-Петербург, 30 мая – 03 июня 2022 года. Том Часть 2. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2022. – С. 14-18.

17. Акопян, Б.К. Особенности оценки артериального давления при автоматизированном измерении электронным тонометром / Б.К. Акопян, А.П. Шепета // Обработка, передача и защита информации в компьютерных системах

22: Сборник докладов Второй Международной научной конференции, Санкт-Петербург, 11–15 апреля 2022 года. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2022. – С. 19-22.

18. Алейникова, Т.В. Применение оценки variability и турбулентности сердечного ритма для выделения пациентов с артериальной гипертензией с повышенным риском развития неблагоприятных сердечно-сосудистых событий/Т.В. Алейникова, В.И. Козловский // Проблемы здоровья и экологии. – 2022. – Т. 19, №. 4, – 2022. С. 14-22.

19. Андреева, О.М. Влияние изменения частоты сердечных сокращений на характеристики корреляционного метода классификации электрокардиокомплекса /О.М. Андреева, А.А. Соколова // Сборник трудов 67-й научно-технической конференции, посвященной Дню Радио. – СПб: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. – С. 20.

20. Анисимов, А.А. Алгоритм оценки артериального давления по времени распространения пульсовой волны / А.А. Анисимов, Т.В. Сергеев // Биотехносфера. – 2015. – Т. 40, №4. – С. 57-61.

21. Анциперов В.Е., Забросаев И.В., Растягаев Д.В. Детектирование нарушений сердечного ритма с использованием техники аналитических спектров// Журнал радиоэлектроники – 2015. – №12 URL: <http://jre.cplire.ru/jre/dec15/4/text.html> (дата обращения 15.12.2024)

22. Аушева, Ф.И. и др. Системный анализ суточной динамики показателей сердечно-сосудистой системы у больных при артериальной гипертензии / Ф.И. Аушева, И. Ю. Добрынина, Е.А. Мишина, В.В. Полухин и др.// Вестник новых медицинских технологий, Т. XV, №. 4, 2008, С. 208-210.

23. Беклер, Т.Ю. Информационная технология тестирования цифровых электрокардиографов с встроенными алгоритмами обработки данных / Т.Ю. Беклер, Л.С. Файнзильберг// Управляющие системы и машины. – 2012.– № 4. – С. 31–41.

24. Варнавский, А.Н. Обнаружение аритмий сердца в режиме реального времени / А.Н. Варнавский //Материалы всероссийской конференции «Биомедсистемы -2007». – Рязань, 2007. – С. 223-227.

25. Величко, О.Н. Метод определения QRS-комплексов в ЭКГ-сигналах без предварительной обработки/ О.Н. Величко, Х.Г. Кампос Диас// Вестник Национального технического университета Харьковский политехнический институт. Серия: Информатика и моделирование. – 2019. – Т. 28, №1353 – С. 142-152.

26. Волкова, Н.А. Алгоритм диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по результатам многократных измерений артериального давления и пульса /Н.А. Волкова// Известия вузов. Поволжский регион. Технические науки. – 2015. – Т. 33, №1. – С. 43-49.

27. Волосатова, Т.М. Улучшение сигнала электрокардиограммы на основе алгоритма удаления дрейфа его изолинии/ Т.М. Волосатова, А.П. Малышев // Вестник евразийской науки. –2017. – Т. 9, №4. – С. 59- 66.

28. Газя, Г. В. Системный анализ параметров сердечно-сосудистой системы мужчин и женщин Югры / Г. В. Газя, В. В. Еськов, О. Н. Бодин, В. В. Веденеев // Вестник новых медицинских технологий. – 2021. – Т. 28, №4. – С. 26-29.

29. Геращенко, М.С. Модель передачи давления артерии на гидроманжету для бескоэффициентной оценки артериального давления / М.С. Геращенко, А.Н. Астафьев, Н.А. Волкова // Вестник Казанского государственного энергетического университета. – 2024. – Т. 63, №3. – С. 28-34.

30. Горяев, В.М. Исследование производительности различных моделей машинного обучения при неинвазивном измерении артериального давления на основе сигналов PPG И ЭКГ / В.М. Горяев, Е.О. Басангова, Д.Б. Бембитов, С.С. Мучкаева, С.В. Сангаджиева // Вестник Башкирского университета. – 2023. – Т. 28, №1. – С. 36-44.

31. Григорьев, Е.Б. Оценка отношения «сигнал/помеха» при обработке электрокардиосигнала/ Е.Б. Григорьев, А.С. Красичков, А.А. Соколова, А.А. Федоров // Биотехносфера. –2012. – №3-4 (17-18). – С. 116-118.

32. Гуляев, С.А. Артефакты при электроэнцефалографическом исследовании: выявление и дифференциальный диагноз/ С.А. Гуляев, И.В. Архипенко// Русский журнал детской неврологии. М.: ООО «Издательский дом «АБВ-Пресс» – 2012. – №. 3. – С.3-16.

33. Жаринов, О.О. Применение корреляционно-экстремального метода для решения задач обнаружения и оценивания положений опорных точек QRS-комплексов в электрокардиограмме/ О.О. Жаринов, И.О. Жаринов/ Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. СПб.: ИТМО, 2011. – Т. 11, №. 5(75) – С.85-90.

34. Жаринов, О.О. Методика обнаружения микропотенциалов ЭКГ/ О.О. Жаринов, А.П. Шепета // Информационно-управляющие системы. – 2002. – Т.1, №1. – С. 48-51.

35. Иванов, Г.Г. Анализ показателей структуры variability ритма сердца у здоровых лиц по данным PP- и RR-интервалов/ Г.Г. Иванов, В.Е. Дворников, С. Сбеитан, Е.Ю. Булгакова и др // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина. – 2007. – №4 – С.26-34.

36. Керимбаев, Н. Н. Алгоритм Пана-Томпкинса в системе электрокардиографа "Heartbit"/Н.Н. Керимбаев, Б.А. Мадиева// International scientific review. – 2017 – Т. 35, № 4. – С. 8-13.

37. Кисимото, Х. Электронный монитор артериального давления, вычисляющий среднее значение артериального давления/ Х. Кисимото, Ю. Саваной, Т. Танака, К. Эда// Патент на изобретение RU 2332925 С2, 10.09.2008. Заявка №2006129231/14 от 11.08.2006.

38. Кистанова, И.А. Выявление и предупреждение рисков заболеваний пациентов с использованием нейросетей на примере диагностики различного вида аритмий по электрокардиограмме /И.А. Кистанова// Теория и практика современной науки. – 2017. – Т. 23, №5. – С. 368-373.

39. Костров, Б.В. Алгоритмическое программное обеспечение портативного кардиографа для анализа QRS-комплексов и диагностики аритмий/ Б.В. Костров,

Н.Н. Гринченко, Е.С. Геращенко// Известия Тульского государственного университета. Технические науки. – 2018. – №2. – С. 100-106/

40. Кунельская, Н.Л. Метод биологической обратной связи в клинической практике / Н. Л. Кунельская, Н. В. Резакова, А. А. Гудкова, А. Б. Гехт // Журнал неврологии и психиатрии им. С. С. Корсакова. – 2014. – Т.8, №114. – С. 46–50.

41. Максимов, А.В. Метод цифровой обработки ЭКГ-сигналов /А.В. Максимов// Известия ЮФУ. Технические науки. – 2002. – Т.25, №2. – С. 305-307.

42. Максимов, А.В. Структура алгоритмического и программного обеспечения микропроцессорной системы сбора и обработки ЭКГ-сигналов/А.В. Максимов// Известия ЮФУ. Технические науки. – 2004. – Т.37, №2– С. 305-307.

43. Манвелов Л.С. Артериальное давление и техника его измерения / Л.С. Манвелов, А.В. Кадыков // Российский медицинский журнал. М: ОАО «Издательство «Медицина». – 2015. – Т. 21, №1. – С. 49-51.

44. Мартынов, А.В. Метод градиентного спуска в машинном обучении / А.В. Мартынов, В.Е. Кандыба // Шаг в науку. – 2022. – №4. – С. 4-8.

45. Муромцев, В.В. Подход к улучшению автоматизированной системы компьютерного анализа электрокардиограммы / В.В. Муромцев, В.М. Никитин, О.А. Ефремова, Л.А. Камышникова // Медицинские технологии. Оценка и выбор. – 2019. – Т. 36, №2. – С. 42-48.

46. Немирко, А.П. Интеллектуальный анализ биомедицинских сигналов / А.П. Немирко, Л.А. Манило, А.Н. Калиниченко // Биотехносфера. 2012. – Т. 20, №2. – С. 30-37.

47. Нестерова, Е.А. Основы электрокардиографии. Нормальная электрокардиограмма / Е.А. Нестерова// Кардиология: Новости. Мнения. Обучение. М.: ГЭОТАР-Медиа – 2016. – №2. – С. 77-85.

48. Никулина, С.Ю. Модель логистической регрессии как дополнительный математический метод прогнозирования нарушений сердечной проводимости в семьях г. Красноярска/ С.Ю. Никулина, А.А. Чернова, В.А. Шульман, Т.Д. Верещагина, В.Н. Чернов // Российский кардиологический журнал. – 2014. – №10 (114). – С. 46-52.

49. Носов, А.Е. Изолированная офисная гипертония (гипертония "белого халата") в клинике медицины труда (аналитический обзор) / А.Е. Носов, Е. М. Власова, А. С. Байдина, В. Б. Алексеев // Медицина труда и промышленная экология. – 2018. – №10. – С. 33-38

50. Носовский, А.М. Математические методы оценки вариабельности сердечного ритма (обзор) / А. М. Носовский, С. В. Поздняков, Е. В. Каминская // Norwegian Journal of Development of the International Science. – 2018. – Т.1, №16. – С. 22-39.

51. Панин, Л.Е. Системные представления о гомеостазе/Л.Е. Панин// Сибирский научный медицинский журнал, №. 5, 2007, С. 10-16.

52. Панько, С.П. Фильтрация дрейфа изoeлектрической линии при кардиологических исследованиях/ С.П, Панько, А.В. Мишуров// Сибирский журнал науки и технологий – 2010. – №6. – С. 61-63.

53. Подольский, М.Д. Современные системы экспресс-оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека на основе анализа электрокардиограммы/ М.Д. Подольский, А.А. Строков, В.И. Кузнецов, В.В. Шаповалов // Кардиоваскулярная терапия и профилактика. – 2016. – Т. 15, №5. – С. 92-96.

54. Пыко, С.А. Прогнозирование эпизодов желудочковых экстрасистол на основе анализа вариабельности сердечного ритма / С.А. Пыко, А.А. Соколова, Ю.Д. Ульяницкий // 74-я Научно-техническая конференция Санкт-Петербургского НТО РЭС им. А.С. Попова, посвященная Дню Радио: сб. докладов. – СПб: АНО ДПО «Аничков Мост»; ООО «Триста точек», 2019. – С. 24-27.

55. Региональная программа Санкт-Петербурга «Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями» на 2019-2024 годы. URL: http://zdrav.spb.ru/media/filebrowser/региональная_программа_сердечнососудистые_заболевания.pdf (дата обращения 15.12.2024)

56. Руанет, В.В. Использование нейроиформационных технологий для комплексного решения медико-биологических проблем / Руанет В. В., Хадарцев

А. А., Хетагурова А. К. // Вестник новых медицинских технологий. – 2007. – Т. XIV, №1. – Р. 69-73.

57. Сано, Й. Электронное устройство измерения артериального давления, вычисляющее значение артериального давления/ Й. Сано, А. Такахаси, С. Ямасита, Ю. Саваной/ Патент на изобретение RU 2396898 С2, 20.08.2010. Заявка № 2008129706/14 от 22.11.2006.

58. Сметанкин, А. А. Технология биологической обратной связи (БОС) в медицинской реабилитации / А. А. Сметанкин, И. О. Хорошун // III Междунар. научно-практ. конгресс. Екатеринбург, 2019. – С. 51–53.

59. Смогунов, В.В. Системный анализ проблем самоконтроля интегративной метасистемы кровообращения/ В.В. Смогунов, Н.С. Кузнецов// Известия Самарского научного центра Российской академии наук – 2015. – Т. 5, №2.– С. 1141-1146.

60. Солиман, Х. Классификация аритмий с использованием предварительно обученной модели глубокого обучения с бинарными изображениями сегментированной ЭКГ / Х. Солиман, С. Сали // Известия вузов России. Радиоэлектроника. – 2023. – Т.26, №2. – С. 120-127.

61. Файнзильберг, Л.С. Имитационные модели порождения искусственных электрокардиограмм в условиях внутренних и внешних возмущений/ Л.С. Файнзильберг // Journal of Qafqaz University: Mathematics and Computer Science. – 2012. – №34. – Р. 92–104.

62. Цырлин В.А., Плисс М.Г., Кузьменко Н.В. История измерения артериального давления: от Хейлса до наших дней// Артериальная гипертензия. СПб: Общероссийская общественная организация содействия профилактике и лечению артериальной гипертензии «Антигипертензивная лига» – 2016. – Т. 22, № 2. – С. 144-152.

63. Чазова, И.Е., Жернакова, Ю.В. (от имени экспертов). Клинические рекомендации. Диагностика и лечение артериальной гипертензии. Системные гипертензии. – 2019. – №16 (1). – С 6-31.

64. Шахов, Э. К. Моделирование процесса измерения артериального давления / Шахов Э. К., Сухов А. И., Писарев А. П // Вычислительные системы и технологии обработки информации: Межвуз. сб. науч. тр. Пенза: Инф. -изд. центр ПГУ, 2003. – Т. 28, №. 2. – С. 18-29.

65. Шевчук, М. И. Значение продолжительности комплекса QRS ЭКГ у пациентов с артериальной гипертензией / М. И. Шевчук, Л. А. Мартимьянова, Н. И. Яблuchанский // Вестник ХНУ им. В.Н. Каразина. Серия Медицина. – 2012. – №23 (998). – С. 88-101.

66. Шитиков В.К. Использование рандомизации и бутстрепа при обработке результатов экологических наблюдений / В.К. Шитиков // Принципы экологии. – 2012. – Т.1, №1. – С.4-24.

67. Abdul-Moniem, I. Order Statistics from Power Lomax Distribution/ I. Abdul-Moniem// International Journal of Innovative Science. – 2017. – Vol. 4, №. 5. – P. 1 -4.

68. Akopyan B.K. Development and research of automated arrhythmic episodes detection algorithms by electrocardiographic signal// Bulletin of the UNESCO department “Distance education in engineering” of the SUAI: Collection of the papers. – 2021. – No.6. – P. 29-34.

69. Akopyan, B. Development of the automated cardiac rhythm disorders detection and classification algorithm / B. Akopyan // Bulletin of the UNESCO Department “Distance education in engineering” of the SUAI: Collection of the papers. –2022. – No.7. – P. 28-31.

70. Akopyan, B.K. Distribution Law of the Blood Pressure Estimation Based on Sufficient Statistics / B. K. Akopyan, A. P. Shepeta // Wave Electronics and Its Application in Information and Telecommunication Systems. – 2022. – Vol. 5, No. 1. – P. 11-15.

71. Blagoveschenskiy, Yu. N. Limit distributions of a random term of a variational series/ Yu. N. Blagoveschenskiy // Journal of Mathematical Sciences. – 2017. – Vol. 220, № 6. – P. 672-681.

72. Bouchouareb, R. Classification of ECG Arrhythmia using Artificial Intelligence techniques (RBF and SVM)/ R. Bouchouareb, K. Ferroudji//4th

International Conference on Pattern Analysis and Intelligent Systems (PAIS), 2022 – P.1-7.

73. Burnier, M. End-digit preference in general practice: a comparison of the conventional auscultatory and electronic oscillometric methods/ M. Burnier, U.E. Gasser // Blood Pressure, Taylor & Francis – 2008. – Vol 17, No.2. – P. 104-109.

74. Carrara, M. Classification of cardiac rhythm using heart rate dynamical measures: Validation in MIT-BIH databases/ Carrara M., L. Carozzi, T. Moss, M. Pasquale et al. // Journal of Electrocardiology. – 2015. – Vol. 48, No.6. – P. 943-946.

75. Linton, O. Transformations of Random Variables/ O. Linton// Probability, Statistics and Econometrics. Academic Press, 2017. – P. 35-41.

76. Manikandan, L.C. A Review on ECG Classification Methods/ L.C. Manikandan, S. Easow// International Journal of Scientific Research in Computer Science, Engineering and Information Technology – 2020. – Vol.6, No.4. – P. 220-227.

77. MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database, URL: <https://physionet.org/content/nsrdb/1.0.0/> (дата обращения 15.12.2024)

78. MIT-BIH Arrhythmia Database, URL: <https://physionet.org/content/mitdb/1.0.0/> (дата обращения 15.12.2024)

79. Moody, G.B. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database/ G.B. Moody, R.G. Mark// IEEE Engineering in Medicine and Biology. – 2001. – Vol. 20. No.3. – P. 45-50.

80. Murray, A. Variability in Blood Pressure Measurements from Recorded Auscultation Sounds/A. Murray, D. Zheng, C. Liu, D. Graham, J. Neasham, C. Griffiths et al.// Computing in Cardiology. – 2019. – No.46. – P. 1-4.

81. Naufal, D. Advancement on Automatic Blood Pressure Measurement Using Auscultatory Method: A Literature Review/ D. Naufal, A.Setiawan, T. Mengko//, International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICEEI), 2019. – P. 631-637.

82. Palatini, P. Validation of the Microlife BP W200-1 wrist device for blood pressure measurement/ P. Palatini, F. Dorigatti, E. Bonso, F. Ragazzo // Blood Pressure Monitoring. Wolters Kluwer Health. – 2008. – Vol 13, №5. – P. 295-298.

83. Rahman M. Internet of things based electrocardiogram monitoring system using machine learning algorithm // International Journal of Electrical and Computer Engineering. – 2022. – No. 12 (4). – P. 3739–3751.

84. Rama Raju, N. N. S. V. Automatic detection and classification of cardiac arrhythmia using neural network/ N. N. S. V Rama Raju, V. Malleswara Rao, I. Srinivasa Rao// International Journal of Engineering & Technology – 2018. – Vol 7, No.3.– P.1482-1490.

85. Sanamdikar, S.T. A Literature Review on Arrhythmia Analysis of ECG Signal/ S.T.Sanamdikar, Dr.S.T.Hamde, Dr.V.G.Asutkar// International Research Journal of Engineering and Technology – 2015. – Vol. 02. No.3.– P. 307-312.

86. Sokolova, A.A. Analysis of QRS Detection Algorithms Barely Sensitive to the QRS Shape / A.A. Sokolova, N.S. Pyko, S.A.Pyko, Yu.D. Uljanitsky et al.// 2017 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (ElConRus) – IEEE, 2017. – P. 738-740.

87. Stergiou, G.S. A tool for reliable self-home blood pressure monitoring designed according to the European Society of Hypertension recommendations: the Microlife WatchBP Home monitor/ G.S. Stergiou, B. Jaenecke, P.P. Giovas, A. Chang et al. // Blood Pressure Monitoring. Wolters Kluwer Health. – 2007. – Vol. 12, No.2. – P. 127-131.

88. Stergiou, G.S. Automated device that complies with current guidelines for office blood pressure measurement: design and pilot application study of the Microlife WatchBP Office device / G.S. Stergiou, C.W. Lin, C.M. Lin, S.L. Chang et al// Blood Pressure Monitoring. Wolters Kluwer Health – 2008. – Vol. 13, No.4. – P. 231-235.

89. St Petersburg INCART 12-lead Arrhythmia Database. 2008. URL: <https://physionet.org/content/incartdb/1.0.0/> (дата обращения: 15.12.2024).

90. Sumathi, S. An Approach for ECG Feature Extraction and Classification of Cardiac Abnormalities/ S. Sumathi // Cardiovascular Pharmacology – 2018. – Vol.07, No.1. – P. 37-40.

91. Wang, J.G. 2019 Chinese Hypertension League guidelines on home blood pressure monitoring/ J.G. Wang, P.L. Bu, L.Y. Chen et al.// Journal of Clinical Hypertension, Wiley. – 2020. – No.22 – P. 378–383.
92. Wilton, A. Rapid Assessment of Blood Pressure in the Obstetric Day Unit Using Microlife MAM Technology/ A. Wilton, A. De Greef, A. Shennan// Hypertension in Pregnancy. Taylor & Francis. – 2007. – Vol. 26, No.1. – P. 31-37.
93. Zong, W. A robust open-source algorithm to detect onset and duration of QRS-complexes/ Zong W., Moody G., Jiang D. // Computers in Cardiology. – 2003. – No. 30. – P. 737–740.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Копии актов внедрения



«УТВЕРЖДАЮ»

и.о. директора ФГБНУ «ИЭМ»

д-р мед. наук, проф.

С.Б. Шевченко

11 » февраля 2025 г.

МП.

внедрения научных результатов диссертационной работы
Акопян Беллы Кареновны на тему «Разработка алгоритмического обеспечения комплекса поддержки принятия решения о состоянии сердечно-сосудистой системы человека при аритмии», представляемой на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 2.3.1 – Системный анализ, управление и обработка информации, статистика (технические науки)

Комиссия в составе

- Председатель комиссии: Сергеев Тимофей Владимирович, к.б.н., заведующий лабораторией физиологии биоуправления ФГБНУ «ИЭМ»;

Члены комиссии:

- Суворов Николай Борисович, д.б.н., профессор, эксперт лаборатории физиологии биоуправления ФГБНУ «ИЭМ»;
- Белов Александр Викторович, к.т.н., эксперт лаборатории физиологии биоуправления ФГБНУ «ИЭМ».

составила настоящий акт о том, что научные результаты диссертационной работы Акопян Беллы Кареновны, выполненной на тему «Разработка алгоритмического обеспечения комплекса поддержки принятия решения о состоянии сердечно-сосудистой системы человека при аритмии», представляемой на соискание ученой степени кандидата технических наук, а именно:

1. Пространство информативных признаков электрокардиосигнала, предназначенное для выявления эпизодов нарушения сердечного ритма в отведениях электрокардиограммы;
2. Алгоритм оценки положения опорных точек параметров электрокардиосигнала на основе метода цифровой фильтрации;
3. Методика оценки значения артериального давления на основе крайних порядковых статистик вариационного ряда малой выборки

использованы в методиках, алгоритмах и программных средствах, разрабатываемых и применяемых в лаборатории физиологии биоуправления ФГБНУ «ИЭМ» для анализа физиологических сигналов функционирования сердечно-сосудистой системы.

Председатель комиссии

Зав. лаб. физиологии биоуправления ФГБНУ «ИЭМ»

Т.В. Сергеев

Члены комиссии

Эксперт лаб. физиологии биоуправления ФГБНУ «ИЭМ»

Н.Б. Суворов

Эксперт лаб. физиологии биоуправления ФГБНУ «ИЭМ»

А.В. Белов



МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего образования
**«САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
АЭРОКОСМИЧЕСКОГО ПРИБОРОСТРОЕНИЯ»**
(ГУАП)

ул. Большая Морская, д. 67, лит. А, Санкт-Петербург, 190000
Тел. (812) 710-6510, факс (812) 494-7057
E-mail: info@guap.ru; http://www.guap.ru
ОКПО 02068462; ОГРН 1027810232680
ИНН/КПП 7812003110/783801001

№ _____

На № _____ от _____

«УТВЕРЖДАЮ»

Проректор ГУАП по научно-
технологическому развитию,
д-р техн. наук, профессор

Н. Н. Майоров

« 16 » декабря 2022 г.

АКТ

внедрения научных результатов диссертационной работы
Акопян Беллы Кареновны на тему «Разработка алгоритмического обеспечения
комплекса поддержки принятия решения о состоянии сердечно-сосудистой
системы человека при аритмии», представляемой на соискание ученой степени
кандидата технических наук по специальности 2.3.1 — Системный анализ,
управление и обработка информации, статистика (технические науки)

Комиссия в составе:

- Коржавин Георгий Анатольевич, доктор технических наук, профессор,
заслуженный конструктор Российской Федерации — заведующий
кафедрой прикладной информатики;
- Шепета Александр Павлович, доктор технических наук, профессор —
профессор кафедры прикладной информатики;
- Шапоров Сергей Дмитриевич, доктор физико-математических наук,
профессор — профессор кафедры прикладной информатики,

составила настоящий акт о том, что результаты диссертационной работы Акопян
Б.К., выполненной на кафедре прикладной информатики федерального
государственного автономного образовательного учреждения высшего
образования «Санкт-Петербургский государственный университет
аэрокосмического приборостроения», а именно:

1. Пространство информативных признаков электрокардиосигнала,
предназначенное для выявления эпизодов нарушения сердечного ритма

(желудочковой экстрасистолии, предсердной экстрасистолии) в отведениях электрокардиограммы,

2. Методика оценки значения артериального давления на основе крайних порядковых статистик вариационного ряда малой выборки в условиях вариабельности и нарушений сердечного ритма внедрены в учебный процесс на кафедре прикладной информатики федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения» в дисциплинах «Моделирование» и «Теория систем и системный анализ», включенных в программу подготовки бакалавриата по направлению 09.03.03 «Прикладная информатика».

Члены комиссии



Г.А. Коржавин



А.П. Шепета



С.Д. Шапорев

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Математическая модель ЭКГ реалистичной формы в среде компьютерной алгебры MathCAD

I. Сигнал ЭКГ

1. ЭКГ без внутренних искажений

1.1 Одиночный КЦ

$I := 6 \quad i := 0..I - 1$ - число параметров КЦ (P, Q, R, S, ST, T -- 6 информационных фрагментов)

$T\Delta := 0.001$ - период дискретизации в секундах

$N := 60000 \quad n := 0..N - 1$ - длина выборки и счётчик

$t0 := 1$ - длительность одиночного КЦ, с (для демонстрации КЦ задана 1с)

Параметры нормальной ЭКГ (запись №16795 БД MIT-BIH Normal Sinus Rhythm)

$$\underset{\text{www}}{A} := \begin{pmatrix} 0.11 \\ -0.004 \\ 1.453 \\ -1.053 \\ 0.063 \\ 0.42 \end{pmatrix} \quad b1 := \begin{pmatrix} 0.014 \\ 0.008 \\ 0.008 \\ 0.007 \\ 0.04 \\ 0.056 \end{pmatrix} \quad b2 := \begin{pmatrix} 0.014 \\ 0.008 \\ 0.008 \\ 0.007 \\ 0.04 \\ 0.024 \end{pmatrix} \quad \mu := \begin{pmatrix} 0.399 \\ 0.45 \\ 0.474 \\ 0.495 \\ 0.574 \\ 0.7 \end{pmatrix} \begin{matrix} P \\ Q \\ R \\ S \\ ST \\ T \end{matrix}$$

Функция базовой модели одиночного кардиоцикла:

$$Z_one(n, A, b1, b2, \mu, tt, m) := \sum_{i=0}^{I-1} \left[A_i \cdot e^{-\frac{[n \cdot T\Delta - (m \cdot tt + \mu)_i]^2}{2 \cdot \text{if}[n \cdot T\Delta \leq m \cdot tt + \mu_i, (b1_i)^2, (b2_i)^2]}} \right]$$

$E_base_n := Z_one(n, A, b1, b2, \mu, t0, 0)$ - получение выборки сигнала одиночного КЦ

1.2 Электрокардиограмма без искажений

$F_chss := 75$ - ЧСС

$\underset{\text{www}}{t0} := \frac{60}{F_chss} = 1$ - средняя длительность RR-интервала, с

$M := \text{round}\left(\frac{N \cdot T\Delta}{t0}\right) = 70 \quad \underset{\text{www}}{m} := 0..M - 1$ - количество кардиоциклов, исходя из длительности ЭКГ и величины RR-интервала

$tt0_m := t0$ - RR-интервалы для каждого цикла

Функция моделирования ЭКГ (несколько циклов):

$$Z(n, A, b1, b2, \mu, tt) := \sum_{m=0}^{M-1} Z_one(n, A, b1, b2, \mu, tt_m, m)$$

$E_base_n := Z(n, A, b1, b2, \mu, tt0)$ - получение выборки ЭКГ

2. Модель ЭКГ, приближенная к реальной (ввод собственных искажений)

2.1. Вариабельность сердечного ритма

$ran_ \gamma := 0.02$ - вариабельность -- 1%

Вариабельность ритма: случайная добавка к длительности RR -интервала:

$$\gamma_m := \begin{cases} 0 & \text{if } m = 0 \\ \frac{-ran_ \gamma}{2} + rnd(ran_ \gamma) & \text{otherwise} \end{cases}$$

$tt_m := tt_0 \cdot (1 + \gamma_m)$ - RR -интервалы для каждого цикла

$E_norm_n := Z(n, A, b1, b2, \mu, tt)$ - выборка ЭКГ

2.2. Собственные искажения ЭКГ

Параметры искажений фрагментов:

$$\varepsilon_A := \begin{pmatrix} 0.05 \\ 0.0 \\ 0.01 \\ 0.1 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ 0.0 \end{pmatrix} \quad \varepsilon_ \mu := \begin{pmatrix} 0.0 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ 0.05 \end{pmatrix} \quad \varepsilon_b := \begin{pmatrix} 0.0 \\ 0.03 \\ 0.03 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ 0.0 \end{pmatrix} \quad \begin{matrix} P \\ Q \\ R \\ S \\ ST \\ T \end{matrix}$$

Обобщение модели параметров:

$$AO(A, \varepsilon_A, i) := \begin{cases} A_i + \left(\frac{-A_i \cdot \varepsilon_A_i}{2} + rnd(A_i \cdot \varepsilon_A_i) \right) & \text{if } \varepsilon_A_i \neq 0 \\ A_i & \text{otherwise} \end{cases} \quad \text{- амплитуда}$$

$$MO(\mu, \varepsilon_ \mu, i) := \begin{cases} \mu_i + \left(\frac{-\mu_i \cdot \varepsilon_ \mu_i}{2} + rnd(\mu_i \cdot \varepsilon_ \mu_i) \right) & \text{if } \varepsilon_ \mu_i \neq 0 \\ \mu_i & \text{otherwise} \end{cases} \quad \begin{matrix} \text{- момент достижения} \\ \text{экстремума} \end{matrix}$$

$$BO(b, \varepsilon_b, i) := \begin{cases} b_i + \left(\frac{-b_i \cdot \varepsilon_b_i}{2} + rnd(b_i \cdot \varepsilon_b_i) \right) & \text{if } \varepsilon_b_i \neq 0 \\ b_i & \text{otherwise} \end{cases} \quad \begin{matrix} \text{- начало/конец} \\ \text{информационного фрагмента} \end{matrix}$$

Перерасчет параметров с учетом искажений:

$$AA_{i,m} := AO(A, \varepsilon_A, i) \quad MM_{i,m} := MO(\mu, \varepsilon_ \mu, i)$$

$$B1_{i,m} := BO(b1, \varepsilon_b, i) \quad B2_{i,m} := BO(b2, \varepsilon_b, i)$$

Обобщенная функция моделирования кардиоцикла с искажениями:

$$Z1_one(n, AA, B1, B2, MM, tt, m) := \sum_{i=0}^{I-1} \left[AA_{i,m} \cdot e^{-\frac{[n \cdot T \Delta - (m \cdot tt_m + MM_{i,m})]^2}{2 \cdot \text{if}[n \cdot T \Delta \leq m \cdot tt_m + \mu_i, (B1_{i,m})^2, (B2_{i,m})^2]}} \right]$$

Функция моделирования ЭКГ с искажениями:

$$Z1(n, AA, B1, B2, MM, tt) := \sum_{m=0}^{M-1} (Z1_one(n, AA, B1, B2, MM, tt, m))$$

$E_estim_n := Z1(n, AA, B1, B2, MM, tt)$ - выборка ЭКГ с собственными искажениями

$E_estim := \frac{E_estim}{\max(E_estim)}$ - нормировка (чтобы проще хранить постоянное отношение сигнал-шум)

3.2. Экстрасистолия

Параметры информационных фрагментов экстрасистолических кардиоциклов:

$$A_ex := \begin{pmatrix} 0 \\ -0.018 \\ 1.316 \\ -0.866 \\ -0.54 \\ -0.65 \end{pmatrix} \quad b1_ex := \begin{pmatrix} 0.014 \\ 0.025 \\ 0.025 \\ 0.03 \\ 0.04 \\ 0.026 \end{pmatrix} \quad b2_ex := \begin{pmatrix} 0.014 \\ 0.015 \\ 0.05 \\ 0.03 \\ 0.04 \\ 0.024 \end{pmatrix} \quad \mu_ex := \begin{pmatrix} 0.064 \\ 0.115 \\ 0.158 \\ 0.27 \\ 0.309 \\ 0.365 \end{pmatrix}$$

Функция формирования экстрасистолы:

$$Zex_one(n, AA, bb1, bb2, MM, tt, m) := \sum_{i=0}^{I-1} \left[AA_{i,m} \cdot e^{-\frac{[n \cdot T \Delta - (m \cdot tt_m + MM_{i,m})]^2}{2 \cdot \text{if}[n \cdot T \Delta \leq m \cdot tt_m + MM_{i,m}, (bb1_{i,m})^2, (bb2_{i,m})^2]}} \right]$$

$$nm := 0.. \frac{1}{T \Delta}$$

Для искажения информационных фрагментов экстрасистол
(на случай, если требуется несколько ЭС):

$$\varepsilon_A := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \varepsilon_mu := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \varepsilon_b := \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Перерасчет параметров с учетом искажений:

$$MMex_{i,m} := MO(\mu_ex, \varepsilon_mu, i) \quad AAex_{i,m} := AO(A_ex, \varepsilon_A, i)$$

$$B1ex_{i,m} := BO(b1_ex, \varepsilon_b, i) \quad B2ex_{i,m} := BO(b2_ex, \varepsilon_b, i)$$

RR-интервалы для экстрасистолического КЦ: Номер КЦ, которым по счёту будет ЭС

$RR := 0.724$ интервал сцепления $number := rnd(M)$

$RR2 := 0.90$ компенсаторная пауза $nmbr := round(number) = 8$

Временные параметры записи:

$tt_ex := tt$ основные *RR*-интервалы

Соответствующие ЭС *RR*-интервалы заменяются:

$tt_ex_{nmbr} := RR$ $tt_ex_{nmbr+1} := RR2$

Параметры информационных фрагментов (*ex* -- параметры экстрасистолы)

$AA1 := AA$ $AA1^{(nmbr)} := AAex^{(0)}$

$MM1 := MM$ $MM1^{(nmbr)} := MMex^{(0)}$

$B11 := B1$ $B11^{(nmbr)} := B1ex^{(0)}$

$B21 := B2$ $B21^{(nmbr)} := B2ex^{(0)}$

$EYS_n := Z1(n, AA, B1, B2, MM, tt_ex)$ - выборка ЭКГ с ЭС

II. Сигналы помехи

1. ЭМГ-помехи (экспоненциально-коррелированные)

$\mu := 0.5$ - параметр корреляции

$R_v(\tau) := e^{-\mu \cdot |\tau|}$ - корреляционная функция

$m := 0$ $\sigma := 0.1$ - математическое ожидание и дисперсия

$norm := norm(N, 0, 1)$ - выборка независимого случайного процесса с нормальным распределением

Параметры моделирования случайного процесса:

$a0 := \sigma \sqrt{1 - (e^{-\mu})^2}$ $b1 := e^{-\mu}$

Моделирование случайного процесса:

$emg(norm) := \begin{cases} \text{for } n \in 0..N-1 \\ v_n \leftarrow \text{if}(n=0, a0 \cdot norm_n, b1 \cdot v_{n-1} + a0 \cdot norm_n) \\ v \end{cases}$

$v_emg := emg(norm)$

Выборка случайного процесса:

$x_norm_emg_n := E_estim_n + 1 \cdot v_emg_n$

2. Дрейф изолинии

Моделирование процесса: $\text{baseline}(\varphi, \Theta) := \begin{cases} \text{for } n \in 0..N-1 \\ v_n \leftarrow 0.15 \sin(2 \cdot \pi \cdot \varphi \cdot n \cdot T\Delta + \Theta) \end{cases}$

Параметры: $Q := \text{rnd}(3) \quad f := 0.2$

$v_{\text{baseline}} := \text{baseline}(f, Q)$

Выборка: $x_{\text{norm_baseline}_n} := E_{\text{norm}_n} + 1 \cdot v_{\text{baseline}_n}$

3. Помехи от сети питания

$S(x, n) := \sin(2 \cdot \pi \cdot x \cdot n \cdot T\Delta)$

$fs := 50$ частота сети

$\text{power}(v_{\text{base}}) := \begin{cases} \text{for } n \in 0..N-1 \\ \begin{cases} v_{\text{power1}_n} \leftarrow S(fs, n) + 0.05 \cdot S(3 \cdot fs, n) + 0.01 \cdot S(5 \cdot fs, n) & \text{- гармоники наводки от сети} \\ v_{\text{modulate}_n} \leftarrow 0.25 v_{\text{base}_n} & \text{- модуляция при дыхательном дрейфе} \\ v_n \leftarrow |v_{\text{modulate}_n}| \cdot v_{\text{power1}_n} \end{cases} \end{cases}$

$v_{\text{power}} := \text{power}(v_{\text{baseline}})$

$x_{\text{norm_power}_n} := E_{\text{norm}_n} + 1 v_{\text{power}_n}$ - выборка

5. Составной шум

$v_{\text{com}_n} := v_{\text{abrupt}_n} + v_{\text{emg}_n} + v_{\text{baseline}_n} + v_{\text{power}_n}$

$x_{\text{norm_com}_n} := E_{\text{norm}_n} + 1 \cdot v_{\text{com}_n}$

Запись файлов:

$$\text{om} := \begin{pmatrix} 0.2 \\ 0.5 \\ 1 \\ 1.5 \\ 2 \end{pmatrix} \quad \text{om_num} := \begin{pmatrix} 10 \\ 25 \\ 50 \\ 75 \\ 100 \end{pmatrix} \quad \text{- уровни шума (коэффициенты и процент)}$$

Записываемый ЭКС и данные записи

SIGNAL := E_estim NUM := 16795 zapis := 100

```

(
  file_signal_name
  file_emg_name
  file_base_name
  file_power_name
  file_abr_name
  file_all_name
  x_om_emg_s
  x_om_base_s
  x_om_pow_s
  x_om_abr_s
  x_om_all_s
) :=
  file_signal_name ← concat("N", num2str(NUM), "_", num2str(F_chss), ".dat") генерация названия для записи без искажений
  for w ∈ 0.. zapis - 1    цикл по количеству записей
    trace(w)    трассировка
    NORM ← morm(N, 0, 1)    Генерация ЭМГ-помехи
    v_emg_s ← emg(NORM)
    f ← 0.2 + rnd(0.15), Q ← rnd(π)    Генерация дыхательного дрейфа
    v_baseline_s ← baseline(f, Q)
    v_power_s ← power(v_baseline_s)    Генерация наводки от сети питания
    for q ∈ 0.. 5    Генерация дрейфа поляризации
      r_q ← rnd(N)
    v_abrupt_s ← abrupt(r)
    for i ∈ 0.. 4
      x_om_emg_s_w,i ← SIGNAL + om_i · v_emg_s    Генерация готовых ЭКГ и имен файлов для последующей записи
      file_emg_name_w,i ← concat("N", num2str(NUM), "_", num2str(F_chss), "_emg_", num2str(om_num_i), "_", num2str(w), ".dat")
      x_om_base_s_w,i ← SIGNAL + om_i · v_baseline_s
      file_base_name_w,i ← concat("N", num2str(NUM), "_", num2str(F_chss), "_bas_", num2str(om_num_i), "_", num2str(w), ".dat")
      x_om_pow_s_w,i ← SIGNAL + om_i · v_power_s
      file_power_name_w,i ← concat("N", num2str(NUM), "_", num2str(F_chss), "_pow_", num2str(om_num_i), "_", num2str(w), ".dat")
      x_om_abr_s_w,i ← SIGNAL + om_i · v_abrupt_s
      file_abr_name_w,i ← concat("N", num2str(NUM), "_", num2str(F_chss), "_abr_", num2str(om_num_i), "_", num2str(w), ".dat")
      x_om_all_s_w,i ← SIGNAL + om_i · (v_abrupt_s + v_power_s + v_baseline_s + v_emg_s)
      file_all_name_w,i ← concat("N", num2str(NUM), "_", num2str(F_chss), "_all_", num2str(om_num_i), "_", num2str(w), ".dat")
    return
    (
      file_signal_name
      file_emg_name
      file_base_name
      file_power_name
      file_abr_name
      file_all_name
      x_om_emg_s
      x_om_base_s
      x_om_pow_s
      x_om_abr_s
      x_om_all_s
    )

```

w := 0.. zapis - 1 i := 0.. 4

Запись данных в соответствующие файлы составного сигнала помехи:

WRITEPRN(file_signal_name) := SIGNAL WRITEPRN(file_power_name_w,i) := x_om_pow_s_w,i
 WRITEPRN(file_emg_name_w,i) := x_om_emg_s_w,i WRITEPRN(file_abr_name_w,i) := x_om_abr_s_w,i
 WRITEPRN(file_base_name_w,i) := x_om_base_s_w,i WRITEPRN(file_all_name_w,i) := x_om_all_s_w,i

ПРИЛОЖЕНИЕ В

Модель процедуры измерения артериального давления в среде компьютерной
алгебры MathCAD

Давление

$$N1 := 30 \quad N2 := 30 \cdot 100 = 3 \times 10^3$$

$$F_{\text{ЧСС}} := 75 \quad t_{\text{RR}} := \frac{60}{F_{\text{ЧСС}}} = 0.8$$

$$n1 := 0..N1 - 1 \quad n2 := 0..N2 - 1$$

ЧСС с вариабельностью сердечного ритма

$$\text{ran}_{\gamma} := 0.0000001$$

$$g_{n1} := \text{runif}\left(N1, -\frac{\text{ran}_{\gamma}}{2}, \frac{\text{ran}_{\gamma}}{2}\right)$$

Добавка случайная

$$\gamma_{n1} := \begin{cases} 0 & \text{if } n1 = 0 \\ g_{n1} & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$t_{\text{rr}_{n1}} := n1 \cdot t_{\text{RR}} \cdot \left(1 + g_{n1}\right) \quad \text{R-зубцы}$$

$$tt_{n2} := n2 \cdot 0.01 \quad \text{просто время}$$

$$tL := \text{md}(1) = 0.354 \quad \text{случайный момент начала сокращений}$$

$$t_{\text{rr}_{n1}} := t_{\text{rr}_{n1}} + tL$$

$$\text{presscoeff} := \begin{pmatrix} 170 \\ -0.07 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{параметры давления}$$

$$PM := \exp(t_{\text{rr}})$$

$$\text{press2}(x) := \text{presscoeff}_0 \cdot \exp(\text{presscoeff}_1 \cdot x) + \text{presscoeff}_2$$

$$\text{real} := \begin{pmatrix} 120 \\ 80 \end{pmatrix} \quad \text{истинные значения}$$

$$x\Delta := t_{\text{RR}} \cdot \frac{\text{ran}_{\gamma}}{2}$$

Given

$$\text{press2}(x1) = \text{real}_0 \quad \text{press2}(x2) = \text{real}_1 \quad \begin{pmatrix} x1 \\ x2 \end{pmatrix} := \text{Find}(x1, x2) \rightarrow \begin{pmatrix} 4.9758099181173681431 \\ 10.768168605376859314 \end{pmatrix}$$

$$x1\Delta := \begin{cases} c \leftarrow 0 & = 5.154 \\ \text{while } t_{\text{rr}_c} \leq x1 \\ \quad c \leftarrow c + 1 \\ \quad t_{\text{rr}_c} - t_{\text{RR}} \cdot \frac{\text{ran}_{\gamma}}{2} \end{cases} \quad x2\Delta := \begin{cases} c \leftarrow 0 & = 10.754 \\ \text{while } t_{\text{rr}_c} \leq x2 \\ \quad c \leftarrow c + 1 \\ \quad t_{\text{rr}_{c-1}} + t_{\text{RR}} \cdot \frac{\text{ran}_{\gamma}}{2} \end{cases}$$

$$p1\Delta := \text{press2}(x1\Delta) = 118.512 \quad p2\Delta := \text{press2}(x2\Delta) = 80.079 \quad p1 := \text{press2}(x1) = 120 \quad p2 := \text{press2}(x2) = 80$$

ПРИЛОЖЕНИЕ Г

Копии свидетельств регистрации программ на ЭВМ

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**RU2021617425****ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ
ГОСУДАРСТВЕННАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПРОГРАММЫ ДЛЯ ЭВМ**

Номер регистрации (свидетельства):

2021617425

Дата регистрации: 14.05.2021

Номер и дата поступления заявки:

2021616724 14.05.2021

Дата публикации и номер бюллетеня:

14.05.2021 Бюл. № 5

Автор(ы):

Акопян Белла Кареновна (RU),**Жаринов Олег Олегович (RU),****Шепета Александр Павлович (RU)**

Правообладатель(и):

**Федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего
образования «Санкт-Петербургский
государственный университет аэрокосмического
приборостроения» (RU)**

Название программы для ЭВМ:

Программа для имитационного моделирования сигнала электрокардиограммы

Реферат:

Программа для ЭВМ осуществляет моделирование сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) реалистичной формы, а также сопутствующих помеховых процессов. Программа для ЭВМ позволяет настроить параметры моделируемого сигнала. Программа для ЭВМ обеспечивает возможность записи сигналов ЭКГ и помехи в файлы с расширением txt.

Язык программирования:

C++

Объем программы для ЭВМ:

8.97 Мб

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**RU2022681380**

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ
ГОСУДАРСТВЕННАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПРОГРАММЫ ДЛЯ ЭВМ

Номер регистрации (свидетельства):
2022681380

Дата регистрации: 14.11.2022

Номер и дата поступления заявки:
2022681363 14.11.2022

Дата публикации и номер бюллетеня:
14.11.2022 Бюл. № 11

Автор(ы):

Акопян Белла Кареновна (RU),

Жаринов Олег Олегович (RU)

Правообладатель(и):

Федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего
образования "Санкт-Петербургский
государственный университет аэрокосмического
приборостроения" (RU)

Название программы для ЭВМ:

Программное средство для обнаружения и классификации аритмий по сигналу электрокардиограммы

Реферат:

Программа для ЭВМ реализует чтение данных из файла записи электрокардиограммы, представленного в формате .dat, осуществляет обнаружение QRS-комплексов методом цифровой фильтрации, обнаружение аритмических эпизодов методом оценки разности среднеквадратического отклонения RR-интервалов на скользящем окне и классификацию обнаруженных нарушений.

Язык программирования:

MathCad

Объем программы для ЭВМ:

294912 Байт