



На правах рукописи

Семчук Иван Павлович

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА  
ВИДЕОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА СЕРДЕЧНОГО  
РИТМА

Специальность 2.2.12 – Приборы, системы и изделия медицинского  
назначения

АВТОРЕФЕРАТ  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Москва – 2022

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)».

Научный руководитель: **Муравская Наталья Павловна**  
доктор технических наук.

Официальные оппоненты: **Рогаткин Дмитрий Алексеевич**, доктор технических наук, доцент, государственное бюджетное учреждение здравоохранения Московской области «Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского», заведующий лабораторией медико-физических исследований;

**Анисимов Алексей Андреевич**, кандидат технических наук, федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», доцент кафедры биотехнических систем;

Ведущая организация: Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники», г. Москва, г. Зеленоград.

Защита диссертации состоится 29 июня 2022 г. в 12:00 часов. на заседании Диссертационного совета 24.2.331.09 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в аудитории 316 по адресу: 105005, Москва, ул. 2-я Бауманская, д. 5, стр. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте [www.bmstu.ru](http://www.bmstu.ru).

Автореферат разослан «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2022 г.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенный гербовой печатью, просьба направлять по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, МГТУ им. Н.Э. Баумана, ученому секретарю диссертационного совета 24.2.331.09.

Ученый секретарь  
диссертационного совета,  
к.т.н., доцент



Самородов Андрей  
Владимирович

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы исследования.** Нарушения сердечного ритма являются одним из самых распространенных заболеваний сердечно-сосудистой системы. По оценкам группы ученых из Массачусетской больницы общего профиля частота встречаемости нарушений сердечного ритма составляет 2,35 % (Khurshid A., 2018), при этом согласно исследованию группы ученых из университета Вероны за последние 20 лет наблюдается значительный рост встречаемости некоторых видов аритмий (Lipri G., 2021). Существует также ряд работ, указывающих на то, что высокое значение частоты сердечных сокращений в состоянии покоя ассоциируется с повышенным риском смертности в общей популяции без известных или подозреваемых сердечных заболеваний, а также у пациентов с ишемической болезнью сердца или сердечной недостаточностью (Palatini P., 2004), что наиболее очевидно проявляется при внезапной смерти от инфаркта миокарда (Benetos A., 2003). Также сообщается, что смертность, вызванная заболеваниями сердечно-сосудистой системы, увеличивается на 14 % при увеличении частоты сердечных сокращений на 10 ударов в минуту (Kannel W., 2014). В целом, нарушения сердечного ритма, проявляющиеся в патологических изменениях частоты сердечных сокращений и длительности кардиоинтервалов, наблюдаются у двух третей госпитализируемых пациентов (Бокерия Л.А., 2014).

В научной литературе представлены модели, используемые для детекции нарушений сердечного ритма, таких, как, например, фибрилляции предсердий, тахикардия и брадикардия, использующие в качестве входных данных предобработанные фрагменты сигналов ЭКГ, зависимости частоты сердечных сокращений от времени или последовательности кардиоинтервалов (Mert A., 2014; Alickovic E., 2015).

За последние несколько лет значительное внимание стало уделяться бесконтактной регистрации параметров сердечно-сосудистой системы с применением цифровых камер (Zaunseder S., 2018). Видеоплетизмография - метод регистрации пульсовой кривой, основанная на обработке видеоизображения лица с последующим частотно-временным анализом полученного сигнала с целью вычисления физиологических параметров (Wu T., 2003; Спиридонов И.Н., 2015). На сегодняшний день существующие работы имеют недостатки: отсутствие обоснования выбора информативных областей на изображении лица, используемых для последующего построения сигнала видеоплетизмограммы; отсутствие рассмотрения влияния факторов внешней среды на конечные показатели эффективности метода; использование собственных закрытых баз экспериментальных данных, что затрудняет сравнение различных подходов и реализаций. В целом, описанные в литературе системы обладают высокой погрешностью измерения частоты сердечных сокращений, что делает невозможным решение практических медицинских задач.

**Цель исследования** заключается в разработке метода и биотехнической системы для измерения и анализа сердечного ритма по видеоизображению лица.

**Задачи исследования:**

1. Формирование требований и регистрация базы данных видеоизображений лица и опорного сигнала при различных условиях регистрации.
2. Обоснование выбора информативных областей изображения лица и проведение исследования эффективности алгоритмов выделения информативных областей в зависимости от условий регистрации.
3. Разработка методов обработки сигнала видеоплетизмограммы во временной области с целью анализа динамики сердечного ритма.
4. Апробация разработанной биотехнической системы для решения задач анализа нарушений сердечного ритма.

**Научная новизна работы:**

1. Экспериментально выделенная область лица для формирования сигнала видеоплетизмограммы, соответствующая средней трети, обеспечивает наименьшую погрешность измерения частоты сердечных сокращений.
2. Показано, что в сигнале видеоплетизмограммы, полученном в отсутствие контроля условий регистрации, присутствуют фрагменты с нарушенными амплитудно-частотными характеристиками, что вызвано артефактами движения испытуемого и изменениями освещенности; обнаружение и исключение данных фрагментов из анализа позволяет более чем в 2 раза снизить погрешность измерения частоты сердечных сокращений.
3. Установлена возможность временного анализа сигнала видеоплетизмограммы, основанного на детекции момента времени, соответствующего максимуму производной фотоплетизмограммы; при этом в качестве входных данных в разработанном нейросетевом детекторе необходимо совместно использовать отсчеты видеоплетизмограммы и ее производной.

**Основные научные положения, выносимые на защиту:**

1. Использование области средней трети лица для формирования сигнала видеоплетизмограммы позволяет статистически значимо снизить значение абсолютной погрешности измерения частоты сердечных сокращений по сравнению с результатами, полученными с применением метода цветовой сегментации.
2. Разработанный метод обнаружения некачественных участков сигнала видеоплетизмограммы с использованием вектора признаков, основанного на амплитудно-частотных характеристиках сигнала, с последующим исключением данных участков, позволяет более чем в два раза снизить погрешность измерения частоты сердечных сокращений: с  $5,7 \pm 0,9$  уд./мин до  $2,6 \pm 0,5$  уд./мин.
3. Разработанный метод детекции переднего фронта пульсовой волны в сигнале видеоплетизмограммы, основанный на применении сверточных

нейронных сетей, обеспечивает F1-меру детекций равную 0,5, что в 1,7 раза больше по сравнению с методом детекции, основанном на вейвлет-анализе.

4. Разработанная БТС позволяет проводить детекцию событий тахикардии и брадикардии с чувствительностью 0,81 (95 % доверительный интервал [0,48; 0,97]) и специфичностью 0,82 (95 % доверительный интервал [0,63; 0,93]).

#### **Практическая и научная значимость работы:**

1. Разработано программное обеспечение для регистрации и анализа видеоплетизмограмм (Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2020665624 от 27.11.2020).

2. Разработан экспериментальный стенд для проведения испытаний биотехнической системы видеоплетизмографического мониторинга сердечного ритма, обеспечивающий возможность воспроизведения и контроля условий регистрации видеоизображения и синхронную запись видеоизображения лица и фотоплетизмограмм.

3. Собрана база данных, включающая в себя видеоизображения лица испытуемых и фотоплетизмограммы, синхронно зарегистрированные при различных условиях освещенности лица испытуемого и расстояниях между лицом и камерой.

4. Результаты диссертационного исследования использованы при выполнении НИР «Создание стенда для отработки аппаратно-программного комплекса телеметрического контроля жизненно важных функций организма человека и создание автоматизированной системы поддержки принятия решений, выбора коррекционных и профилактических мероприятий удаленного доступа», 2018-2020 гг. (Задание № 8.12871.2018/12.1 от 18.07.2018).

#### **Методы и методология исследования**

В работе применялись основные положения теории биотехнических систем, фотоплетизмографические и электрокардиографические методы исследования пациентов, методы предварительной обработки и спектрального анализа сигналов, алгоритмы машинного обучения и компьютерного зрения, а также методы статистического анализа.

#### **Апробация работы**

Результаты работы были представлены на следующих конференциях:

- XIII Международная научная конференция ФРЭМЕ-2018, Суздаль, 3-5 июля 2018 г.,
- XIV Российско-Германская научно-техническая конференция по биомедицинской инженерии, Санкт-Петербург, 3-6 июля, 2019,
- IX Всероссийская научно-техническая конференция «Проблемы метрологического обеспечения в здравоохранении и производстве медицинской техники», Сочи, 2-7 сентября, 2019,
- The 27th Conference of Open Innovations Association FRUCT, Trento, Italy, 7-9 September 2020,

- 25th International Conference on Pattern Recognition, Milano, Italy, 10-15 January 2021.

**Публикации.** Основные результаты исследования, проведенного автором, изложены в 9 научных работах, в том числе в 4 статьях в журналах, рекомендованных ВАК РФ, 3 – в изданиях, рецензируемых Scopus. Общий объем – 4,05 пл.

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность работы, представлены цель и задачи исследования, научная новизна и практическая значимость работы, а также сформулированы основные положения, выносимые на защиту.

**В первой главе** представлен обзор актуального состояния области видеоплетизмографии, на основании представленного обзора сформулированы основные недостатки существующих систем бесконтактного мониторинга.

Рассмотрены механизмы формирования сигнала видеоплетизмограммы. Временную зависимость интенсивности оптического излучения, отраженного точкой поверхности лица с координатами  $(x, y)$ , можно представить в виде функции:

$$I(x, y) = I_p(x, y) * P(t, \omega, \varphi(x, y)) \quad (1)$$

где  $I_p(x, y)$  – интенсивность отраженного излучения,  $P$ -функция пульсовой волны,  $t$ -время,  $\omega$ -частота сердечных сокращений,  $\varphi(x, y)$ -фаза пульсовой волны в точке с координатами  $(x, y)$ . Таким образом, сигнал видеоплетизмограммы может быть представлен в виде:

$$VPG(t) = \iint_{x,y} I_p(x, y) * P(t, \omega, \varphi(x, y)) dx dy \quad (2)$$

Представленное описание формирования сигнала видеоплетизмограммы а также тот факт, что различные области лица кровоснабжаются различными ответвлениями внутренней и внешней сонных артерий, позволяет выдвинуть гипотезу о неравномерном распределении параметров кровотока вдоль поверхности лица, а в частности, амплитуды и фазы пульсовой волны, что оказывает влияние на формирование сигнала видеоплетизмограммы, соотношение сигнал-шум, а, следовательно, точность измерения ЧСС.

**Вторая** глава диссертации посвящена вопросам повышения точности измерений частоты сердечных сокращений методом видеоплетизмографии.

Описано устройство экспериментального стенда для регистрации базы данных, в состав которого входят средства воспроизведения и контроля условий регистрации видеоизображения, в частности, люксметр Ю-116 (МП «Вибратор», Россия) и лазерный дальномер Bosch DLE 40 (Bosch, Германия),

веб-камера Logitech C922 Pro Stream (Logitech, Швейцария), фотоплетизмограф двухканальный Ange Phlebo (SOT Medical Systems, Австрия), а также персональный компьютер и специализированное программное обеспечение. Регистрируемая база данных разделена на две части: в первой регистрация проводилась при естественных условиях регистрации, во второй – при контролируемых условиях регистрации с использованием соответствующих технических средств.

Для 56 испытуемых регистрация проводилась при естественных условиях освещения, испытуемым разрешались движения головой, мимические движения, разговоры. Регистрации предшествовало нахождение в состоянии покоя в течение 10-15 минут, при регистрации испытуемый находился в сидячем положении, при комнатной температуре воздуха. Значения освещенности и расстояния между испытуемым и камерой не контролировались, но поддерживались в естественных значениях.

С привлечением 6 добровольцев проведена регистрация базы данных при контролируемых условиях освещенности и расстояния. Положение головы испытуемых фиксировалось, мимические движения сведены к минимуму. Данная часть базы данных в дальнейшем использовалась для оценки влияния параметров регистрации на показатели эффективности метода видеоплетизмографии.

Во второй главе диссертации представлены результаты исследования информативности различных областей лица в задаче формирования сигнала видеоплетизмограмм. Введен показатель эффективности выделения информативных областей на изображении лица. Пусть  $HR^{PPG}$  – значение ЧСС, рассчитанное с использованием сигнала контактной фотоплетизмограммы (PPG), а  $HR^{VPG}$  – значение ЧСС, рассчитанное с использованием сигнала (VPG). Тогда результат сравнения двух данных сигналов:

$$q = \begin{cases} 1, & \text{при } |HR^{PPG} - HR^{VPG}| \leq 1, \\ 0, & \text{при } |HR^{PPG} - HR^{VPG}| > 1. \end{cases} \quad (3)$$

В случае, если сигналы обладают достаточно большой длительностью (N точек), целесообразно их разбиения на более малые участки размером k точек. Тогда:

$$q^i = \begin{cases} 1, & \text{при } |HR_i^{PPG} - HR_i^{VPG}| \leq 1, \\ 0, & \text{при } |HR_i^{PPG} - HR_i^{VPG}| > 1. \end{cases} \quad (4)$$

где i принимает значения  $[k/2; N-k/2]$  и описывает положение центра окна размером k, в рамках которого производится сравнение участков контактной фотоплетизмограммы и видеоплетизмограммы. В данном исследовании k принимало значение 256, что соответствует длительности 8 с.

Конечный показатель эффективности алгоритма формирования видеоплетизмограммы определяется выражением:

$$Q = \frac{\sum_{k/2}^{N-k/2} q_i}{N - \frac{k}{2}} \quad (5)$$

Для оценки информативности отдельных участков изображения лица с целью выбора области интегрирования при формировании сигнала видеоплетизмограммы производилось построение сетки, линии которой проходят через контрольные точки, расположенные по контуру лица, на вертикальной оси симметрии лица, а также в области зрачков. Для каждой ячейки сетки проводился независимый расчет сигнала видеоплетизмограммы, для каждого из которых рассчитывалось значение показателя эффективности. Полученные распределения значений показателя эффективности, рассчитанного независимо в каждой ячейки сетки, представлены на Рисунках 1, а и 1, б.

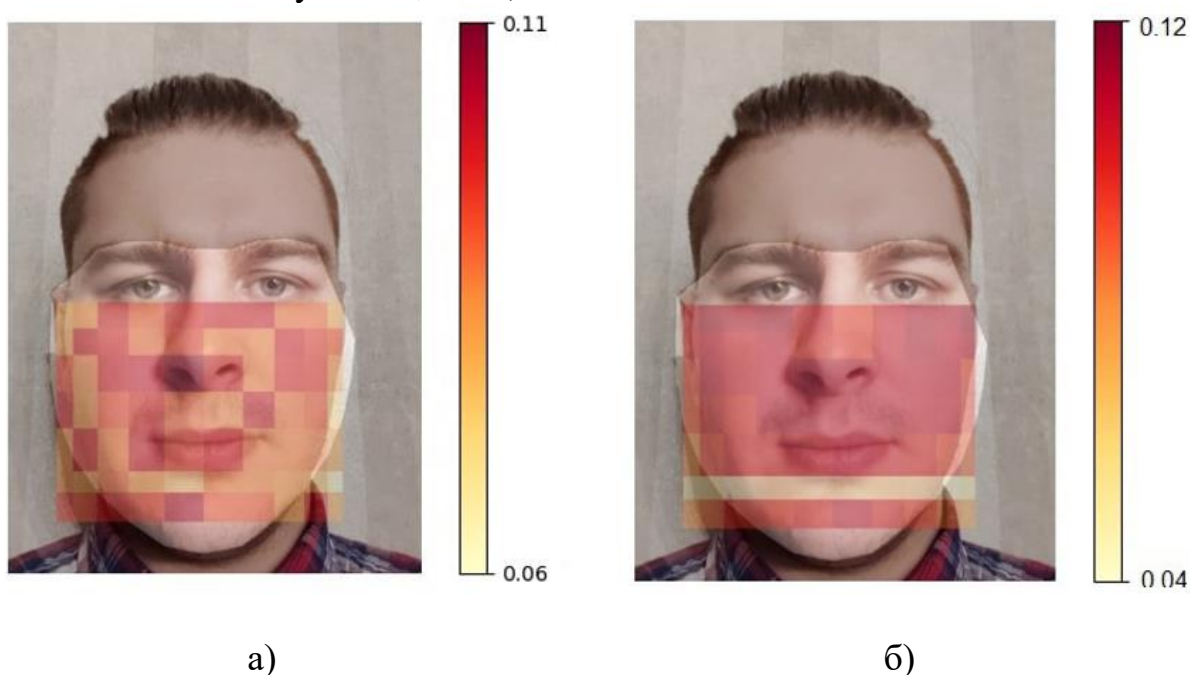


Рисунок 1. Распределение доли сигналов, погрешность измерения ЧСС по которым не превышает 1 уд.мин для а) Собственной базы данных б) базы данных МАННОВ-НСІ

Применение пороговой бинаризации к полученному распределению с последующим последовательным применением операций эрозии и дилатации, а также учет свойства симметричности распределения, позволяет определить информативную область изображения лица (Рисунок 2), соответствующую средней трети лица и включающую в себя подглазничные области, носогубные складки и верхнюю часть области рта.

В настоящее время используются три варианта выделения области лица для формирования сигнала видеоплетизмограммы.

Метод цветовой сегментации, заключающийся в определении принадлежности пикселя заданной области цветового пространства. Данный



метод позволяет выделить лицо целиком, а также участки фона, цветовые координаты которых удовлетворяют накладываемым условиям.

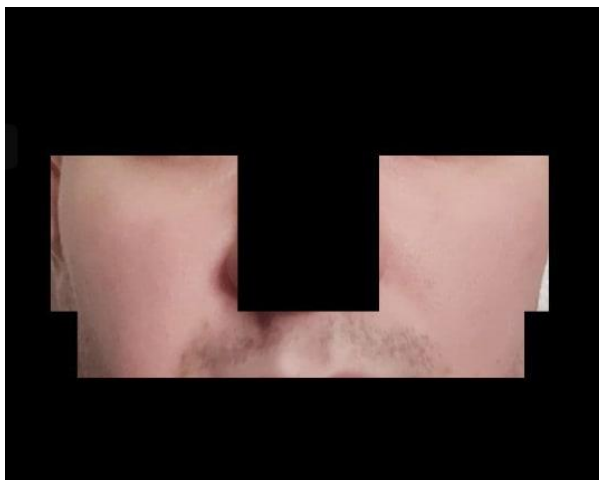


Рисунок 2. Выбранная для формирования сигнала видеоплетизмограммы область лица, соответствующая наиболее информативным участкам

Метод контрольных точек, основанный на построении ограничивающего контура по контрольным точкам лица, позволяет выделить среднюю и нижнюю трети лица.

Комбинированный метод, сочетающий метод контрольных точек для части лица ниже бровей, и метод адаптивной цветовой сегментации – выше бровей, позволяет выделить лицо целиком.

Проведено сравнение описанных областей лица, и области средней трети лица, полученной методом, основанным на анализе карты распределений введенного показателя эффективности. Результаты расчетов для первой части базы данных представлены в Таблице 1. Анализ полученных результатов позволяет утверждать, что использование области средней трети лица позволяет повысить показатели эффективности, по сравнению с наиболее популярными методами.

Таблица 1.

Результаты оценки информативности областей лица

Используемая область	Q, %	
	Собственный набор данных	MAHNOB -HSI
Лицо и фон (метод цветовой сегментации)	16,71	13,55
Средняя и нижняя трети лица (метод контрольных точек)	19,06	13,63
Лицо целиком (Комбинированный метод)	19,04	13,36
Средняя треть лица (метод контрольных точек)	37,41	35,11

В качестве параметров, моделирующих условия регистрации видеоизображений, использованы освещенность биологического объекта и расстояние между средством регистрации и биологическим объектом.

Исследования включали в себя две серии измерений, в каждой из которых изменялся один из параметров, а второй поддерживался при постоянном значении. В измерениях участвовали 6 испытуемых, каждый из которых проходил синхронную регистрацию видеоизображения лица и контактной фотоплетизмограммы по три раза при заданном значении контролируемого параметра регистрации.

Для каждого из сигналов видеоплетизмограммы рассчитывалось значение  $Q$  в соответствии с выражением (5). Проверка распределения значений  $Q$  на нормальность проводилась при помощи критерия Шапиро-Уилка. Проверка статистической значимости разницы между наборами значений  $Q$  для разных алгоритмов при одинаковом значении параметра проводилась при помощи  $t$ -критерия Стьюдента.

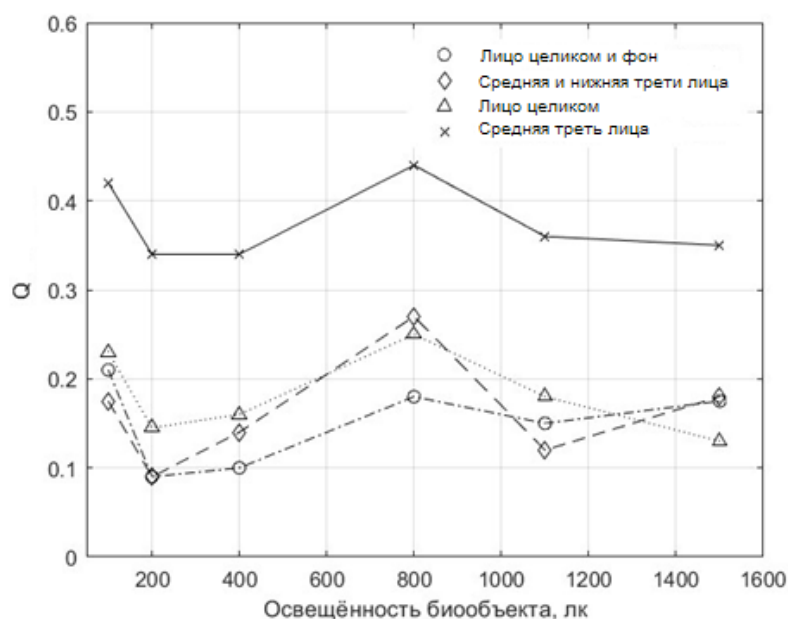
На Рисунках 3, а и 3, б представлены зависимости среднего значения показателя эффективности от освещенности лица испытуемого и расстояния между лицом и средством регистрации, соответственно. При расстоянии 40 см между лицом испытуемого и камерой среднее расстояние между центрами глаз изображений лиц составило 270 пикселей, при расстоянии 100 см – 70 пикселей. Анализ результатов измерений позволяет сделать вывод о том, что использование области средней трети лица для формирования сигнала видеоплетизмограммы показало наилучший результат с точки зрения значения показателя эффективности. Статистически значимой разницы между значениями показателя эффективности для остальных трех информативных областей не наблюдалось.

**В третьей главе** определены области применения биотехнической системы видеоплетизмографического мониторинга показателей жизненно важных функций организма, режимы работы системы, определены функциональные требования.

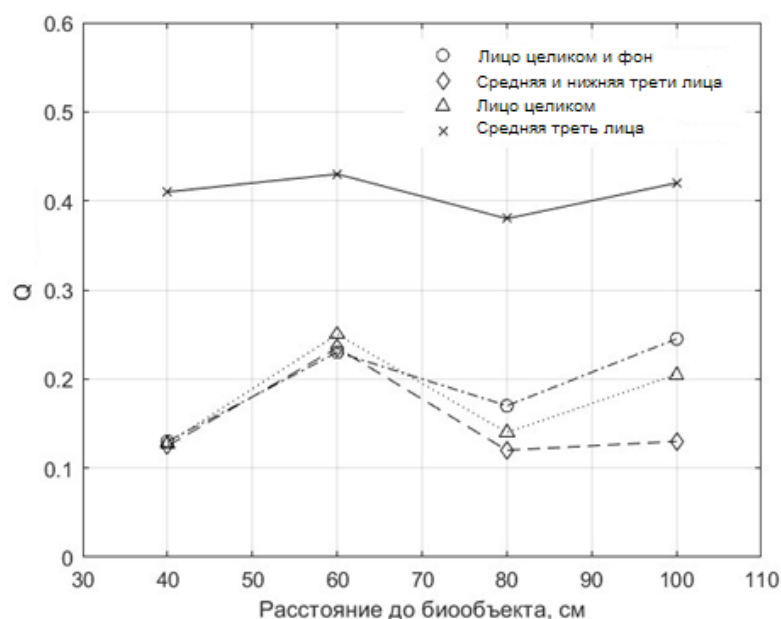
Разработанная схема БТС включает блок воспроизведения условий проведения измерений, камеру, биообъект, блок обработки видеопотока, блок обработки одномерного сигнала, блок анализа результатов измерений, блок хранения данных, блок обработки запросов для управления блоком хранения данных, блок визуализации и интерпретации. Блоки обработки видеопотока, обработки одномерного сигнала и анализа результатов измерений локализованы в едином вычислительном устройстве. Обоснованы требования к средству регистрации сигнала и блоку вычислений, представлена схема программы.

Проведена классификация шумовых составляющих в видеоплетизмографических сигналах, показавший, что наибольший вклад оказывают движения лица и тела испытуемого, а также изменение освещенности и наличие косметического покрытия на лице испытуемого. Анализ сигналов, полученных при регистрации собственной базы данных, позволяет выработать критерий качества участков

видеоплетизмографических сигналов, основанный на погрешности измерения частоты сердечных сокращений и рассчитываемый в соответствии с выражением (3): к качественным относятся участки, для которых значение  $q$  равно 1, к некачественным – участки, для которых значение  $q$  равно 0.



а)



б)

Рисунок 3. Зависимость показателя эффективности для различных информативных областей лица от а) освещенности биообъекта, б) расстояния между камерой и биообъектом

На Рисунке 4 представлена диаграмма распределений значений частоты сердечных сокращений, полученных по качественным и

некачественным участкам сигналов. Согласно статистическому критерию хи-квадрат полученные распределения описывают выборки, принадлежащие одной генеральной совокупности, что означает, что физиологические изменения частоты сердечных сокращений не являются причиной возникновения некачественных фрагментов видеоплетизмограмм. В этой связи принято решение разработать бинарный классификатор сигналов, разделяющий их на два класса. В качестве входных данных для классификатора выбраны различные амплитудно-частотные характеристики сигнала. Сигналы разбивались на отдельные участки размером 256 точек (что соответствует длительности 8 секунд), по каждому из участков видеоплетизмограммы рассчитывались элементы вектора признаков. Целевая переменная рассчитывалась при сравнении соответствующих участков видеоплетизмограммы и контактной фотоплетизмограммы.

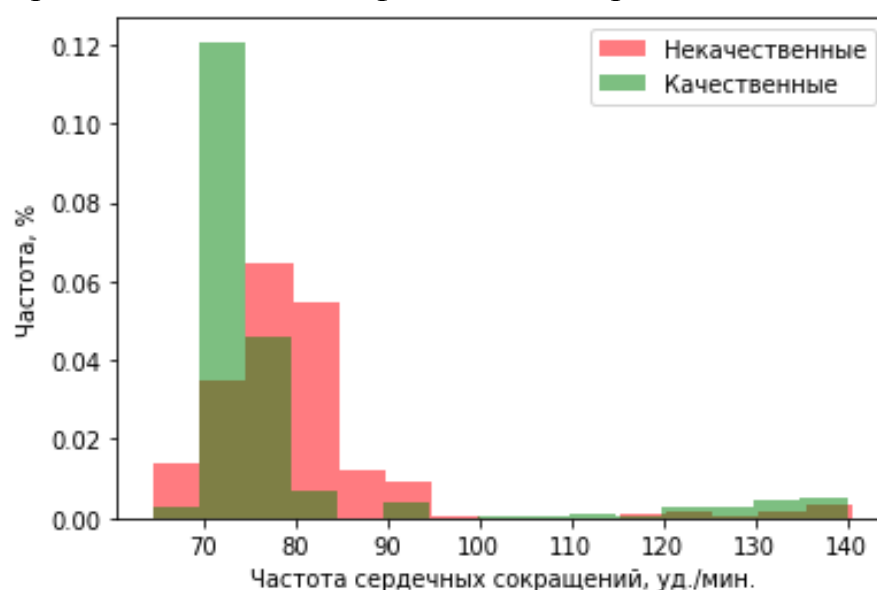


Рисунок 4. Диаграмма распределения значений частоты сердечных сокращений для качественных и некачественных сигналов

На диаграмме на Рисунке 5 представлены значения погрешности измерений частоты сердечных сокращений при применении каждого из алгоритмов классификации для исключения некачественных участков.

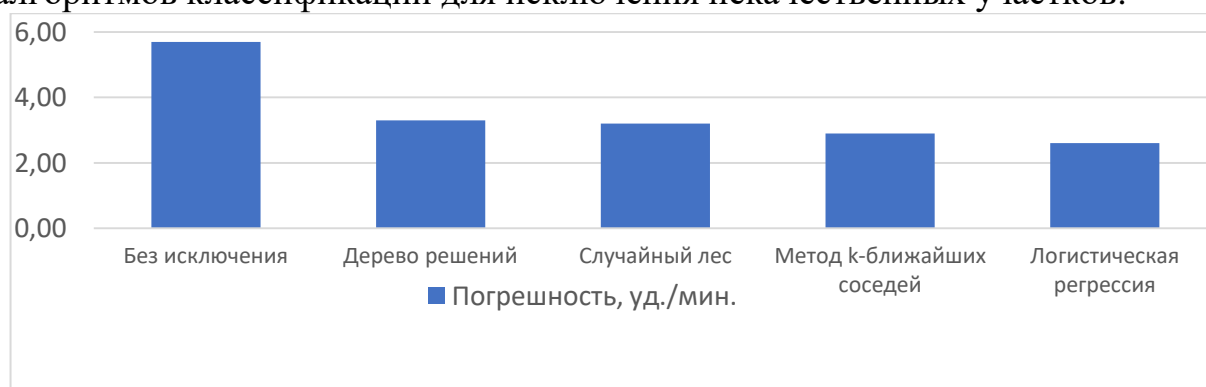


Рисунок 5. Значение абсолютной погрешности измерения частоты сердечных сокращений с применением разных моделей классификаторов участков сигнала видеоплетизмограммы

Анализ диаграммы показывает, что наилучших результатов позволяет достичь алгоритм классификации, основанный на логистической регрессии, как с точки зрения таких параметров, как точность, чувствительность и специфичность классификации, так и с точки зрения среднего значения погрешности измерения частоты сердечных сокращений, которая в случае логистической регрессии составила 2,8 ударов в минуту по сравнению со значением погрешности 5,7 без исключения некачественных фрагментов.

В работах, посвященных исследованиям контактной фотоплетизмограммы, показано, что анализ сигнала во временной области позволяет проводить измерение как частоты сердечных сокращений, так и междударных интервалов и параметров variability сердечного ритма. При этом актуальным при реализации временного анализа является выбор точек фотоплетизмограммы, используемых для расчета длительности кардиоинтервалов. В совместной работе исследователей из Франции и Великобритании (Немон М., 2015) рассмотрены несколько различных точек фотоплетизмограммы, в частности соответствующих максимуму производной сигнала, а также точки, соответствующие систолическим пикам и началу переднего фронта. Согласно результатам исследований, наилучших результатов с точки зрения точности измерения длительности кардиоинтервалов позволяет добиться использование точки, соответствующей максимуму производной сигнала фотоплетизмограммы.

Ниже представлены результаты исследования, посвященного использованию нейронных сетей для детекции переднего фронта пульсовой волны в сигнале видеоплетизмограммы. В качестве исследуемых алгоритмов использовались 7 архитектур нейронных сетей, краткое описание которых представлено в Таблице 2. В состав исследуемых архитектур входили сверточные и рекуррентные слои, варьировалось количество слоев данных типов и размеры данных слоев.

Таблица 2.

Описание испытываемых архитектур нейронных сетей

Название архитектуры	Количество свёрточных слоёв	Количество рекуррентных слоёв
Архитектура 1	4	-
Архитектура 2	-	4
Архитектура 3	4	4
Архитектура 4	2	4
Архитектура 5	1	2
Архитектура 6	3	2
Архитектура 7	1	2

В качестве входных данных для исследуемых алгоритмов использовались отсчеты предобработанных сигналов видеоплетизмограммы а также первой производной сигналов видеоплетизмограммы, данными, с которыми производилось сравнение, служили результаты детекции точек, соответствующих максимумам производной синхронно зарегистрированных

фотоплетизмографических сигналов. В качестве функций потерь использовались среднеквадратичная ошибка и коэффициент корреляции Пирсона.

Сравнение производилось с результатом работы детектора, работа которого основана на вейвлет-преобразовании (Elgendi M., 2009). В качестве конечного показателем эффективности алгоритмов использовалась F1-мера, рассчитываемая с использованием значений точности и полноты.

Полученные значения  $F_1$ -меры приведены на диаграмме на Рисунке 6.

Наилучших результатов в данном случае позволяет добиться нейронная сеть, построенная с использованием 4 сверточных слоев и без использования рекуррентных слоев. Значение F1-меры для данной архитектуры нейронной сети в 1,8 раз превышает аналогичный показатель работы детектора, основанного на вейвлет-анализе.

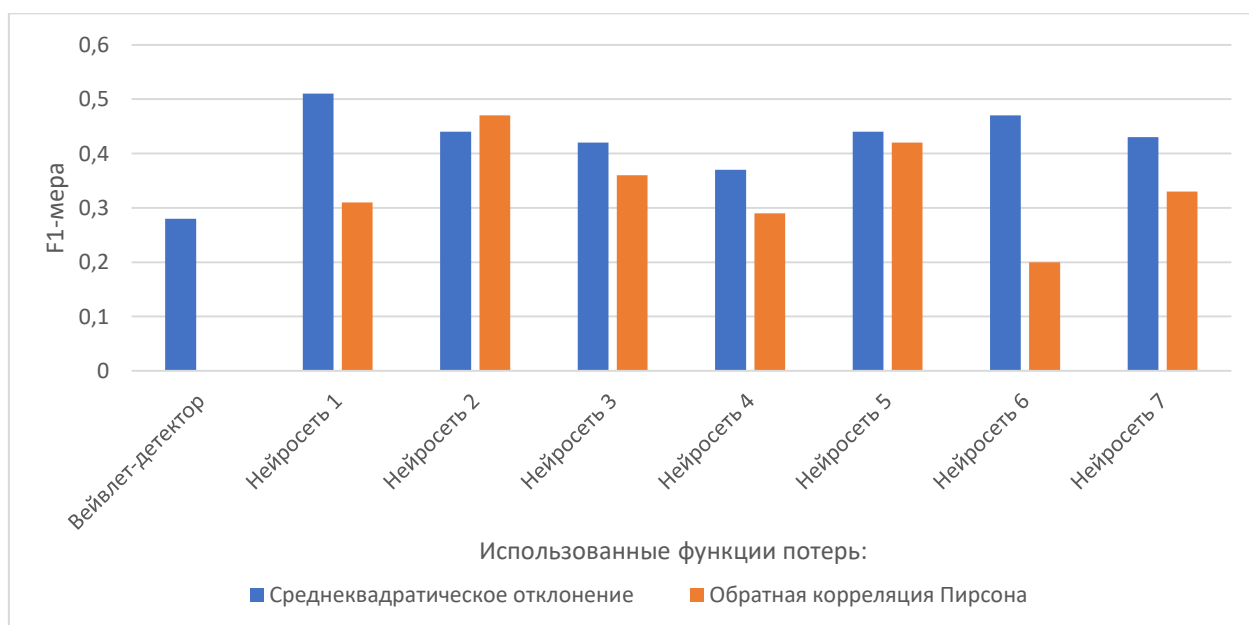


Рисунок 6. Значения  $F_1$  – меры для разработанных нейросетевых алгоритмов детекции систолических пиков в сигнале видеоплетизмограммы в зависимости от функции потерь

**Четвертая глава** посвящена результатам экспериментальных исследований и результатов измерений.

Описана методика регистрации третьей части собственной базы данных, регистрация которой проводилась в Научно-образовательном медико-технологическом центре МГТУ им Баумана, испытуемыми являлись 22 пациента, проходившие электрокардиографическое исследование с последующей расшифровкой и постановкой диагноза. Эталонный сигнал в данном исследовании синхронно не регистрировался.

Открытая база данных МАННОВ-НСИ и собственные наборы данных использованы с целью оценки возможности проведения мониторинга частоты сердечных сокращений и поиска участков зависимости ЧСС от времени, соответствующих таким нарушениям сердечного ритма, как

тахикардия и брадикардия. На Рисунке 7 представлена диаграмма, где по оси абсцисс отложены значения частоты сердечных сокращений, измеренные контактным методом, а по оси ординат – соответствующие значения, измеренные методом видеоплетизмографии в рамках одного 30-ти секундного измерения. Красная линия соответствует линейной аппроксимации данной зависимости (для представленного примера значение коэффициента детерминации  $R^2=0,9$ ). Для каждого измерения, представленных в собственном наборе данных и в наборе MАНNOB-HCI, проведен расчет коэффициента корреляции Пирсона, среднее значение которого составило не менее 0,9.

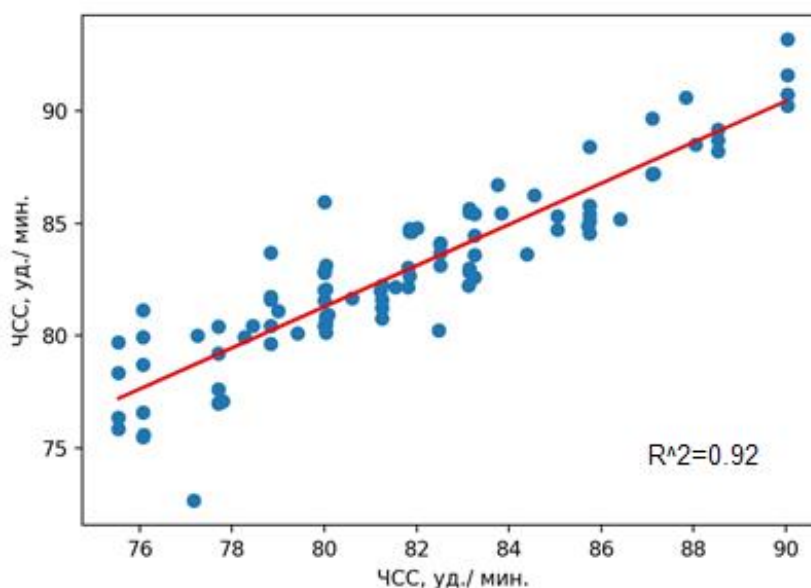


Рисунок 7. Зависимость значений частоты сердечных сокращений, измеренных бесконтактным методом, от соответствующих значений, измеренных контактным методом

При сравнении зависимости частоты сердечных сокращений от времени, полученных видеплетизмографическим и опорным методами рассчитывался коэффициент корреляции. Пример типичных зависимостей представлен на Рисунке 8. Среднее значение коэффициента корреляции составило не менее 0,87 для обеих баз данных. Полученные результаты позволяют положительно судить о возможности применения разработанной биотехнической системы как для однократного измерения частоты сердечных сокращений, так и для мониторинга данной величины.

Для каждого измерения, представленных в собственном наборе данных и в наборе MАНNOB-HCI, проведен расчет коэффициента корреляции Пирсона. В таблице 3 представлены средние значения коэффициентов а также количество измерений для каждого набора данных.

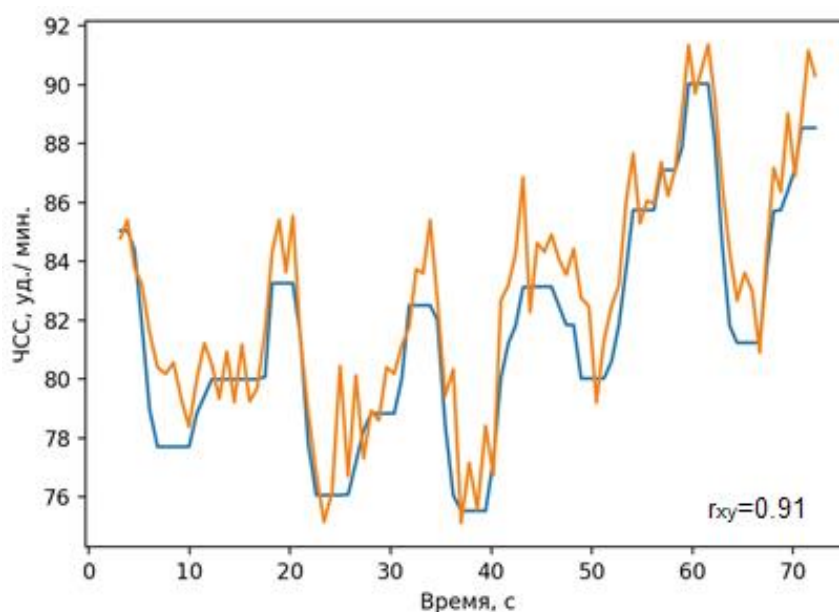


Рисунок 8. Типичный вид зависимости частоты сердечных сокращений от времени

Таблица 3.  
Значения коэффициента корреляции для зависимостей ЧСС от времени и размеры выборок

	Собственный набор данных	MAHNOB-HCI
$R^2$	0,91	0,90
$r_{xy}$	0,92	0,87

В Таблице 4 представлены значения чувствительности и специфичности при обнаружении тахикардии и брадикардии по видеоплетизмографическим сигналам в расчете по событиям нарушений ритма и по испытуемым. Представлены средние значения, в скобках указаны верхняя и нижняя границы 95 % доверительного интервала.

Таблица 4.  
Результаты детекции событий нарушения сердечного ритма в расчете по испытуемым

	По событиям		По людям	
	MAHNOB	Собственный	MAHNOB	Собственный
Чувствительность	0,87 [0,65; 0,95]	0,83 [0,51; 0,97]	0,84 [0,65; 1,00]	0,81 [0,48; 0,97]
Специфичность	0,97 [0,94; 0,99]	0,93 [0,97; 0,99]	0,82 [0,63; 0,93]	0,88 [0,75; 0,96]

Проявлением тахикардии считался участок сигнала, где значение частоты сердечных сокращений было выше 90 ударов в минуту более чем для пяти кардиоинтервалов подряд, брадикардией – участок сигнала, где значение частоты сердечных сокращений не превышало 60 ударов в минуту



более чем для 5 кардиоинтервалов подряд. Для обоих наборов данных значение нижней границы доверительного интервала для чувствительности и специфичности составили не менее 0,63 и 0,48 соответственно.

## **ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ**

1. Разработан экспериментальный стенд для регистрации базы данных, в состав которого входят средства воспроизведения и контроля условий регистрации видеоизображения, веб-камера, персональный компьютер и фотоплетизмограф, а также специализированное программное обеспечение.

2. Проведен сбор базы данных, содержащей синхронно зарегистрированные фотоплетизмографические сигналы и видеоизображение лица. Регистрация базы данных проводилась в три этапа при различных условиях регистрации.

3. Экспериментально определены наиболее информативные участки изображения лица согласно критерию минимизации погрешности измерения частоты сердечных сокращений, соответствующие средней трети лица.

4. Представлена методика оценки эффективности алгоритмов выделения информативных областей изображения лица в задаче видеоплетизмографии, проведены исследования алгоритмов при различных условиях регистрации. Определено, что изменение освещенности биологического объекта в диапазоне от 100 лк до 1500 лк, а также расстояния между биологическим объектом и средством регистрации в диапазоне от 0.4 м до 1 м не оказывает влияние на показатели эффективности метода.

5. Разработан метод определения качества отдельных участков видеоплетизмографических сигналов, основанный на бинарной классификации с использованием вектора признаков, содержащего амплитудно-частотные характеристики сигнала. Применение данного метода для классификации участков видеоплетизмограмм с последующим исключением некачественных участков, позволяет более чем в два раза снизить погрешность измерения частоты сердечных сокращений: с  $5,7 \pm 0,9$  уд./мин до  $2,6 \pm 0,5$  уд./мин.

6. Разработанный метод детекции переднего фронта пульсовой волны в сигнале видеоплетизмограммы, основанный на применении сверточных нейронных сетей, обеспечивает F1-меру детекций равную 0,5, что в 1,7 раза больше по сравнению с методом детекции, основанном на вейвлет-анализе. Кроме того, установлено, что в качестве входных данных в разработанном нейросетевом детекторе необходимо совместно использовать отсчеты видеоплетизмограммы и ее производной, что позволяет повысить точность детекции точек, соответствующих середине переднего фронта пульсовой волны.

7. Экспериментально подтверждена возможность использования метода видеоплетизмографии для мониторинга частоты сердечных сокращений и детекции нарушений сердечного ритма. Оценки

чувствительности и специфичности разработанной биотехнической системы в задаче детекции событий тахикардии и брадикардии составили не менее 0,81 (95 % доверительный интервал [0,48; 0,97]) и 0,82 (95 % доверительный интервал [0,63; 0,93]), соответственно.

## ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Оценка эффективности выделения областей интереса на изображении лица при видеоплетизмографических измерениях / И.П. Семчук [и др.] // Биотехносфера. 2021. №1. С. 16-23 (0.94 п.л./0.7 п.л.)
2. Разработка биотехнической системы для видеоплетизмографического мониторинга показателей жизненно важных функций организм / И.П. Семчук [и др.] // Биотехносфера. 2020. №1. С. 61-65 (0.63 п.л./0.4 п.л.)
3. Экспериментальное исследование методов бесконтактной фотоплетизмографии / И.П. Семчук [и др.] // Медицинская техника. 2019. №1. С. 1-4 (0.56 п.л./0.35 п.л.)
4. Бесконтактный фотоплетизмограф для исследования жизненно важных функций организма / И.П. Семчук [и др.] // Приборы. 2018. № 7. С. 1-6 (0.37 п.л./0.2 п.л.)
5. Semchuk I.P., Muravskaya N.P., Samorodov A.V. The study of the facial skin surface blood flow dynamics // AIP Conference Proceedings. 2019. Vol. 2140, Issue 1. Article no. 020036. (0.37 п.л./0.25 п.л.)
6. Comparative Analysis of Face ROI outline algorithms for Contactless Heart Rate Measurement Under Different Registration Conditions / I.P. Semchuk [и др.] // Proceedings of the 27th FRUCT conference. September 7-9, Trento, Italy, 2020. P. 362-365 (0.25 п.л./0.15 п.л.)
7. Machine learning approach for contactless photoplethysmographic measurement verification / I.P. Semchuk [и др.] // Pattern Recognition. ICPR International Workshops and Challenges. January 10-11, Milano, Italy, 2021. P.90-96 (0.56 п.л./ 0.4 п.л.)
8. Семчук И.П., Муравская Н.П., Самородов А.В. Экспериментальное исследование оптических методов бесконтактной фотоплетизмографии // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды XIII Международной научной конференции с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова. 2018. Книга 2. С.86-89 (0.25 п.л./ 0.15 п.л.)
9. Семчук И.П. Разработка биотехнической системы бесконтактного мониторинга показателей жизненно важных функций организма новорожденных // Молодежный научно-технический вестник. 2017. № 6. С. 53. (0.12 п.л./ 0.12 п.л.)
10. Программное обеспечение для регистрации и анализа видеоплетизмограмм (Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2020665624 от 27.11.2020)