

Акопян Белла Кареновна

**МОДЕЛИ И АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ  
АВТОМАТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ЭКСПРЕСС-  
ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ  
ЧЕЛОВЕКА ПРИ АРИТМИИ**

2.3.1. Системный анализ, управление и обработка информации, статистика

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Санкт-Петербург – 2025

Работа выполнена в Федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения» на кафедре прикладной информатики.

Научный руководитель

доктор технических наук, профессор  
**Татарникова Татьяна Михайловна**

Официальные оппоненты

**Маколкина Мария Александровна,**  
доктор технических наук, доцент,  
Санкт-Петербургский государственный  
университет телекоммуникаций им. проф.  
М.А. Бонч-Бруевича, кафедра  
инфокоммуникационных систем, заведующий  
кафедрой

**Анисимов Алексей Андреевич,**  
кандидат технических наук,  
Санкт-Петербургский государственный  
электротехнический университет «ЛЭТИ»  
им. В.И. Ульянова (Ленина), кафедра  
биотехнических систем, доцент

Ведущая организация:

Федеральное государственное автономное  
образовательное учреждение высшего  
образования «Санкт-Петербургский  
политехнический университет Петра Великого»,  
г. Санкт-Петербург

Защита состоится 25 июня 2025 г. в 16:00 на заседании объединённого диссертационного совета 99.2.038.03, созданного на базе Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Балтийский государственный технический университет «ВОЕНМЕХ» им. Д.Ф. Устинова», Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения», Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича» по адресу: Санкт-Петербург, пр. Большевиков, д. 22, корп. 1; ауд. 554/1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке СПбГУТ по адресу: Санкт-Петербург, пр. Большевиков, д. 22, корп. 1 и на сайте <http://www.sut.ru>.

Автореферат разослан 25 апреля 2025 г.

Ученый секретарь

диссертационного совета 99.2.038.03,  
канд. техн. наук, доцент

А.Г. Владыко

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы исследования.** Диагностика показателей сердечно-сосудистой системы (ССС) занимает ключевое место в исследовании функционального состояния человека. 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.

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

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 или отсутствие оценки влияния статистических характеристик сердечного ритма на результаты измерения АД. 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 variability 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).

**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.

**Структура и объем диссертационной работы.** Диссертационная работа состоит из введения, пяти глав, заключения, списка литературы, содержащего 93 источника. Текст диссертации изложен на 130 страницах, включая 54 рисунка и 14 таблиц.

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** приведена актуальность работы, научная новизна полученных результатов, их теоретическая и практическая значимость. Определены объект, предмет, цель и задачи исследования.

**В первой главе** дана характеристика методам инструментального обследования состояния сердечно-сосудистой системы человека и сформулирована задача диссертационного исследования.

Показано, что популярным инструментом обследования состояния ССС человека остается ЭКГ, которая в современных условиях может быть получена с применением цифровых электрокардиографов и кардиомониторов.

Схематическое изображение кривой ЭКГ представлено на рисунке 1. К информативным сегментам ЭКГ относятся электрокардиокомплексы (ЭКК): зубцы, сегменты и интервалы.

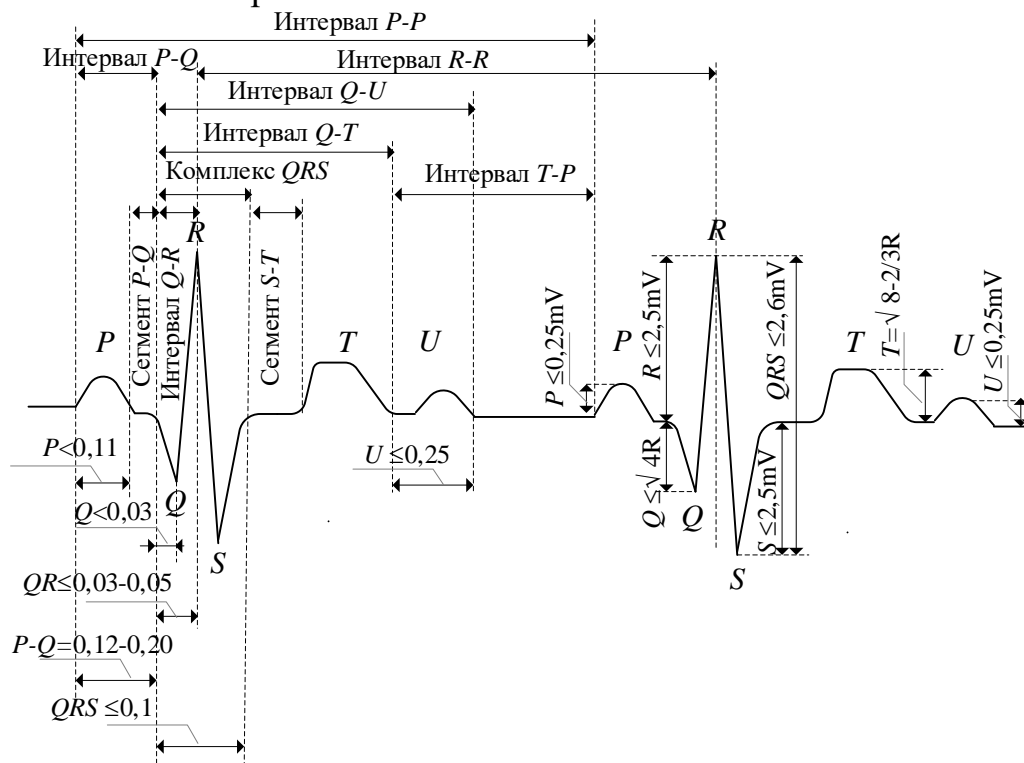


Рисунок 1 – Схематическое изображение электрокардиограммы нормальной формы с отображением информативных фрагментов

За характеристики качества проводимой экспресс-диагностики приняты:

- 1) соответствие значений множества результатов классификации ЭКК  $\hat{\Omega}$

значениям множества реальных состояний сердечного ритма  $\Omega$ ;

2) минимальное отклонение между полученными оценками АД ( $\hat{p}_s$  – оценка значения систолического давления,  $\hat{p}_d$  – оценка значения диастолического давления) и его истинными значениями  $p_s$  и  $p_d$ :  $\Delta p_s = |\hat{p}_s - p_s|$ ,  $\Delta p_d = |\hat{p}_d - p_d|$ .

Показано, что для обеих характеристик качества проводимой экспресс-диагностики критически важна точность обнаружения сердечных сокращений, что становится возможным при решении следующих задач, определивших структуру диссертационного исследования:

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.

**Во второй главе** представлены математические модели процессов записи электрокардиограммы и измерения артериального давления, сопровождающие процедуру экспресс-диагностики ССС человека, а именно:

1) модель полезного сигнала ЭКГ на основе суммы несимметричных гауссовых функций:

$$z(t, A, \mu, b) = \sum_i A_i e^{-\frac{(t-\mu_i)^2}{2(b_i(t))^2}}, \quad (1)$$

где нижний индекс обозначает соответствующий информативный фрагмент ЭКК. Для каждого информативного фрагмента модели базового ЭКК задаются: значение экстремума фрагмента  $A$ , в мВ; момент времени  $\mu$ , когда фрагмент базового ЭКК принимает значение  $A$ , и параметр  $b(t)$ , который определяет моменты начала и окончания фрагмента ЭКК. Для моделирования длительной записи полезного сигнала формируется последовательность ЭКК

$$Z(t, A, \mu, b) = \sum_{m=0}^{M_{ECG}-1} z_m(t, A, \mu, b), \quad (2)$$

где  $M_{ECG}$  – количество моделируемых ЭКК.

Для учета собственных искажений и вариабельности сердечного ритма (ВСР) каждый вектор параметров изменяется путем введения вектора случайных составляющих:

$$\begin{aligned} \mathbf{par\_new}_i &= \mathbf{par}_i (1 + \varepsilon\_par_i), i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}, \\ \tilde{t}_m &= t_m (1 + \gamma_m), \gamma_m \in [-\gamma_0; \gamma_0], m \in [0; M_{ECG} - 1], \end{aligned} \quad (3)$$

где  $\mathbf{par\_new}_i$  – вектор новых значений параметров ЭКК;

$\mathbf{par}$  – вектор исходных значений параметров ЭКК;

$\varepsilon_{par_i}$  – параметр искажения – случайная величина, равномерно распределенная на отрезке  $[-\varepsilon_0, \varepsilon_0]$ ,  $\varepsilon_0$  – ограничение на параметр искажения в соотношении от параметра  $par$ ;

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

$t_m$  – исходные значения  $RR$ -интервалов;

$\gamma_m$  – параметр ВСП, представляющий собой случайную величину, равномерно распределенную на отрезке  $[-\gamma_0, \gamma_0]$ ,  $\gamma_0$  – ограничение на параметр вариабельности, выраженный в соотношении от искажаемого  $t$ .

2) модель аддитивного сигнала помехи ЭКГ, состоящей из четырех сигналов:

– ЭМГ-помеха, представленная на основе авторегрессионной модели;

– дыхательный дрейф, представленный как гармоническое колебание с амплитудой, составляющей 30% от значения  $R$ -зубца базового ЭКК и частотой от 0,15 до 0,67 Гц;

– помехи, вызванные наводкой от сети питания, представленные в виде амплитудно-модулированного гармонического колебания;

– артефакт смещения электрода, представленный как изменение уровня нулевого сигнала на равномерно распределенную случайную величину, лежащую в отрезке  $[-A_R, A_R]$ . Последовательность моментов возникновения изменения представлена в виде пуассоновского потока событий в пределах длительности сигнала.

Предлагаемая модель формирования полной регистрируемой ЭКГ с совокупностью аддитивных помех учитывает весовые коэффициенты для каждого компонента модели сигнала помехи:

$$s_{\text{ECG}} = z_{\text{ECG}} + \sum_{i=1}^4 w_i \cdot v_i, \quad (4)$$

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

$w_i$  – весовые коэффициенты сигналов помехи.

3) модель процедуры оценки АД:

$$p = \{p_{Z_1}, p_{Z_2}, \dots, p_{Z_i}, \dots, p_{Z_N}\}; \quad (5)$$

$$p_{Z_i} = p(t_{Z_i}),$$

где  $p$  – множество измерений АД;

$p_{Z_i}$  – результат функционального преобразования времени появления сокращений  $t_{Z_i}$  в соответствии с функцией зависимости кривой давления в манжете тонометра от времени.

Если известны истинное значение давления  $p_1$  и результат его измерения  $p_2$ , однозначно соответствующие моментам времени  $t_1$  и  $t_2$ , то кривая давления аппроксимируется линейно:

$$p(t) = kt + b, k = \frac{p_2 - p_1}{t_2 - t_1}, b = \frac{p_1 t_2 - p_2 t_1}{t_2 - t_1}, \quad (6)$$



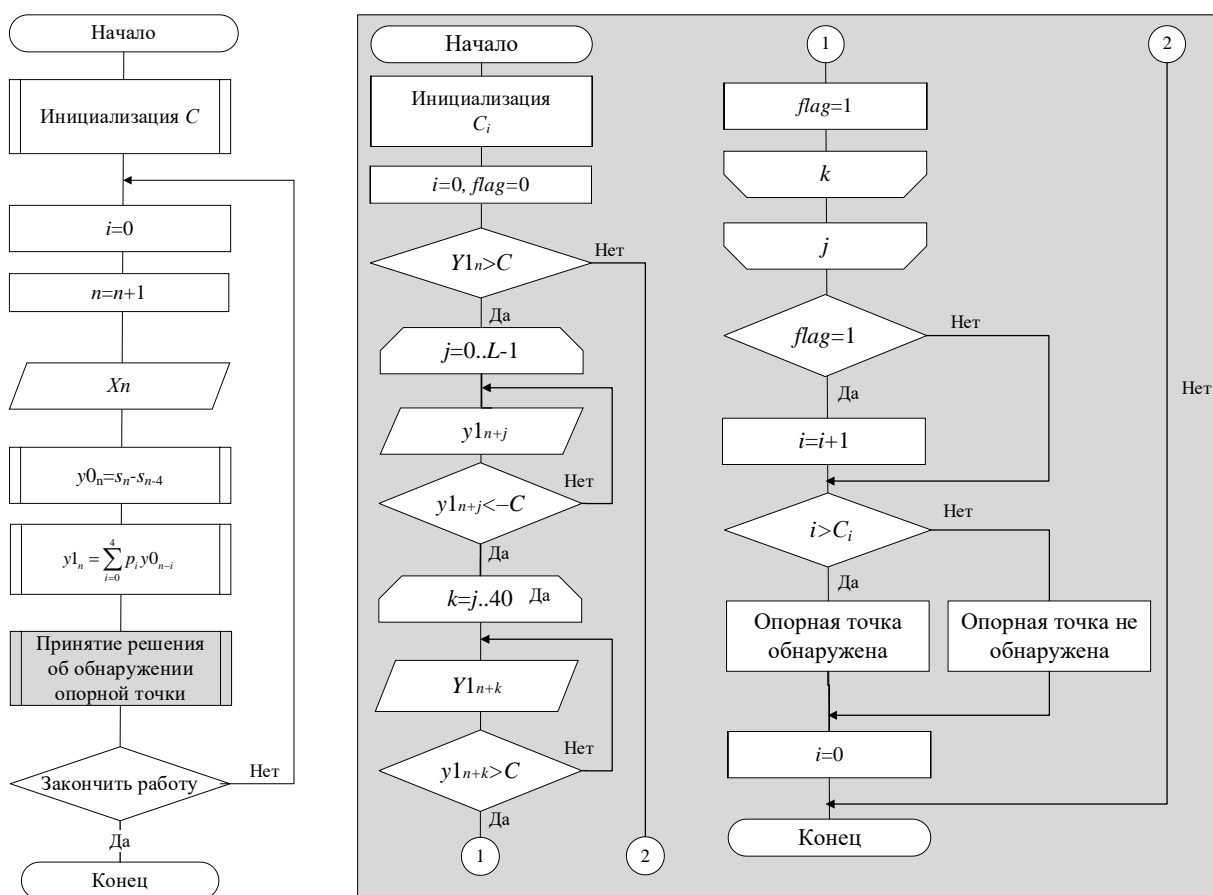
и экспоненциально

$$p(t) = p_0 e^{-\alpha t}, t \geq 0, \quad (7)$$

где  $p_0$  – значение давления воздуха на момент начала анализа тонов;  
 $e^{-\alpha t}$  – параметр, физически представляющий скорость стравливания воздуха,  $\alpha > 0$ ;  
 $t$  – время стравливания воздуха.

В третьей главе приведено описание предложенных алгоритмов обнаружения опорных точек ЭКК и классификации эпизодов нарушения сердечного ритма.

Алгоритм обнаружения опорных точек на основе цифровой фильтрации приведен на рисунке 1.



а)

б)

Рисунок 1 – Блок-схема алгоритма: а – обнаружения опорной точки ЭКК;  
 б – принятия решения об обнаружении опорной точки

Основные этапы алгоритма:

1. Дифференцирование входного сигнала:

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

где  $y0$  – сигнал после дифференцирования;

$s$  – исходный сигнал;

$L$  – объем выборки скользящего окна.

2. Фильтрация сигнала:

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

где  $y1$  – сигнал на выходе цифрового нерекурсивного ФНЧ.

3. Прохождение сигнала  $y1_n$  через двухпороговую схему сравнения:

$$C = K_C \cdot \left( \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} y1_i \right)^2,$$

где  $K_C$  – коэффициент порогового значения.

Значение  $C$  определяется адаптивно в течение первых 5 с после начала работы алгоритма

Сканирование сигнала на выходе ФНЧ продолжается до тех пор, пока не будет обнаружен отсчёт, величина которого больше положительного порогового значения  $C$ . Этот отсчет является началом области поиска длительностью в  $L$  отсчетов.

Для сравнительного анализа эффективности предложенных алгоритмов обнаружения опорных точек ЭКК выбраны алгоритмы, применяемые для обнаружения ЭКК в режиме реального времени: Пана-Томпкинса и корреляционно-экстремальный. Сравнение выполнялось по следующим показателям: вероятность ошибок первого рода  $p_1$  – ложное обнаружение ЭКК и вероятность ошибки второго рода  $p_2$  – пропуск существующего ЭКК, сбалансированная  $F$ -мера:

$$F = 2 \frac{Acc \cdot Rc}{Acc + Rc}, Acc = \frac{TP}{TP + FP}, Rc = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (8)$$

где  $Acc$  – точность,

$Rc$  – полнота,

$TP$  – число истинно-положительных решений,

$TN$  – число истинно-отрицательных решений,

$FP$  – число ложноположительных решений,

$FN$  – число ложноотрицательных решений.

Сравнительный анализ проводился на материалах отведения II верифицированной базы данных MIT-BIH Arrhythmia и его результаты приведены в таблице 1. Показано, что предложенный алгоритм демонстрирует высокие показатели качества.

Таблица 1 – Результаты сравнительного анализа алгоритмов обнаружения ЭКК

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, $K_C = 5/3$ , $C_i = 10$ , $L = 40$	<b>0.0012</b>	<b>0,0004</b>	<b>99,92</b>

Для решения задачи классификации ЭКК предложено пространство информативных признаков.

Для решения задачи классификации ЭКК предложено пространство

информативных признаков. В работах других исследователей используются следующие признаки:

1. Коэффициент эксцесса ЭКК

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

где  $\mu_4$  – оценка центрального момента четвертого порядка,  
 $\sigma_s$  – оценка выборочной дисперсии  $R$ -зубца.

2. Коэффициент формы  $i$ -того ЭКК

$$q_7 = F_i = \frac{\sigma_{s''}}{\sigma_s},$$

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

3. Коэффициент корреляции смежных ЭКК

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

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 показывают, что целесообразно ввести пять дополнительных признаков:

4. Коэффициент сцепления

$$q_1 = \Delta RR_i = \frac{RR_i}{RR_{i-1}},$$

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

5. Коэффициент компенсаторной паузы

$$q_2 = \Delta RR_{i+1} = \frac{RR_{i+1}}{RR_{i-1}},$$

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

6. Разность отклонения  $RR$ -интервалов на скользящем окне

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

где  $L$  – длина скользящего окна,

$\sigma_{RR^i}$  – среднее квадратическое отклонение выборки из  $L$  RR-интервалов с включением текущего ЭКК,

$\sigma_{RR^i}$  – среднее квадратическое отклонение выборки из  $L$  RR-интервалов, предшествующих текущему ЭКК.

7. Средняя величина  $i$ -того ЭКК

$$q_4 = \bar{R}_i = \sum_{j=1}^{N_R} s_j / N_R,$$

где  $s_i$  – отсчеты сигнала ЭКК,

$N_R$  – объем выборки исследуемого фрагмента ЭКК.

8. Длительность  $i$ -того R-зубца

$$q_5 = T_i^R = N_R T_\Delta.$$

Получившееся пространство признаков  $\mathbb{R}^8$  сведено к меньшему пространству  $\mathbb{R}_h^2$ , в котором рассматриваемые признаки объединены в два агрегированных показателя  $W_{len}$  и  $W_{form}$ , полученных как взвешенная сумма признаков. Весовые коэффициенты получены методом математического моделирования:

$$W_{len} = \sum_{i=1}^3 \omega_i q_i, W_{form} = \sum_{i=4}^8 \omega_i q_i, \quad (9)$$

$$\omega_1 = 0.405, \omega_2 = 0.314, \omega_3 = 0.281, \omega_4 = 0.096, \omega_5 = 0.074, \omega_6 = 0.389, \omega_7 = 0.249, \omega_8 = 0.192.$$

Классификация выполнялась на 182101 наборах данных ЭКК, принадлежащих трем классам, полученных из отведения II верифицированных баз данных MIT-BIH Arrhythmia DB и базе данных многоканальных ЭКГ Санкт-Петербургского Института кардиологической техники «ИНКАРТ». На рисунке 3 представлены графики визуализации областей вероятностного пространства  $\mathbb{R}_h^2$ , полученные на основе гистограммы двумерной плотности распределения вероятности каждого класса.

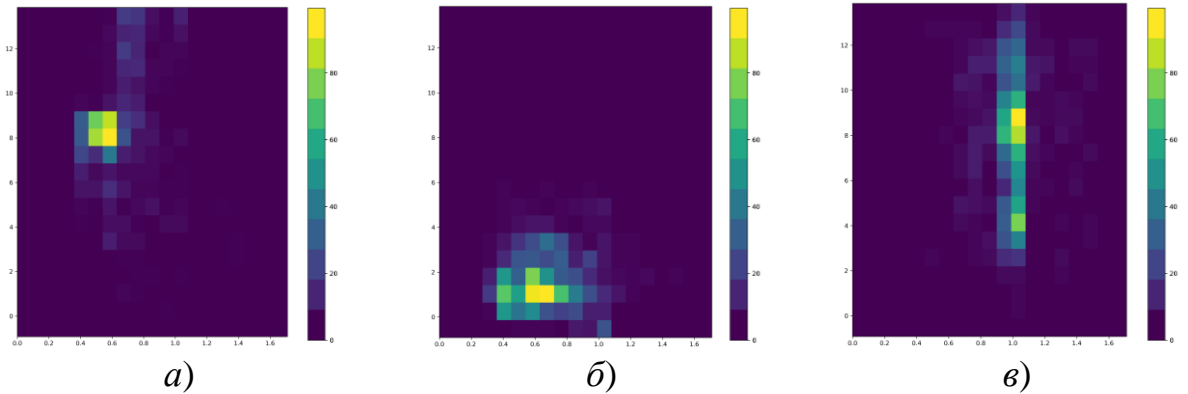


Рисунок 3 – Графики визуализации эмпирически полученных областей вероятностного пространства  $\mathbb{R}_h^2$  для каждого класса:  $a$  – желудочковые экстрасистолы;  $b$  – предсердные экстрасистолы;  $v$  – нормальные ЭКК

Дополнительно предложено двумерное вероятностное пространство  $\mathbb{R}^2$ , полученное на основе двухэтапной процедуры: на первом – информационное

пространство разбивается на регионы (клетки) и для каждого региона оценивается относительная частота собственных точек; на втором – пересчитывается значение

$$\text{каждого региона } \check{y}_{j,k}^{new} = \frac{1}{9} \sum_{i=j-1}^{j+1} \sum_{l=k-1}^{k+1} \check{y}_{i,l}.$$

Принцип формирования  $R^2$  приведен на рисунке 3а. На рисунках 3б-3г приведены графики визуализации областей двумерного вероятностного пространства  $R^2$ .

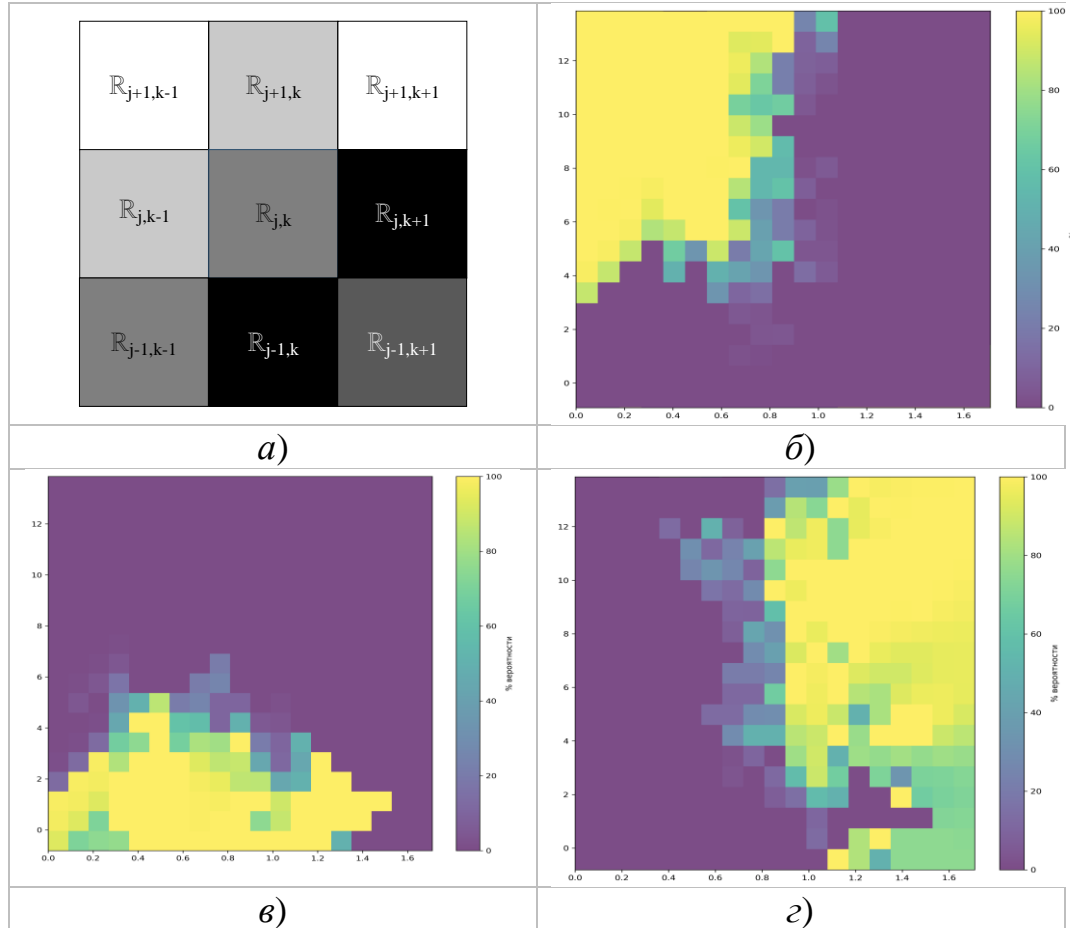


Рисунок 3 – Графики визуализации вероятностного пространства  $R^2$ :  
 а – принципа формирования; б – желудочковые экстрасистолы; в – предсердные экстрасистолы; г – нормальные ЭКК

Также выполнено сравнение алгоритмов классификации ЭКК на основе методов машинного обучения: логистической регрессии (LR), случайного леса (RF) и метода опорных векторов (SVM). Результаты оценки показателей качества рассматриваемых пространств информативных признаков приведены в таблице 2 и таблице 3. Классы сбалансированы путем случайного удаления данных из мажоритарного класса  $\Omega_1$ .

Таблица 2 – Сбалансированная  $F$ -мера для пространств признаков

$F$ , %	$R_h^2$	$R^2$	$R^8$	$R_{SVM}$
MIT-BIH	93,86	90,22	82,73	92,10
INCART	92,58	89,01	80,54	91,95

Таблица 3 – Сбалансированная  $F$ -мера методов машинного обучения

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

В четвертой главе представлен метод оценки АД как крайних значений статистики вариационного ряда, а также описание закона распределения оценки АД, основанной на достаточной статистике вариационного ряда малой выборки, состоящей из трех измерений.

При получении оценок значений АД  $[\hat{p}_{sv}; \hat{p}_{dv}]$  в отрезке  $[t_i; t_{i+1}]$  фактически нужно определять левую и правую границы финитных распределений для систолического и диастолического давления соответственно. Достаточными статистиками оценки этих границ являются максимум и минимум соответствующих вариационных рядов:

$$\hat{p}_{sv} = \max(p_{s1}, p_{s2}, p_{s3}), \hat{p}_{dv} = \min(p_{d1}, p_{d2}, p_{d3}). \quad (10)$$

Выполнено статистическое моделирование процесса оценки АД на основе экспоненциальной модели зависимости давления от времени, предложенной во второй главе (таблица 5). Показателем качества принята оценка относительной погрешности измерений  $\sigma(p) = \frac{|\bar{p} - p_{real}|}{p_{real}}$ , где  $\bar{p}$  – оценка выборочного среднего значения АД,  $p_{real}$  – истинное значение АД.

Таблица 5 – Результаты статистического моделирования процесса оценки АД (количество экспериментов  $10^5$ )

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

Предложенный метод оценки по значениям вариационного ряда малой выборки из трех измерений имеет меньшую методическую погрешность в сравнении с рекомендуемым в официальных источниках методом оценки их среднего арифметического.

Получен закон распределения оценки АД. Если зависимость кривой давления в манжете от времени описывается монотонно убывающей функцией, то измерения АД представляют собой величину с функцией распределения вероятности  $F_p(x)$ , выраженной через функцию распределения вероятности времени  $F_t(x)$ , как  $F_p(p) = 1 - F_t(t(p))$ . Пренебрегая ВСП, можно принять моменты появления сокращений случайными величинами, распределенными по равномерному непрерывному закону с функцией распределения:

$$F_t(t) = \begin{cases} 0, & t < t_1; \\ \frac{t-t_1}{t_2-t_1}, & t_1 \leq t < t_2; \\ 1, & t \geq t_2. \end{cases} \quad (11)$$

Показано, что в случае линейной аппроксимации зависимости давления от времени результаты измерения АД будут распределены по равномерному непрерывному закону:

$$F_p(p) = 1 - F_t(t(p)) = \begin{cases} 0, & p < p_2; \\ -\frac{1}{p_1-p_2}p + \frac{p_2}{p_2-p_1}, & p_2 \leq p < p_1; \\ 1, & p \geq p_1, \end{cases} \quad (12)$$

а в случае экспоненциальной зависимости:

$$F_p(p) = \begin{cases} 0, & p < \hat{p}_2; \\ 1 - \frac{1}{\alpha(t_2-t_1)} \ln\left(\frac{p_0}{p_1}\right) + \frac{t_1}{t_2-t_1}, & p_2 \leq p < p_1; \\ 1, & p \geq p_1. \end{cases} \quad (13)$$

Согласно модели ЭКГ, рассматриваемой во второй главе, моменты появления сокращений при ВСП можно представить в виде суммы двух случайных величин

$$t = t_{RR} + t_{\text{ВСП}},$$

где  $t_{RR}$  – случайная величина момента появления сокращения в рамках сердечного ритма без ВСП;

$t_{\text{ВСП}}$  – случайная прибавка ВСП, функция распределения  $F_{\text{ВСП}}(t)$  которой равна:

$$F_{\text{ВСП}}(t) = \begin{cases} 0, & t < -t_{\Delta}; \\ \frac{t+t_{\Delta}}{2t_{\Delta}}, & -t_{\Delta} \leq t < t_{\Delta}; \\ 1, & t \geq t_{\Delta}. \end{cases} \quad (14)$$

где  $\pm t_{\Delta}$  – параметры распределения, равные границам значений прибавки.

Тогда функция распределения моментов появления сокращений  $F_t(t)$  и функция распределения значений АД при ВСП  $F_p(p)$  равны:

$$F_t(t) = \begin{cases} 0, & t < t_{1\Delta}; \\ \frac{(t - (t_1 - t_{1\Delta}))^2}{2t_{1\Delta}(t_2 + t_{1\Delta} - t_1)}, & t_{1\Delta} \leq t < t_1; \\ \frac{2t - 2t_1 + t_{1\Delta}}{2(t_2 + t_{1\Delta} - t_1)}, & t_1 \leq t < t_2; \\ 1 - \frac{(t_2 - (t - t_{1\Delta}))^2}{2t_{1\Delta}(t_2 + t_{1\Delta} - t_1)}, & t_2 \leq t < t_{2\Delta}; \\ 1, & t \geq t_{2\Delta}, \end{cases} \quad , F_p(p) = \begin{cases} 0, & p < p_{2\Delta}; \\ 1 - \left( \ln \left( \frac{p_{1\Delta}}{p} \right) \right)^2 / 2 \ln \left( \frac{p_{1\Delta}}{p_2} \right) \ln \left( \frac{p_{1\Delta}}{p_1} \right), & p_{2\Delta} \leq p < p_2; \\ \frac{\ln \left( \frac{p_{1\Delta} p_1}{p} \right)}{2 \ln \left( \frac{p_{1\Delta}}{p_2} \right)}, & p_2 \leq p < p_1; \\ \left( \ln \left( \frac{p_{1\Delta} p}{p_1 p_2} \right) \right)^2 / 2 \ln \left( \frac{p_{1\Delta}}{p_2} \right) \ln \left( \frac{p_{1\Delta}}{p_1} \right), & p_1 \leq p < p_{1\Delta}; \\ 1, & p \geq p_{1\Delta}, \end{cases} \quad (15)$$

где  $t_{1\Delta}$  и  $t_{2\Delta}$  – параметры распределения, представляющие собой границы возможных значений момента появления пульсовых волн с учетом прибавки.

Систолическое давление представляет собой первое значение вариационного ряда значений АД, 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:

$$F_d(x) = F_{(1)}(x) = 1 - (1 - F(x))^{N_v}, \quad F_s(x) = F_{(N)}(x) = F^{N_v}(x), \quad (16)$$

где  $F(x)$  – функция распределения случайных величин исследуемого вариационного ряда;

$N_v$  – количество измерений в вариационном ряде;

$s$  и  $d$  – обозначение систолического и диастолического давления соответственно.

Для законов распределения результатов оценки  $\hat{p}_{sv}$  и  $\hat{p}_{dv}$  по малой выборке в роли вариационного ряда выступают три измерения соответствующего АД, минимум соответствует первой порядковой статистике, максимум – третьей:

$$F_{(dv)}(x) = 1 - (1 - F_d(x))^3, \quad F_{(sv)}(x) = F_s^3(x). \quad (17)$$

**В пятой главе** представлены результаты апробации предложенных моделей и алгоритмов.

Приведено описание авторского устройства обнаружения опорных точек ЭКК, функционирующее по алгоритму (рисунок 1) на основе цифровой фильтрации. Структурная схема устройства и схема соединений его элементов показаны на рисунке 4. Результат обнаружения ЭКК передается пользователю путем беспроводной передачи данных по технологии Bluetooth. В диссертации подробно представлены сценарии применения устройства и результаты его работы.



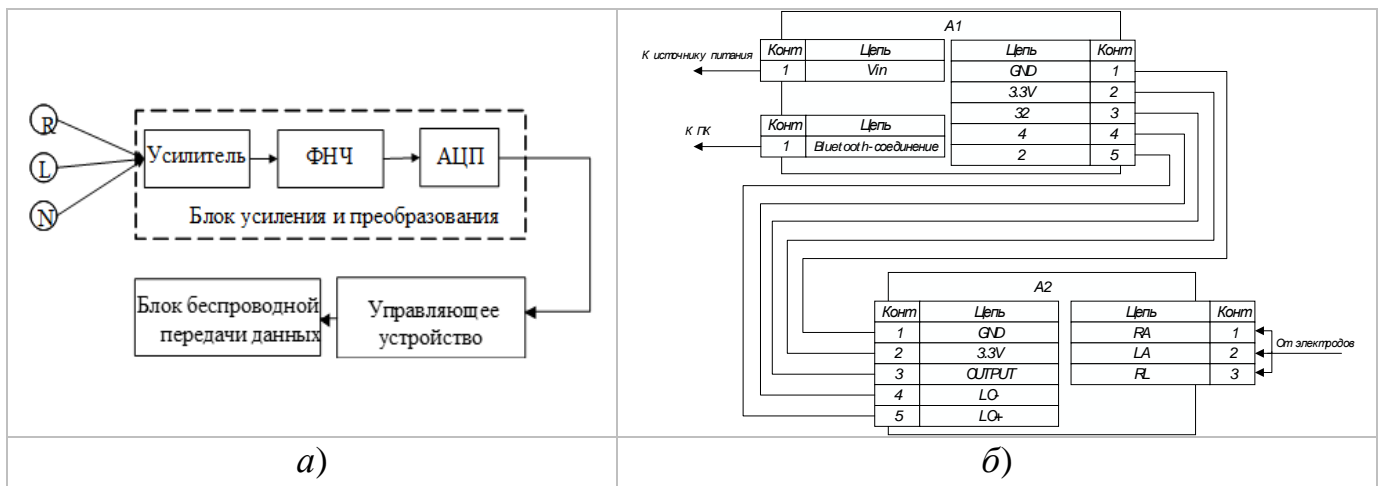
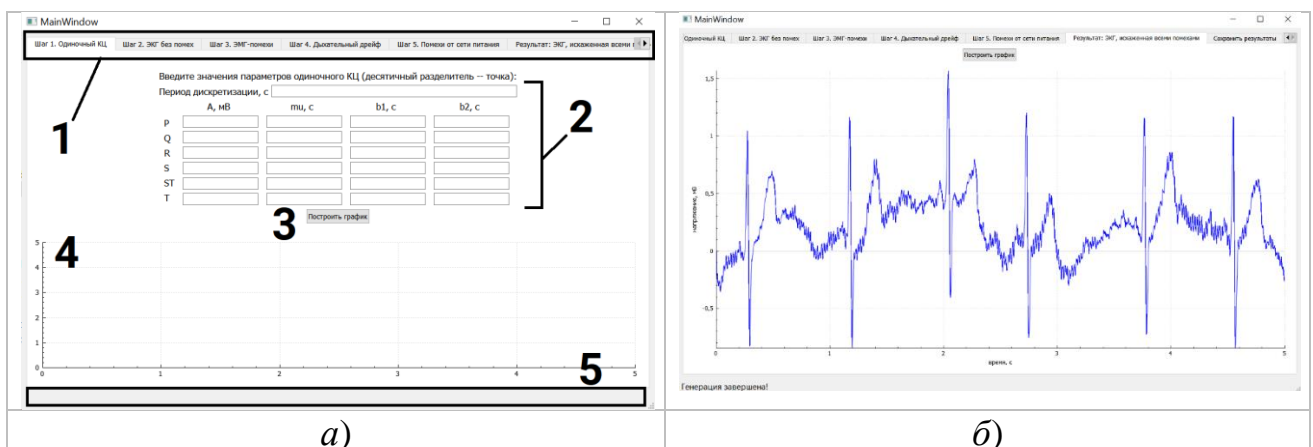


Рисунок 4 – Устройство обнаружения опорных точек ЭКГ:  
а – структурная схема; б – схема соединений

Приведена характеристика разработанного приложения, выполняющего генерацию записи ЭКГ на основе математической модели, предложенной во второй главе диссертации. Внешний вид приложения показан на рисунке 5а.



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 – Внешний вид: а – активного главного окна приложения; б – окна визуализации записи сигнала, искаженного совокупной аддитивной помехой

Приложение позволяет по результатам моделирования построить график ЭКГ, аддитивно искаженной всеми моделируемыми сигналами помехи, как иллюстрирует рисунок 5б, и сохранить результаты в файле \*.txt.

**В заключении** изложены итоги выполненного исследования, рекомендации и перспективы дальнейшей разработки темы.

**В приложениях** приведены акты о внедрении результатов диссертационной работы, разработанные математические модели ЭКГ и процедуры измерения артериального давления, копии свидетельств регистрации программ для ЭВМ.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Научная задача, сформулированная 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, решена с получением следующих результатов:

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

Предложены: модель полезного сигнала ЭКГ, модель аддитивного сигнала помехи ЭКГ и модель процедуры оценки АД.

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

Предложенный алгоритм обнаружения и фиксации опорных точек ЭКК состоит из этапов дифференцирования входного сигнала, фильтрации низких частот и прохождения сигнала через двухпороговую схему сравнения (решающего правила). Показано, что предложенный алгоритм демонстрирует высокое качество в сравнении с существующими алгоритмами корреляционно-экстремального обнаружения и Пана-Томпкинса.

Для решения задачи классификации ЭКК предложено первичное множество из восьми информативных признаков и найдена их эффективная комбинация для классификации трех состояний сердечного ритма.

Выполнено сравнение алгоритмов классификации ЭКК на основе методов машинного обучения: логистической регрессии (LR), случайного леса (RF) и метода опорных векторов (SVM). Определены пары информативных признаков, которые обеспечивают высокую точность для рассматриваемых классов нарушений сердечного ритма – коэффициент сцепления и коэффициент эксцесса  $i$ -го  $R$ -зубца ЭКК.

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. Метод имеет более высокую точность в сравнении с традиционным методом оценки значения артериального давления.

Предложено описание закона распределения предложенной оценки артериального давления. Получены два примера закона распределения оценки давления крови, основанных на линейном и экспоненциальном описании зависимости АД от времени.

## **СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ**

### **Публикации в рецензируемых научных изданиях, рекомендованных ВАК**

1. Акопян, Б.К. Пространство информативных признаков для классификации эпизодов нарушения сердечного ритма /Акопян Б. К., Татарникова Т. М. // Изв. вузов. Приборостроение. – 2024. – Т. 67, № 12. – С. 1082-1086.
2. Акопян, Б.К. Алгоритм обнаружения опорных точек на цифровой электрокардиограмме в режиме реального времени / Б.К. Акопян // 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.

### **Программы для ЭВМ**

4. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021617425 Российская Федерация. Программа для имитационного моделирования сигнала электрокардиограммы: № 2021616724: заявл. 14.05.2021: опубл. 14.05.2021 / Б.К. Акопян, О.О. Жаринов, А.П. Шепета; заявитель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения».
5. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2022681380 Российская Федерация. Программное средство для обнаружения и классификации аритмий по сигналу электрокардиограммы: № 2022681363: заявл. 14.11.2022: опубл. 14.11.2022 / Б.К. Акопян, О.О. Жаринов; заявитель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения".

### **Публикации в других изданиях**

6. 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.
7. 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 / СПб.: Изд-во ГУАП, 2021. С. 7-12.
8. 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.
9. 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.

10. 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.

11. 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.

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. 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.

14. 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.

15. 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. Том Часть II. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, 2019. – С. 243-246.

16. 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. СПб.: ГУАП, 2020. С. 17-23.

17. 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. СПб.: ГУАП, 2021. С. 13-19.

18. Akopyan, B.K. Development of the automated cardiac rhythm disorders detection and classification algorithm / B.K. Akopyan // Bulletin of the UNESCO Department “Distance education in engineering” of the SUAI – Vol. Issue 7, 2022. – P. 28-31.