

На правах рукописи



Рулев Максим Евгеньевич

**МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ ФОРМИРОВАНИЯ ХАРАКТЕРНЫХ
ПРИЗНАКОВ ЭЛЕКТРО-, СЕЙСМО- И ГИРОКАРДИОСИГНАЛОВ
ДЛЯ ЭКСПЕРТНОЙ СИСТЕМЫ**

Специальность 2.3.1

Системный анализ, управление и обработка информации, статистика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2025

Работа выполнена в Мытищинском филиале федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)» (МФ МГТУ им. Н.Э. Баумана).

Научный руководитель: **Комаров Евгений Геннадиевич,**
доктор технических наук, доцент, профессор
кафедры информационно-измерительных
систем и технологий приборостроения
МФ МГТУ им. Н.Э. Баумана

Официальные оппоненты: **Уткин Антон Викторович,**
доктор технических наук, ведущий научный
сотрудник ФГБУН Институт проблем
управления им. В.А. Трапезникова РАН

Банит Юрий Романович,
кандидат технических наук, главный инженер –
заместитель генерального директора
АО «Газпром космические системы»

Ведущая организация: ФГБУ «Научно-исследовательский испытательный
центр подготовки космонавтов им. Ю.А. Гагарина»

Защита состоится «16» декабря 2025 г. в 14 час. 30 мин. на заседании диссертационного совета 24.2.331.14 при Московском государственном техническом университете им. Н.Э. Баумана по адресу: 105005, Москва, Госпитальный пер., 10, ауд. 613м.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте: <http://bmstu.ru/>.

Отзывы и замечания по автореферату в двух экземплярах, заверенные печатью, просим высылать по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1 на имя ученого секретаря диссертационного совета.

Автореферат разослан « ____ » _____ 2025 г.

Исполняющий обязанности
ученого секретаря
диссертационного совета 24.2.331.14,
доктор технических наук,
доцент

Сидоркина Юлия Анатольевна

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования

В настоящее время самым распространенным и эффективным методом исследования работы сердца является электрокардиография. Разработанные в нашей стране теория и аппаратура, базирующиеся на методе информационного анализа электрокардиосигналов, позволяют регистрировать и выполнять оценку динамики типовых параметров (признаков) электрокардиосигнала. Однако на сегодняшний день для разработанного метода отсутствует алгоритм формирования характерных признаков электрокардиосигналов, который позволил бы в автоматическом режиме получать необходимую информацию для последующей обработки.

Кроме генерации электрических сигналов сердце совершает поступательно-вращательные движения в трехмерном пространстве, передающиеся грудной клетке, называемые сейсмокардиосигналом и гиросигналом. Благодаря развитию технологий микроэлектроники стало возможным осуществлять регистрацию сейсмо- и гиросигналов при помощи микромеханических акселерометров и гироскопов с низкими погрешностями. Как сейсмокардиография, так и гиросигнография активно исследуются, но пока не применяются в медицинской практике, поскольку методы и алгоритмы обработки сейсмо- и гиросигналов недостаточно проработаны и не обладают требуемой общностью.

Для регистрации электро-, сейсмо- и гиросигналов используют как громоздкие устаревшие приспособления, так и портативные современные приборы и изделия. Однако основной проблемой существующих приборов, регистрирующих электрокардиосигналы, является наличие погрешностей, отрицательно сказывающихся на измеряемой информации и нередко приводящих к ошибкам при клинической оценке биофизических параметров. Кроме того, большинство разработанных устройств, регистрирующих сейсмо- и гиросигналы, по своим техническим характеристикам не подходят для эксплуатации в медицинской практике.

Благодаря внедрению новейших разработок и компьютерных технологий ведутся работы по усовершенствованию имеющихся, а также созданию новых автоматических средств сбора и обработки биофизической информации. Получили широкое применение экспертные системы (ЭС) помощи врачам, способствующие получению более точных результатов при значительном количестве анализируемых данных. Вместе с тем существующие ЭС требуют как можно больше исходной информации, включая проведение ряда клинических инвазивных исследований.

Исходя из вышесказанного, актуальна задача разработки методов и алгоритмов формирования характерных признаков электро-, сейсмо- и гиросигналов, синхронно регистрируемых специальным устройством, обладающим низкими погрешностями, и предназначенных для ЭС оценки функционального состояния организма неинвазивным способом.

Изложенное образует идеи, составляющие основу предмета и цели настоящего исследования.

Постановка задачи

Объект исследования – электрокардиосигналы, сейсмокардиосигналы, гиросигналы.

Предмет исследования – признаки электрокардиосигналов, сейсмокардиосигналов и гиросигналов, включая соответствующие респираторные составляющие, выделение среди них наиболее характерных и выявление их взаимосвязи.

Цель и задачи диссертации

Цель исследования состоит в разработке алгоритмов формирования характерных признаков электро-, сейсмо- и гиросигналов, регистрируемых электросейсмокардиоблоком (ЭСКБ) с низкими погрешностями, с использованием численных методов, элементов программирования и цифровой обработки сигналов для анализа ЭС.

Для достижения поставленной цели в диссертации решаются следующие задачи:

1. Исследование и выявление закономерностей и характеристик электрокардиосигналов, сейсмокардиосигналов и гиросигналов для идентификации характерных признаков кардиоциклов.
2. Разработка алгоритма формирования характерных признаков электрокардиосигналов, сейсмокардиосигналов и гиросигналов для ЭС.
3. Разработка алгоритма формирования характерных признаков респираторных циклов, определяемых по электрокардиосигналам, сейсмокардиосигналам и гиросигналам, для ЭС.
4. Разработка рациональной схемы построения ЭСКБ, предназначенного для регистрации электрокардиограммы (ЭКГ), сейсмокардиограммы (СКГ) и гиросигналов (ГКГ).
5. Разработка модели погрешностей ЭСКБ, отражающей наличие погрешностей чувствительных элементов ЭСКБ, отрицательно сказывающихся на измеряемой информации.
6. Разработка ансамбля критериев ЭС для оценки динамики характерных признаков электрокардиосигналов, сейсмокардиосигналов, гиросигналов и их респираторных составляющих.

Научная новизна результатов:

1. Получены результаты анализа кардиосигналов, отличающиеся идентификацией большего количества локальных экстремумов в сейсмо- и гиросигналах по сравнению с электрокардиосигналом, совпадающих по времени.
2. Разработан алгоритм расчета электрокардиоциклов, сейсмокардиоциклов и гиросигналов, отличающийся идентификацией наиболее информативных характерных признаков и их приращений.
3. Разработан алгоритм расчета респираторных циклов исходя из электрокардиосигналов, сейсмокардиосигналов и гиросигналов, отличающийся идентификацией наиболее информативных характерных признаков и их приращений.
4. Получена модель погрешностей ЭСКБ, отличающаяся учетом влияния погрешностей электрокардиографического отведения и микромеханических

датчиков на результаты синхронной регистрации и обработки электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов в соответствии с разработанными алгоритмами.

5. Предложен ансамбль критериев ЭС, отличающийся анализом знаков приращений характерных признаков электро-, сейсмо-, гирокардиосигналов и их респираторных составляющих.

Практическая значимость:

1. Разработан комплекс программ для определения характерных признаков электро-, сейсмо-, гирокардиосигналов, их респираторных составляющих, а также соответствующих приращений и знаков приращений, обеспечивающий формирование необходимой и дополнительной кардиологической информации.

2. Разработано программное обеспечение, позволяющее синхронно регистрировать электрические и механические кардиосигналы, в т. ч. по данным от микромеханических датчиков – акселерометра и гироскопа.

3. Разработано оборудование для измерения электрических и механических кардиосигналов с низкими погрешностями, которое потенциально может получить применение при неинвазивных кардиологических исследованиях.

4. Разработан ансамбль критериев ЭС, позволяющий врачу оценить динамику характерных признаков электро-, сейсмо-, гирокардиосигналов и их респираторных составляющих для идентификации отклонений в работе кардиореспираторной системы.

Достоверность научных результатов базируется на корректности представленных математических вычислений, большом объеме проведенных натуральных экспериментов и тщательном анализе полученных результатов.

Внедрение результатов работы. Результаты работы внедрены в научно-производственную деятельность ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ» (г. Москва), ООО «БИОГРАМ» (г. Пушкино), ООО «АРК Системс» (г. Москва), в учебный процесс Мытищинского филиала МГТУ им. Н.Э. Баумана (г. Мытищи) и в клиническую практику ОГБУЗ «Белгородская областная клиническая больница Святителя Иоасафа» (г. Белгород).

Методы исследования. Для решения поставленных задач в настоящей работе использованы методы эмпирического характера, в частности – эксперимент, измерение и сравнение, методы цифровой фильтрации, а также методы математической статистики. Программирование и ряд исследований проводились в средах MATLAB и Python. Дополнительно привлекались современные пакеты прикладных программ MathCAD и Excel с проработкой конструкторской документации в системе проектирования КОМПАС-3D.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Алгоритм расчета электрокардиоциклов, сейсмокардиоциклов и гирокардиоциклов, обеспечивающий формирование характерных признаков электрокардиосигнала, сейсмокардиосигнала, гирокардиосигнала и их приращений.

2. Алгоритм расчета респираторных циклов, обеспечивающий формирование характерных признаков пневмограмм, идентифицируемых из электрокардиосигнала, сейсмокардиосигнала и гирокардиосигнала, и их приращений.

3. Модель погрешностей ЭСКБ, обеспечивающая учет влияния погрешностей электрокардиографического отведения и микромеханических датчиков на

результаты функционирования алгоритмов формирования характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов.

4. Ансамбль критериев ЭС, обеспечивающий информирование специалиста, проводящего исследования с помощью ЭСКБ на основе кодирования знаков приращений характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов.

Личный вклад. Результаты, представленные в диссертации, получены лично автором. Имеющиеся в работе незначительные заимствования, в основном касаемые обзора существующих методов и алгоритмов по теме диссертации, помечены ссылками на соответствующую литературу.

Апробация результатов работы. Результаты диссертационного исследования докладывались, обсуждались и получили одобрение специалистов на: Международных форумах «Микроэлектроника», (Алушта, 2019, Ялта, 2020, Сочи, 2022), Санкт-Петербургских международных конференциях по интегрированным навигационным системам (Санкт-Петербург, 2020, 2022, 2023), VI международной научной конференции «Фундаментальные и прикладные задачи механики» (Москва, 2020), второй конференции «Современные проблемы науки и образования в ракетно-космической технике и автоматизации производств» (Мытищи, 2022), ежегодных научно-технических конференциях профессорско-педагогического состава, аспирантов и студентов МФ МГТУ им. Н.Э. Баумана по итогам научно-исследовательских работ (Мытищи, 2020-2025), научном семинаре кафедры систем автоматического управления МГТУ им. Н.Э. Баумана (Москва, 2024).

Публикации. Основные научные и практические результаты диссертационной работы опубликованы в 20 печатных работах, в т. ч. в 8 статьях (из них 2 – в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях, рекомендованных ВАК РФ, 3 – в изданиях, индексируемых в базе данных Scopus), 11 тезисах докладов в материалах и трудах научных конференций международного и российского уровня и 1 патенте на изобретение.

Структура работы. Диссертационная работа состоит из словаря терминов, перечня сокращений, введения, пяти глав, заключения и приложения. Работа изложена на 163 страницах текста компьютерного набора, включает 36 таблиц, 62 рисунка и приложение с результатами расчетов и актами внедрения. Список литературы содержит 124 наименования.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении дана общая характеристика диссертационной работы. Обоснована актуальность темы диссертации. Описана структура диссертации, приведено ее краткое содержание. Раскрыты научная новизна и практическая значимость работы, указана степень достоверности результатов и их апробация, а также приведены положения, выносимые на защиту.

В первой главе проведен анализ разработок в областях, затрагивающих регистрацию и анализ электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов. Перечислены биофизические сигналы, генерируемые сердцем человека. Представлен метод информационного анализа электрокардиосигналов по знакам приращений характерных признаков последовательных электрокардиоциклов, таких как размахи

R_n , периоды T_n и «фазовые углы» α_n (автор – проф. Успенский В.М.). Представлен обзор известных разработок и технических решений для регистрации и анализа ЭКГ, СКГ и ГКГ. Проведен обзор алгоритмов и ЭС обработки и анализа кардиосигналов. Сформулированы задачи диссертационной работы.

Вторая глава посвящена измерению и исследованию электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов человека. Перечислены основные технические требования к устройствам для измерения электрокардиосигналов. Так, для регистрации ЭКГ использован электрокардиоблок (ЭКБ) высокого разрешения, разработанный в ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ» по инициативе Успенского В.М. Измерения электрокардиосигналов производят по трем стандартным двухполюсным отведениям от конечностей по схеме Эйнтховена – ЭКГ_I, ЭКГ_{II}, ЭКГ_{III} (Рисунок 1, а).

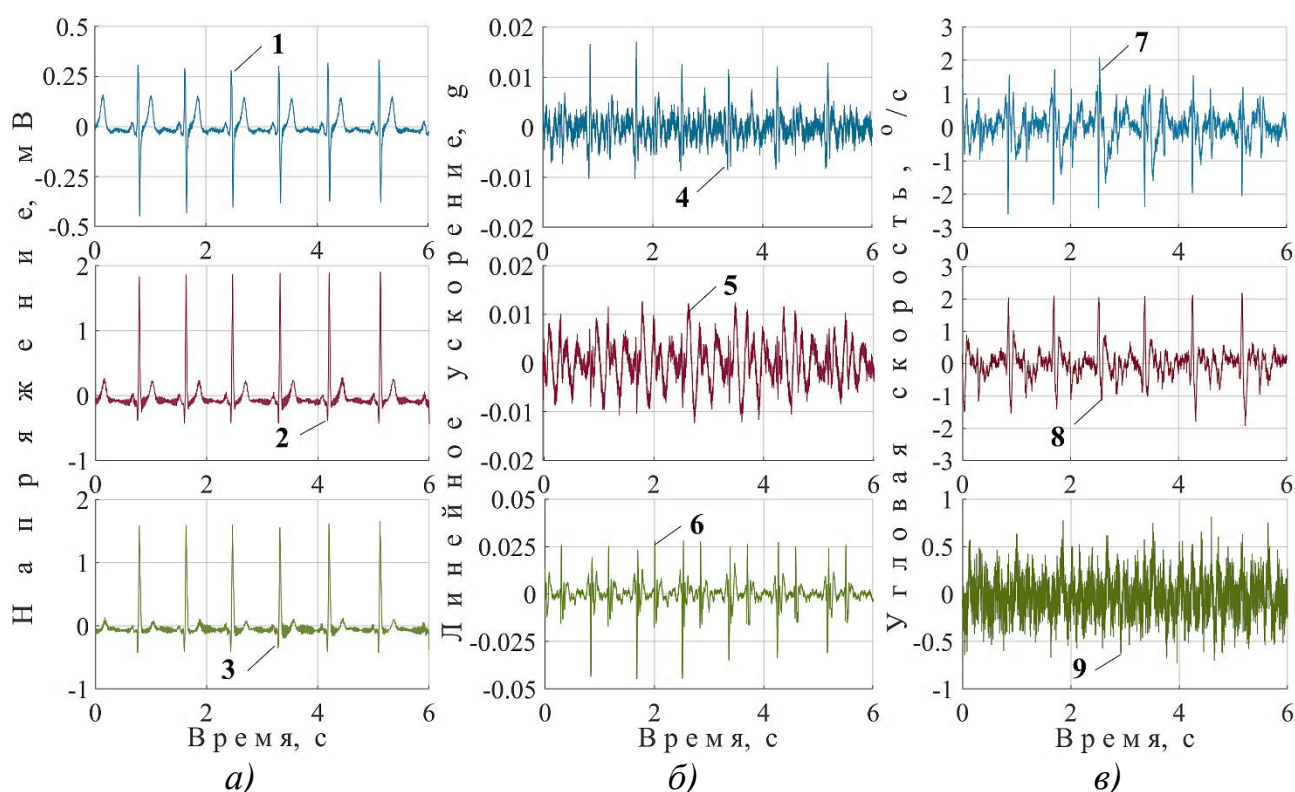


Рисунок 1. Фрагменты ЭКГ (а), СКГ (б) и ГКГ (в), регистрируемых ЭКБ высокого разрешения и СКБ: 1 – ЭКГ_I; 2 – ЭКГ_{II}; 3 – ЭКГ_{III}; 4 – СКГ_X; 5 – СКГ_Y; 6 – СКГ_Z; 7 – ГКГ_X; 8 – ГКГ_Y; 9 – ГКГ_Z

Затем в главе описан процесс регистрации механических колебаний грудной клетки (СКГ и ГКГ) сейсмокардиоблоком (СКБ), разработанным при содействии Успенского В.М. Перечислены технические требования к СКБ и системы координат (СК), используемые при вычислениях механических движений грудной клетки. Так, СКБ обеспечивает регистрацию проекций линейных ускорений на ортогональные оси X , Y и Z приборной СК – СКГ_X, СКГ_Y, СКГ_Z и проекций угловых скоростей на ортогональные оси X , Y и Z приборной СК – ГКГ_X, ГКГ_Y, ГКГ_Z при помощи трехосных микромеханического акселерометра (ММА) и микромеханического гироскопа (ММГ) (Рисунок 1, б, в). При измерениях ось Y СКБ направляется к голове, ось Z – перпендикулярно фронтальной плоскости человека по направлению силы тяжести, а ось X дополняет СК до правой.

Далее в главе выполнен анализ зарегистрированных кардиосигналов и сделан выбор необходимого количества информационных каналов для обработки. В качестве критерия выбора конкретного канала взято отношение сигнал/шум. Так показано, что для обработки электрокардиосигналов целесообразно использовать сигнал ЭКГ_{II}, для обработки сейсмокардиосигналов – СКГ_Z, а для гироскардиосигналов – ГКГ_X. Более того, анализ СКГ и ГКГ по выбранным проекциям показал, что их формы с течением времени сохраняются, а наличие и соотношение локальных экстремумов в этих кардиосигналах, которых в 3-4 раза больше, чем в ЭКГ, позволяют оценить вариабельность механических сигналов, которые несут дополнительную информацию и представляют практический интерес для дальнейших исследований (Рисунок 2).

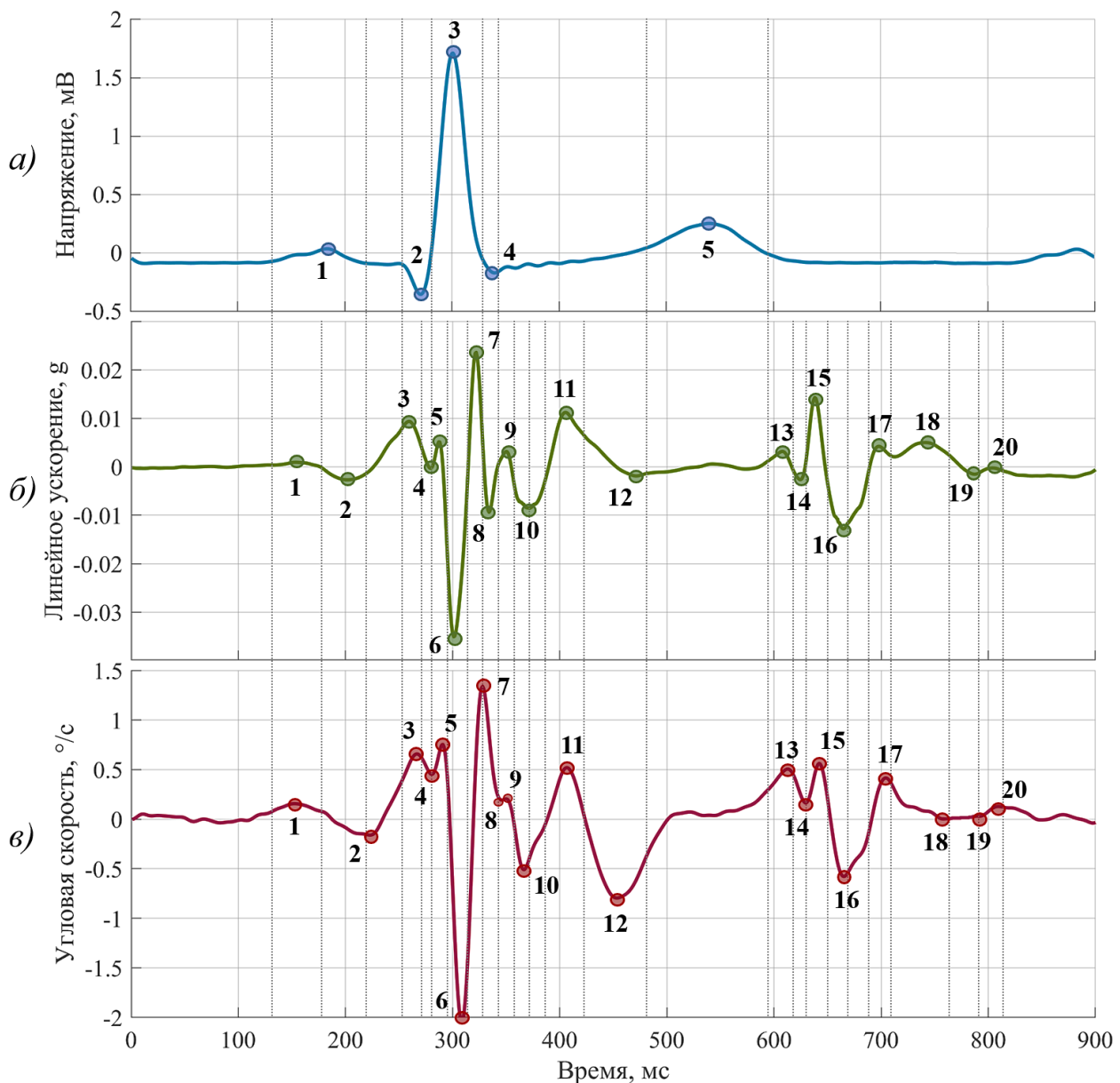


Рисунок 2. Типовые кардиоциклы: а) ЭКГ_{II}; б) СКГ_Z; в) ГКГ_X

Следом в главе показано, что во всех регистрируемых кардиосигналах содержатся дыхательные, или респираторные циклы. В наибольшей степени они проявляются по ЭКГ_{II}, СКГ_Y и ГКГ_X. Таким образом, при разработке алгоритмов

формирования характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов и соответствующих респираторных составляющих задействованы 4 из 9 каналов: ЭКГ_{II}, СКГ_Y, СКГ_Z, ГКГ_X. Такое решение позволит извлечь необходимую информацию для обработки кардиосигналов по минимальному числу каналов с частотой опроса 1 кГц.

В третьей главе изложены алгоритмы формирования характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов. Сначала проводится этап фильтрации кардиосигналов. Так, для известных и постоянно действующих внешних возмущений использованы цифровые фильтры, такие как вырезающий фильтр Баттерворта 2-го порядка на частоте 50 Гц, фильтр высоких частот (ФВЧ) Баттерворта 2-го порядка с частотой среза 1 Гц для фильтрации электрокардиосигнала и ФВЧ Баттерворта 2-го порядка с частотой среза 0,5 Гц для фильтрации сейсмо- и гирокардиосигналов.

Следом в главе проведено исследование признаков электро-, сейсмо- и гирокардиоциклов, таких как размахи R_{norm} , периоды T_{norm} , площади S_{norm} , заключенные под кривыми кардиоциклов, длины L_{norm} и «фазовые углы» α_{norm} кардиоциклов. Особенностью их расчета является приведение в безразмерный вид с использованием нормирующих коэффициентов. В качестве показателя, характеризующего вариабельность признаков кардиосигналов, принят коэффициент вариации CV , равный отношению выборочного среднеквадратического отклонения σ к выборочному среднему значению M каждого признака. На основании проведенного анализа установлено, что размахи, периоды и площади кардиоциклов имеют максимальные CV (Таблица 1) и несут наибольшую информацию.

Таблица 1.

Статистические показатели признаков кардиоциклов

Параметры		R_{norm}	L_{norm}	S_{norm}	T_{norm}	α_{norm}
ЭКГ	M	0,5594	836,09	70,41	836,06	$7,08 \cdot 10^{-4}$
	σ	0,0117	85,86	7,92	85,86	$6,22 \cdot 10^{-5}$
	$CV, \%$	2,20	9,85	12,06	9,85	9,74
СКГ	M	0,4110	836,18	199,28	836,06	$5,37 \cdot 10^{-4}$
	σ	0,0809	85,86	49,58	85,86	$1,15 \cdot 10^{-4}$
	$CV, \%$	21,39	9,85	24,88	9,85	22,47
ГКГ	M	0,4326	836,18	179,27	836,06	$5,57 \cdot 10^{-4}$
	σ	0,0615	85,87	35,21	85,86	$9,04 \cdot 10^{-5}$
	$CV, \%$	14,40	9,85	19,42	9,85	18,47

Исходя из изложенного, в качестве характерных признаков кардиоциклов в алгоритмах использованы:

– размахи кардиоциклов:

$$(R_{\text{norm}})_j = \frac{(x_{\text{max}})_j - (x_{\text{min}})_j}{D_R}, \quad (1)$$

– площади кардиоциклов:

$$(S_{\text{norm}})_j = \sum_{i=1}^{k-1} \frac{\Delta h}{D_R} \left(\frac{x_i + x_{i+1}}{2} - (x_{\min})_j \right), \quad (2)$$

– периоды кардиоциклов:

$$(T_{\text{norm}})_j = I((x_{\min})_{j+1}) - I((x_{\min})_j), \quad (3)$$

где j – номер кардиоцикла; x_{\max} , x_{\min} и x – максимальные, минимальные и текущие значения электро-, сейсмо- и гирокардиоциклов соответственно [мВ, g, °/с]; D_R – нормирующий коэффициент, равный номинальному диапазону кардиосигналов: для ЭКГ $D_R^{\text{ЭКГ}} = 2,5$ мВ, для СКГ $D_R^{\text{СКГ}} = 0,075$ g, для ГКГ $D_R^{\text{ГКГ}} = 5$ °/с; i – отсчет в текущий момент кардиоцикла; k – количество отсчетов в текущем кардиоцикле; $\Delta h = 1$ – нормированный интервал между отсчетами внутри кардиоциклов; $I(x_{\min})$ – отсчет, соответствующий ординате x_{\min} кардиоцикла.

При расчете характерных признаков по СКГ и ГКГ полагается, что

$$(T_{\text{norm}}^{\text{СКГ}})_j = (T_{\text{norm}}^{\text{ГКГ}})_j = (T_{\text{norm}}^{\text{ЭКГ}})_j. \quad (4)$$

Для выбранных характерных признаков кардиоциклов следом в главе представлены выражения для нахождения соответствующих приращений. Затем определены знаки приращений при помощи кусочно-постоянной функции sgn с исключением нулевых приращений.

Завершающий этап алгоритма формирования характерных признаков кардиосигналов – формирование найденных знаков приращений в единый массив данных для последующей обработки ЭС.

Таким образом, алгоритм формирования характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов состоит из следующих этапов:

- 1) фильтрация измеренных кардиосигналов;
- 2) расчет характерных признаков кардиоциклов (1), (2) и (3);
- 3) расчет приращений характерных признаков кардиоциклов;
- 4) определение знаков приращений характерных признаков кардиоциклов;
- 5) формирование массива данных со знаками приращений характерных признаков кардиоциклов.

Далее в главе изложен алгоритм формирования характерных признаков респираторных составляющих (пневмограмм) электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов. По электрокардиосигналу, предварительно прошедшему процесс фильтрации дрейфа изолинии, пневмограмма может быть получена путем соединения R -пигов, соответствующих локальным максимумам ЭКГ (Рисунок 3, а):

$$\bar{u}_i = \{(u_{\max})_j\}, j = \overline{1, n}, \quad (5)$$

где n – количество R -пигов ЭКГ.

По сейсмо- и гирокардиосигналам пневмограммы строятся методом скользящего среднего с окном усреднения данных, равным 2 с (Рисунок 3, б, в):

$$\bar{W}_i = \frac{1}{m} \sum_{r=0}^{m-1} W_{i-r}, \quad \bar{\omega}_i = \frac{1}{m} \sum_{r=0}^{m-1} \omega_{i-r}, \quad (6)$$

где $i = \overline{m, l}$, m – количество отсчетов в окне, l – общее число отсчетов.

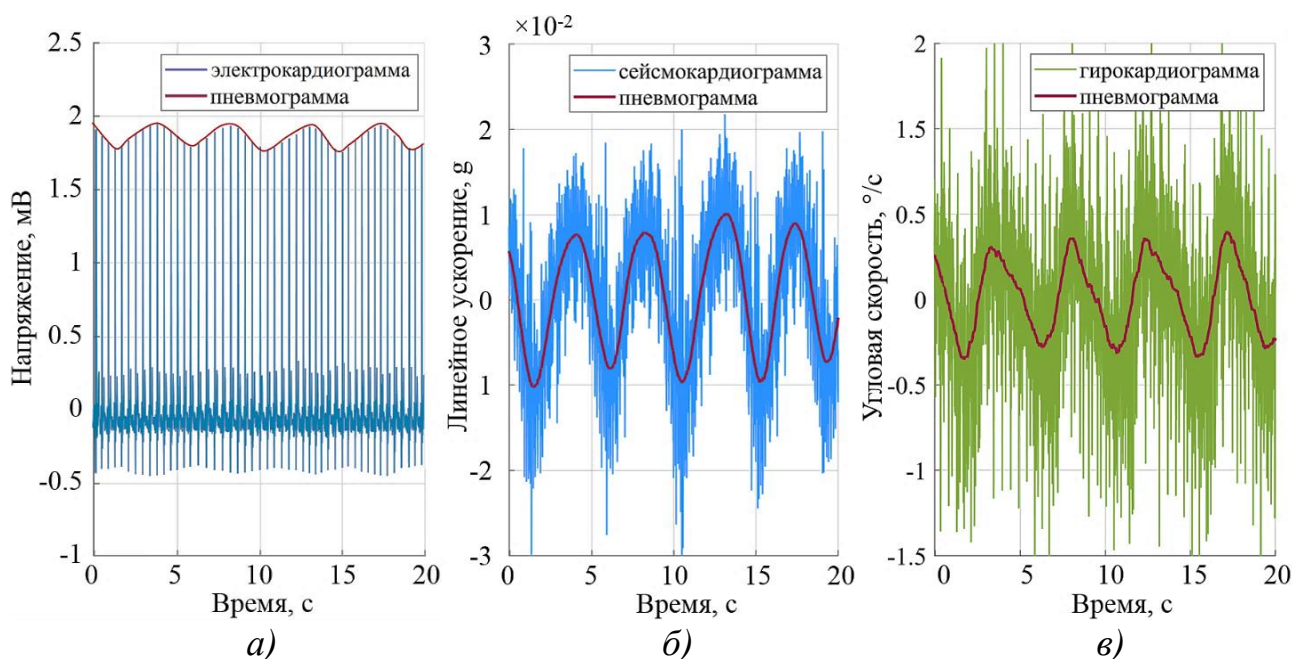


Рисунок 3. Построение пневмограмм по: а) ЭКГ; б) СКГ; в) ГКГ

Таким образом, респираторные циклы регистрируются без применения дополнительного оборудования и могут быть построены как по электрокардиосигналу, так и по сейсмо- или гиросигналу.

Для дыхательных составляющих выполнено исследование нескольких признаков респираторных циклов: размахов $R_{\text{норм}}^{\text{дых}}$, периодов $T_{\text{норм}}^{\text{дых}}$, площадей $S_{\text{норм}}^{\text{дых}}$ респираторных циклов, продолжительностей вдохов $T_{\text{норм}}^{\text{вд}}$ и выдохов $T_{\text{норм}}^{\text{выд}}$. Результаты расчета CV для перечисленных признаков дыхательных циклов даны в Таблице 2, из которых следует, что рассчитанные значения CV , в целом, превышают соответствующие значения характерных признаков кардиоциклов и могут быть использованы для оценки респираторного процесса человека согласно основополагающему методу информационного анализа.

Таблица 2.

Статистические показатели признаков респираторных циклов

Параметры		$R_{\text{норм}}^{\text{дых}}$	$T_{\text{норм}}^{\text{дых}}$	$T_{\text{норм}}^{\text{вд}}$	$T_{\text{норм}}^{\text{выд}}$	$S_{\text{норм}}^{\text{дых}}$
ЭКГ	M	0,6002	6891	4095	2796	2368
	σ	0,0938	1273	1102	1007	651,70
	$CV, \%$	15,78	18,65	27,28	36,29	27,81
СКГ	M	0,5241	6994	3702	3292	2428
	σ	0,1112	1026	637	850,25	604,24
	$CV, \%$	21,17	14,69	17,23	25,80	24,86
ГКГ	M	0,5877	7380	4383	2997	2493
	σ	0,1121	1102	794	861,65	578,55
	$CV, \%$	20,29	15,81	19,26	30,55	24,67

Следом в главе для исследуемых признаков респираторных циклов, представленных в безразмерной форме, найдены приращения и знаки приращений, а также выполнено их сравнение (Таблица 3).

Таблица 3.

Совпадение знаков приращений признаков
респираторных составляющих по разным сигналам

Параметры	$R_{\text{norm}}^{\partial_{\text{блх}}}$	$T_{\text{norm}}^{\partial_{\text{блх}}}$	$T_{\text{norm}}^{\partial}$	$T_{\text{norm}}^{\partial_{\text{блх}}}$	$S_{\text{norm}}^{\partial_{\text{блх}}}$
ЭКГ-СКГ, %	64	88	93	69	84
СКГ-ГКГ, %	73	86	85	61	78
ЭКГ-ГКГ, %	57	80	83	59	71

Анализ полученных результатов показал, что обработку респираторных циклов целесообразно проводить по признакам, у которых знаки приращений в сравнениях между разными сигналами совпадают в большинстве случаев. Таким образом, в качестве характерных признаков респираторных циклов в алгоритмах приняты:

– периоды респираторных циклов:

$$(T_{\text{norm}}^{\partial_{\text{блх}}})_j = I((\bar{x}_{\min})_{j+1}) - I((\bar{x}_{\min})_j), \quad (7)$$

– площади респираторных циклов:

$$(S_{\text{norm}}^{\partial_{\text{блх}}})_j = \sum_{i=1}^{k-1} \frac{\Delta h}{D_{\partial_{\text{блх}}}} \left(\frac{\bar{x}_i + \bar{x}_{i+1}}{2} - (\bar{x}_{\min})_j \right), \quad (8)$$

– продолжительности вдохов:

$$(T_{\text{norm}}^{\partial})_j = I((\bar{x}_{\max})_j) - I((\bar{x}_{\min})_j), \quad (9)$$

где j – номер респираторного цикла; \bar{x}_{\max} , \bar{x}_{\min} и \bar{x}_i – максимальные, минимальные и текущие значения респираторного цикла соответственно, полученного по ЭКГ [мВ], СКГ [г] и ГКГ [°/с] соответственно; $I(\bar{x}_{\max})$ и $I(\bar{x}_{\min})$ – отсчеты, соответствующие ординатам \bar{x}_{\max} и \bar{x}_{\min} респираторного цикла; k – количество отсчетов в текущем респираторном цикле; $D_{\partial_{\text{блх}}}$ – нормирующий коэффициент, равный номинальному диапазону пневмограммы: для ЭКГ $D_{\partial_{\text{блх}}}^{\text{ЭКГ}} = 0,25$ мВ, для СКГ $D_{\partial_{\text{блх}}}^{\text{СКГ}} = 0,025$ г, для ГКГ $D_{\partial_{\text{блх}}}^{\text{ГКГ}} = 1,25$ °/с.

Вычисление приращений и знаков приращений представленных характерных признаков с формированием массива данных завершают обработку респираторных циклов.

Таким образом, алгоритм формирования характерных признаков респираторных циклов включает следующие этапы:

- 1) построение пневмограммы согласно выражениям (5) и (6);
- 2) расчет характерных признаков респираторных циклов (7), (8) и (9);
- 3) расчет приращений характерных признаков респираторных циклов;
- 4) определение знаков приращений характерных признаков респираторных циклов;

5) формирование массива данных со знаками приращений характерных признаков респираторных циклов электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов.

Блок-схемы разработанных алгоритмов формирования характера признаков кардиосигналов и их респираторных составляющих проиллюстрированы на Рисунке 4.

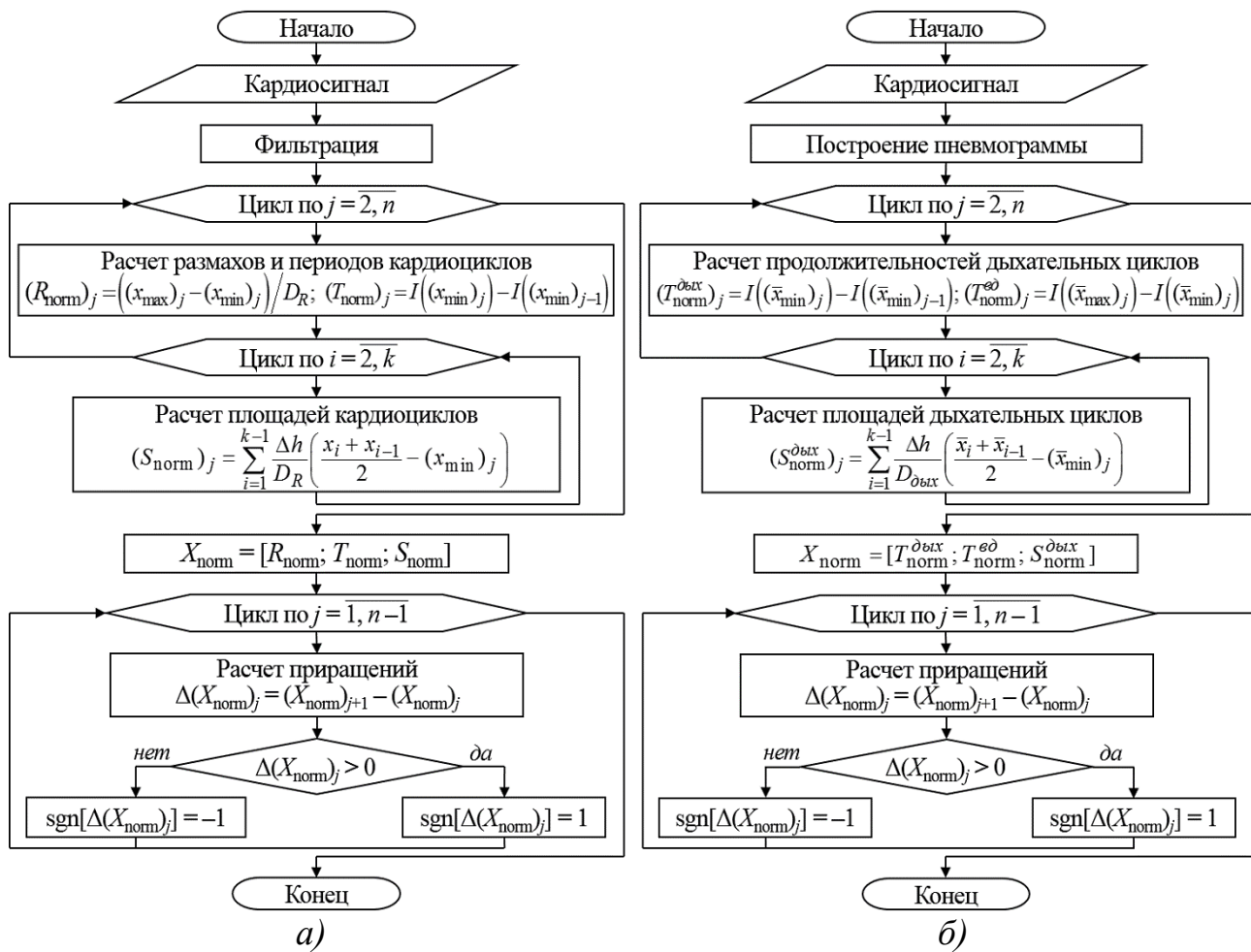


Рисунок 4. Блок-схемы алгоритмов формирования характерных признаков кардиосигналов (а) и их респираторных составляющих (б)

В четвертой главе изложена схема построения ЭСКБ, разработанного на базе ЭКБ высокого разрешения и СКБ (Рисунок 5), а также его модель погрешностей.

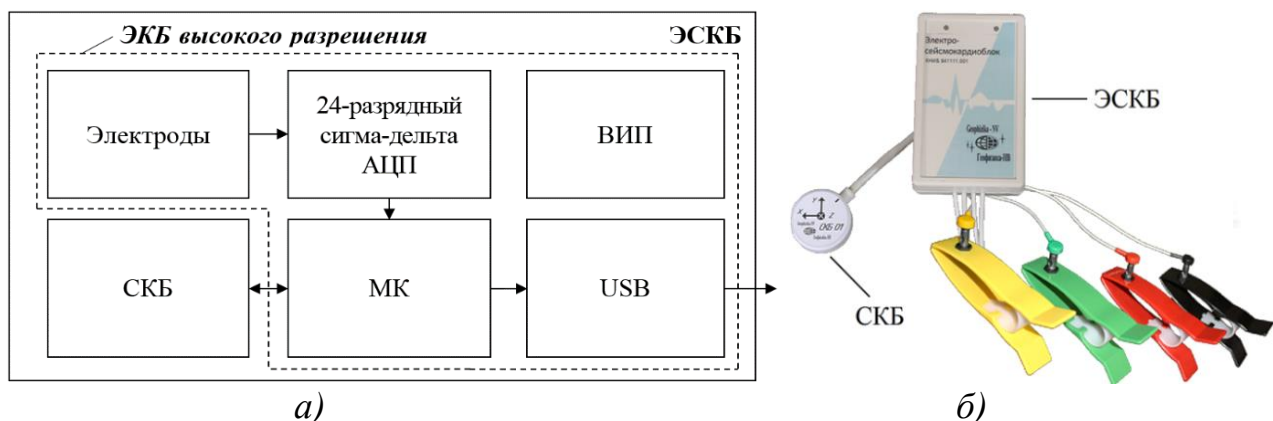


Рисунок 5. Блок-схема (а) и фотография (б) ЭСКБ:
АЦП – аналого-цифровой преобразователь, МК – микроконтроллер,
ВИП – вторичный источник питания

СКБ работает в качестве ведомого устройства и управляется командами МК ЭКБ. Синхронизация работы осуществляется по отдельной линии связи

посредством подачи синхроимпulses на СКБ, что позволяет исключить временное расхождение между электро-, сейсмо-, гирокардиосигналами.

Далее в главе проведен анализ технических характеристик разработанного ЭСКБ. Сравнение с известными аналогами и устройствами, применяемыми при регистрации разных биофизических сигналов, показало, что ЭСКБ обладает уникальными параметрами, позволяющими проводить регистрацию и обработку электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов с низкими погрешностями.

Также в главе исследованы систематические и случайные погрешности ЭСКБ. Учитывая этап определения приращений характерных признаков кардиосигналов, модель погрешностей ЭСКБ включает только случайные составляющие погрешности датчиков ЭСКБ на частоте опроса, которая с учетом методики измерений и использованных схемотехнических решений принимает вид:

$$\begin{cases} U_e = U_{0e} + u + \delta_R(U_{0e}) + C_e \\ U_g = U_{0g} + K_g [\omega + \delta_R(U_{0g}) + C_g] \\ U_a = U_{0a} + K_a [W + \delta_R(U_{0a}) + C_a], \end{cases} \quad (10)$$

где U_{0e} , U_{0g} , U_{0a} – напряжения смещений нулей каналов ЭКГ, ММГ, ММА соответственно, $\delta_R(U_{0e})$, $\delta_R(U_{0g})$, $\delta_R(U_{0a})$ – случайные погрешности смещений нулей каналов ЭКГ, ММГ, ММА в запуске соответственно, u , ω , W – измеряемые напряжение, угловая скорость и линейное ускорение соответственно, K_g , K_a – масштабные коэффициенты ММГ и ММА соответственно, $C_e = 1,4 \cdot 10^{-7}$ В/бит – цена младшего разряда (ЦМР) АЦП ЭКБ, $C_g = 7,6 \cdot 10^{-3}$ (°/с)/бит – ЦМР АЦП ММГ, $C_a = 6,1 \cdot 10^{-5}$ g/бит – ЦМР АЦП ММА.

В пятой главе уделяется внимание разработке ансамбля критериев ЭС для оценки динамики (знаков приращений) характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов, а также соответствующих респираторных составляющих. Для разработанных алгоритмов выполнено кодирование динамики характерных признаков в соответствии с методом информационного анализа кардиосигналов. В результате кодирования формируются кодограммы, содержащие символы А, В, С, D, E, F, G, H, объединенные в двух- и трехчленные комбинации, которые расставлены в порядке убывания их количества. Затем кодограммы поступают на ЭС для их сравнения (Рисунок 6).

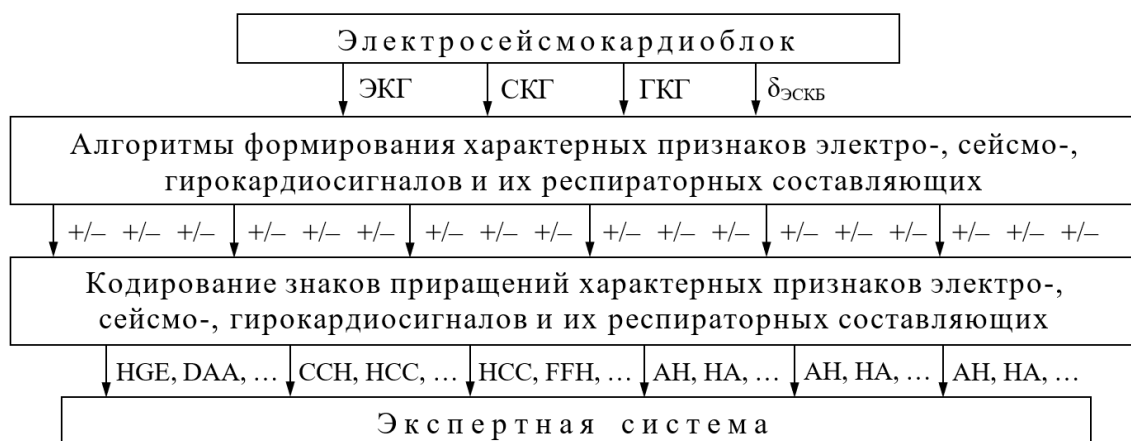


Рисунок 6. Формирование исходных данных для ЭС

Для оценки схожести кодограмм предложено использовать следующие статистические критерии:

1) нормированное Евклидово расстояние:

$$\rho_{AB} = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^n (A_i - B_i)^2}, \quad n = \overline{1, N}, \quad 0 \leq \rho_{AB} \leq 1, \quad (11)$$

где $\mathbf{A} = [A_1, A_2, \dots, A_n]$ – вектор символьной кодограммы 1, $\mathbf{B} = [B_1, B_2, \dots, B_n]$ – вектор символьной кодограммы 2, N – длины кодограмм;

2) коэффициент корреляции Пирсона:

$$r_{AB} = \frac{\sum_{i=1}^n (a_i - \bar{a})(b_i - \bar{b})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (a_i - \bar{a})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (b_i - \bar{b})^2}}, \quad \bar{a} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i, \quad \bar{b} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n b_i, \quad -1 \leq r_{AB} \leq 1, \quad (12)$$

где $\mathbf{a} = [a_1, a_2, \dots, a_n]$ – вектор количества комбинаций в соответствующих элементах вектора \mathbf{A} , $\mathbf{b} = [b_1, b_2, \dots, b_n]$ – вектор количества комбинаций в соответствующих элементах вектора \mathbf{B} ;

3) взаимная корреляционная функция (ВКФ):

$$R_{AB} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n a_i \cdot b_{i+j}, \quad j \in Z. \quad (13)$$

Например, символьная кодограмма может быть следующей:

$\mathbf{A} = \{\text{СНН, НСС, ССС, FED, ААF, СНF, СЕН, DFD, DDF, DFE, \dots}\}$,

а соответствующий вектор количества символьных комбинаций:

$\mathbf{a} = \{48, 43, 37, 32, 28, 27, 24, 23, 22, 20, \dots\}$.

Аналогичным образом выглядят векторы \mathbf{B} и \mathbf{b} .

Полученные результаты расчета ансамбля критериев ЭС, состоящего из критериев (11), (12) и (13), численно отражают различия между кодограммами, сформированными по всем исследуемым кардиосигналам (Таблица 4). Для визуальной оценки построены графики ВКФ, изображенные на Рисунке 7.

Таблица 4.

Результаты расчета критериев ЭС

Критерий		Евклидово расстояние ρ_{AB}	Коэффициент корреляции r_{AB}	Относительная погрешность δ_{AB} , %
Кардио-циклы	ЭКГ	0,800	0,787	0,31
	СКГ	0,467	0,687	0,01
	ГКГ	0,667	0,832	0,28
Респира-торные циклы	ЭКГ	0,750	0,725	0,32
	СКГ	0,850	0,760	0,06
	ГКГ	0,600	0,677	0,60

Рассчитанные значения критериев ЭС могут быть интерпретированы врачом тем или иным образом при проведении неинвазивных кардиологических исследований.

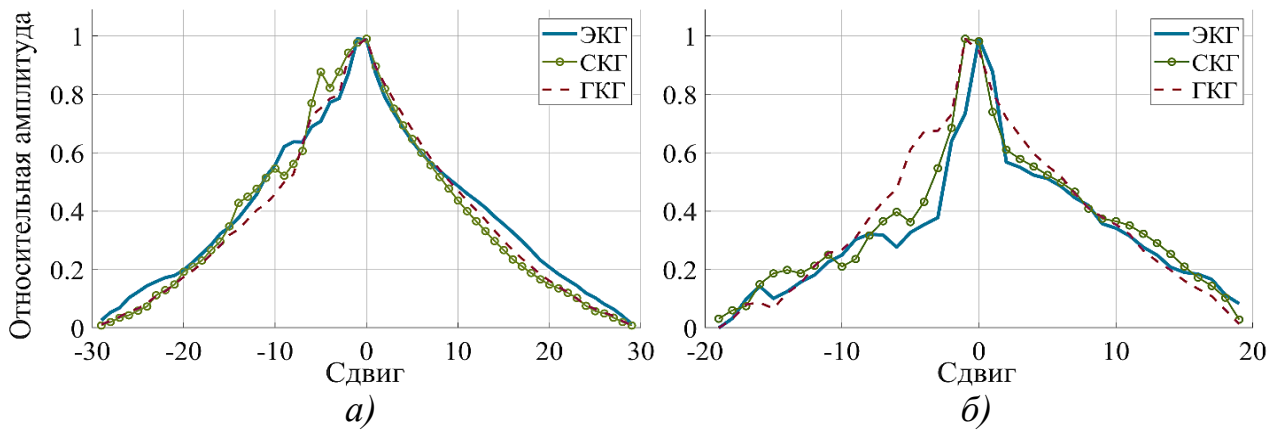


Рисунок 7. Графики ВКФ кодограмм кардиоциклов (а) и респираторных циклов (б)

Для анализа влияния погрешностей ЭСКБ на результаты расчета критериев ЭС исходя из модели погрешностей (10) используется выражение:

$$\delta_{AB} \approx \sum_{i=1}^3 \delta\left(\text{sgn}\left[\{\Delta X_{\text{norm}}\}_i\right]\right) \geq \sum_{i=1}^3 \frac{\min\{\delta_R(U_0)\} + C/K}{M(\{\Delta X_{\text{norm}}\}_i) \cdot D_R}, \quad (14)$$

где $\delta_R(U_0)$ – случайная погрешность смещения нуля в запуске датчика ЭСКБ, C – ЦМР АЦП датчика ЭСКБ, K – коэффициент усиления аналогового сигнала датчика ЭСКБ, $M(\{\Delta X_{\text{norm}}\}_i)$ – выборочное среднее значение приращений i -го характерного признака X_{norm} , D_R – нормирующий коэффициент.

Результаты расчетов показали, что при условии минимальных значений $\delta_R(U_0)$ наименьшие относительные погрешности критериев ЭС δ_{AB} оказались по СКГ и составили 0,01% и 0,06% для кардиоциклов и респираторных циклов соответственно (Таблица 4). Вместе с тем относительные погрешности по респираторным циклам выше соответствующих значений кардиоциклов. В целом, относительные погрешности при расчете критериев ЭС по каждому кардиосигналу не превышают 0,6%.

В заключении представлены основные результаты и выводы диссертационной работы.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

В итоге проведенных в диссертационной работе теоретических и экспериментальных исследований получены следующие основные выводы и результаты:

1. Обосновано использование сейсмокардиосигнала и гирокардиосигнала наряду с электрокардиосигналом для оценки деятельности сердца. Показано, что кардиосигналы механической природы позволяют получить дополнительную информацию и проводить более детальный анализ работы сердечной мышцы.
2. Предложено использовать при обработке кардиосигналов три наиболее информативных характерных признака электро-, сейсмо- и гирокардиоциклов, таких как размахи кардиоциклов, площади, заключенные под кривыми кардиоциклов, а также периоды кардиоциклов. Эти признаки обладают высокими выборочными средними значениями и коэффициентами вариации.

3. Разработан алгоритм формирования характерных признаков электрокардиосигнала, сейсмокардиосигнала и гирокардиосигнала. Алгоритм состоит из этапов фильтрации, расчета характерных признаков, расчета приращений характерных признаков и расчета знаков приращений характерных признаков электрокардиоциклов, сейсмокардиоциклов и гирокардиоциклов.
4. Предложено проводить обработку респираторных циклов по трем наиболее информативным характерным признакам, таким как общая продолжительность дыхательных циклов, продолжительность вдохов, а также площадь респираторных циклов. Перечисленные признаки имеют высокие выборочные средние значения и коэффициенты вариации.
5. Разработан алгоритм формирования характерных признаков пневмограмм, идентифицируемых из электрокардиосигнала, сейсмокардиосигнала и гирокардиосигнала. Алгоритм состоит из этапов построения пневмограммы, расчета характерных признаков, расчета приращений характерных признаков и расчета знаков приращений характерных признаков респираторных циклов.
6. Разработан ЭСКБ с низкими погрешностями на основе ЭКБ высокого разрешения и СКБ. ЭСКБ предназначен для синхронной регистрации и обработки электрокардиосигнала, сейсмокардиосигнала и гирокардиосигнала согласно разработанным алгоритмам.
7. Разработана модель погрешностей ЭСКБ, отражающая степень влияния погрешностей датчиков ЭСКБ на результаты расчета характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов. Установлено, что на результаты обработки электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов в соответствии с разработанными алгоритмами могут влиять только случайные погрешности смещений нулей в запуске, а также ЦМР АЦП датчиков ЭСКБ.
8. Предложена методика кодирования динамики сформированных характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов. В результате кодирования формируются двух- и трехчленные символьные комбинации (кодограммы), несущие в себе информацию о знаках приращений характерных признаков последовательных респираторных циклов и кардиоциклов соответственно и предназначенные для анализа ЭС.
9. Предложен ансамбль критериев ЭС, предназначенный для анализа знаков приращений характерных признаков электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов, представленных в виде кодограмм. Значения рассчитанных критериев отражают степень сходства двух кодограмм. Разработанные критерии являются дополнительным инструментом, позволяющим специалистам-исследователям находить новые признаки отклонений в работе кардиореспираторной системы.

СПИСОК ОСНОВНЫХ ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ РАБОТ

1. Гирокардиография как способ неинвазивной диагностики заболеваний / М.Е. Рулев [и др.] // Наноиндустрия. 2020. № S96-2. С. 381-388. (0,54 п.л. / 0,06 п.л.).
2. Гирокардиоблок для неинвазивной диагностики заболеваний человека / М.Е. Рулев [и др.] // Сборник материалов XXVII Санкт-Петербургской

международной конференции по интегрированным навигационным системам. СПб.: ЦНИИ Электроприбор, 2020. С. 176-183. (0,7 п.л. / 0,1 п.л.).

3. Gyrocardiography Unit for Non-Invasive Human Diseases Diagnosis / М.Е. Rulev [et al.] // Proceedings of 27th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems (ICINS). 2020. P. 1-7. (0,7 п.л. / 0,1 п.л.). DOI: 10.23919/ICINS43215.2020.9133891.

4. Электросейсмогирокардиоблок для скрининга заболеваний человека / М.Е. Рулев [и др.] // Наноиндустрия. 2020. Т. 13. № S5-2. С. 583-593. (0,64 п.л. / 0,08 п.л.).

5. Способ неинвазивного определения биофизических сигналов: патент № 2761741 РФ / Ачильдиев В.М., Грузевич Ю.К., Евсеева Ю.Н., Балдин А.В., Спасенов А.Ю., Кучеров К.В., Рулев М.Е., Шабает Р.Г., Бедро Н.А.; заявл. 26.11.2020; опубл. 13.12.2021. Бюл. №35.

6. Рулев М.Е., Ачильдиев В.М., Батырев Ю.П. Регистрация и обработка биофизических сигналов для неинвазивной диагностики заболеваний человека // Лесной вестник / Forestry Bulletin. 2022. Т. 26. № 3. С. 137-146. (0,84 п.л. / 0,28 п.л.). DOI: 10.18698/2542-1468-2022-3-137-146.

7. Первичная обработка биофизических сигналов электросейсмокардиоблока / М.Е. Рулев [и др.] // Сборник материалов XXIX Санкт-Петербургской международной конференции по интегрированным навигационным системам. СПб.: ЦНИИ Электроприбор, 2022. С. 26-29. (0,48 п.л. / 0,12 п.л.).

8. Оценка вариабельности дыхания человека по данным электросейсмокардиоблока / М.Е. Рулев [и др.] // Наноиндустрия. 2023. Т. 16. № S9-2. С. 347-352. (0,44 п.л. / 0,11 п.л.).

9. Разработка модели погрешностей электросейсмокардиоблока / М.Е. Рулев [и др.] // Сборник материалов XXX Юбилейной Санкт-Петербургской международной конференции по интегрированным навигационным системам. СПб.: ЦНИИ Электроприбор, 2023. С. 200-203. (0,48 п.л. / 0,12 п.л.).

10. Development of an Error Model for an Electrocardiography System / М.Е. Rulev [et al.] // Proceedings of 30th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems (ICINS). 2023. P. 1-4. (0,48 п.л. / 0,12 п.л.). DOI: 10.23919/ICINS51816.2023.10168340.

11. Рулев М.Е., Ачильдиев В.М. Регистрация, обработка и анализ информации с электросейсмокардиоблока для диагностики респираторных заболеваний // Лесной вестник / Forestry Bulletin. 2023. Т. 27. № 6. С. 199-207. (0,78 п.л. / 0,39 п.л.). DOI: 10.18698/2542-1468-2023-6-199-207.

12. Электросейсмогирокардиоблоки для измерения биофизических сигналов человека / М.Е. Рулев [и др.] // Гироскопия и навигация. 2024. Т. 32. № 4. С. 123-144. (1,25 п.л. / 0,25 п.л.).

13. Electrocardiography Units for Measuring the Human Biophysical Signals / М.Е. Rulev [et al.] // Gyroscopy and Navigation. 2024. Vol. 15. No. 3. Pp. 377-393. (1,25 п.л. / 0,25 п.л.). DOI: 10.1134/S2075108725700075.