

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.
ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра медицинской физики

**Тема: Бесконтактное определение скорости пульсовой волны методом
фотоплетизмографической визуализации
АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ**

студента 2 курса 205 группы

направления 03.04.02

«Физика»

код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий

наименование факультета

Волков Иван Юрьевич

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель

к.ф.-м.н., доцент

должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

А.А. Сагайдачный

инициалы, фамилия

Зав. кафедрой

д.ф.-м.н., профессор

должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

А.В. Скрипаль

инициалы, фамилия

Саратов 2019

Введение

На протяжении всего исторического развития медицинских технологий наибольшее значение для диагностики состояния организма человека имели и будут иметь инструментальные методы. В частности, изучение и диагностика состояния сердечно-сосудистой системы и её частей может быть реализована только с использованием медицинских приборов, начиная от простого тонометра для контроля АД и заканчивая современными дорогостоящими аппаратно-программными комплексами. Для того чтобы составить полную картину о имеющейся патологии ССС современные аппаратно-программные медицинские комплексы совмещают в себе несколько инструментальных методов, что не во всех случаях является оптимальным как с точки зрения расшифровки полученных данных (от специалиста требуется глубокое знание методики измерения или работа нескольких специалистов для трактовки диагностических данных), так и с экономической точки зрения, т.к. современные профессиональные медицинские приборы имеют высокую стоимость.

Среди современных медицинских приборов для анализа формы и скорости распространения пульсовой волны наиболее часто используется многоканальный сфигмограф и реограф, а также ЭКГ в сочетании с другими методами регистрации пульсовой волны. У каждого из этих методов есть свои преимущества и недостатки. Однако в последнее время бурный интерес возник к методам изучения ССС с использованием фотоплетизмографии и этому есть свои причины. Во-первых, фотоплетизмография является достаточно простым методом регистрации пульсовых волн; во-вторых, фотоплетизмография позволяет анализировать широкий спектр физиологических колебаний организма (нейрогенный, кардиальный диапазон, дыхательные волны и т.д.); в-третьих, фотоплетизмограф является достаточно простым по схемотехнике построения прибором, что делает его компактным и удобным в использовании для непрерывного или однократного использования. Поэтому разработка новых и улучшение существующих

методик измерения параметров ССС используя для этого фотоплетизмограф является актуальной.

Дальнейшим шагом развития всех инструментальных методов является их неинвазивный (бесконтактный) способ получения диагностической информации. Неинвазивный способ является самым объективным для получения данных, т.к. исключает прямого воздействия контактных датчиков на результат измерений.

Актуальность темы:

Выполнив обзор литературы по тематике изучения ССС различными инструментальными методами можно отметить, что прослеживается тенденция к модернизации существующих медицинских приборов и методик измерения. Модернизация существующих инструментальных методов выполняется с целью увеличения диагностической информативности для выявления как можно большего числа патологий ССС и расширение универсальности метода. Поэтому задача расширения возможностей уже имеющихся инструментальных методов является актуальной, как в плане новых способов получения информации, так и конструктивных аспектов построения приборов.

На современном этапе развития методов диагностики нарушения ССС наибольшую информацию даёт анализ формы и скорости пульсовой волны. Анализируя скорость и форму пульсовой волны, можно получить некоторые параметры ССС, которые изменяются в зависимости от имеющейся патологии в организме. Одним из таких параметров является жесткость или упругость артериальной стенки, которая изменяется от многих факторов. Необходимо отметить, что определение скорости распространения пульсовой волны, по мнению многих авторов, является наиболее достоверным методом изучения упруговязкого состояния сосудов и вопрос о методиках измерения скорости ПВ остаётся всё еще актуальным.

Цели и задачи работы:

Основной задачей данной дипломной работы является разработка бесконтактного метода определения скорости ПВ на основе фотоплетизмографической визуализации.

Основное содержание работы:

1 Разработка многоканального фотоплетизмографа

1.1 Структурная схема и выбор ключевых радиоэлектронных компонентов

Многоканальный фотоплетизмограф представляет собой классическую схему фотоплетизмографа с наличием нескольких датчиков для регистрации кровенаполнения с участков тела человека, гемодинамика которых позволяет регистрировать пульсовую волну. Структурная схема построения основных частей многоканального фотоплетизмографа показана на рисунке 21.



Рисунок 21. Структурная схема построения многоканального фотоплетизмографа.

В качестве датчика для регистрации кровенаполнения используется составная оптопара светодиод – фотодиод, которая работает на отражения излучения от участка кожи в котором регистрируется пульсовая волна. Светодиод излучает в инфракрасном диапазоне 800 – 890 нм с максимальным излучением на длине волны 850 нм. Диапазон длин волн 600 – 800 нм не рассматривался, т.к. данный диапазон используется для регистрации содержания кислорода в крови, т.к. нас интересует только динамика кровенаполнения. Для высокой чувствительности датчика был выбран

соответствующий фотодиод работающий в данном диапазоне длин волн ФД – 256А. Спектральная характеристика фотодиода показана на рисунке 22. Центральная рабочая длина волны, на которой фотодиод обладает максимальной спектральной чувствительностью как раз совпадает с центральной частотой излучения светодиода. Фотографии светодиода и фотодиода показаны на рисунке 23.

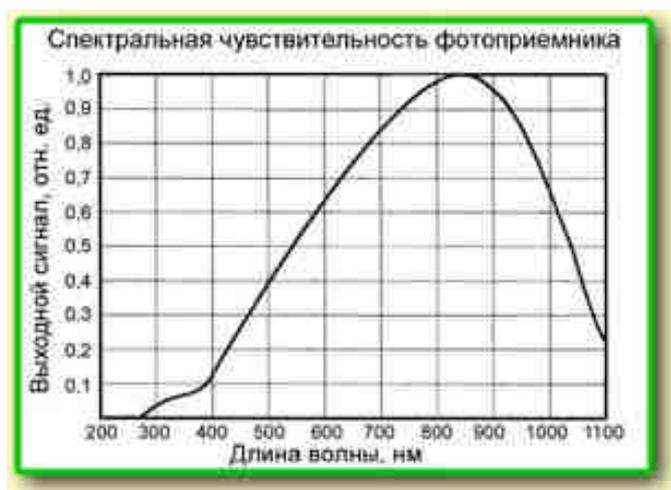
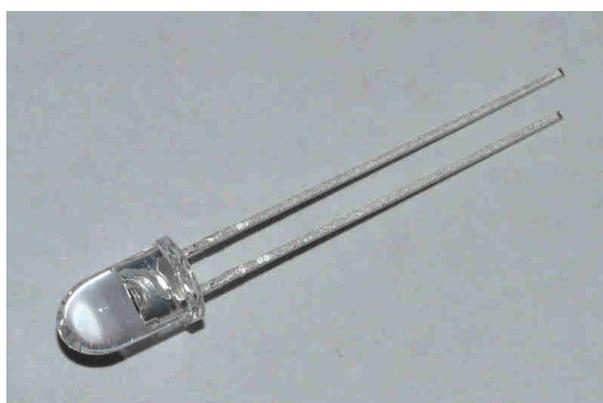


Рисунок 22. Спектральная характеристика фотодиода



(а)



(б)

Рисунок 23. Фотографии электронных компонентов составной оптопары датчика:
а – светодиод, б - фотодиод

Далее, сигнал колебаний интенсивности отраженного излучения, регистрируемый фотодиодом, поступает на усилитель канала. Усилитель выполнен на операционных усилителях (ОУ), использование которых позволяет усиливать сигнал в несколько тысяч раз при достаточно простой электрической схеме построения усилителя, что позволяет избежать излишнего использования электронных компонентов и уменьшить габариты

схемы. Для хорошей чувствительности схемы усилителя и меньшего влияния внутрисхемных помех были выбраны малошумящие операционные усилители LM358, где в одном корпусе расположено 2 ОУ. Функционирует данная микросхема в диапазоне питающих напряжений от 3 до 5 В, что является безопасным для жизни человека на случай коротких замыканий и хорошо согласуется с питанием микроконтроллера. Далее усиленный сигнал проходит через высокочастотный RC-фильтр для устранения постоянной составляющей сигнала (которая может содержать засветку помещения и т.д.). Отфильтрованный сигнал от постоянной составляющей поступает на низкочастотный активный фильтр, который выполнен на ОУ, который также и усиливает сигнал до нужной величины. Отфильтрованный и усиленный сигнал пульсовых колебаний поступает на повторитель напряжения, который также выполнен на ОУ для согласования выходного сопротивления усилителя и входного сопротивления ножек микроконтроллера. Далее сигнал поступает в микроконтроллер для оцифровки и передачи данных в персональный компьютер.

В качестве микроконтроллера был выбран контроллер Atmega 8 [26]. АЦП микроконтроллера работает с разрешением 8 бит по входному каналу. Использование большей разрядности для оцифровки данного вида сигнала не всегда является целесообразным, т.к. последние биты начинают ловить вместе с полезным сигналом и шумовые составляющей самой схемы. Поэтому при достаточном коэффициенте усиления полезного сигнала увеличением разрядности АЦП можно пренебречь. Оцифровка сигнала должна производиться как с можно большей частотой дискретизации. Для оптимальной нагрузки шины передачи данных в ПК через микросхему USB-UART преобразователя была выбрана частота дискретизации равная 100 Гц.

Полученные данные поступают по шине данных USB в ПК, где с помощью специального программного обеспечения происходит отображения в реальном времени и обработка экспериментальных данных. Для работы с большим объёмом данных (отображение в реальном времени, сохранение

большого массива данных и считывание из временного файла) программа должна быть быстродействующей. Для реализации быстродействующих программ наилучшим образом подходит язык программирования C++. Для использования программы на разных платформах используется программная среда для языка c++ - Qt. Данный фреймворк позволяет создавать приложения, которые надежно функционируют на различных операционных системах.

1.2 Схема электрическая принципиальная многоканального фотоплетизмографа

Рассмотрение схемы электрической принципиальной фотоплетизмографа начнём с входной схемы для датчика, которая показана на рисунке 24.

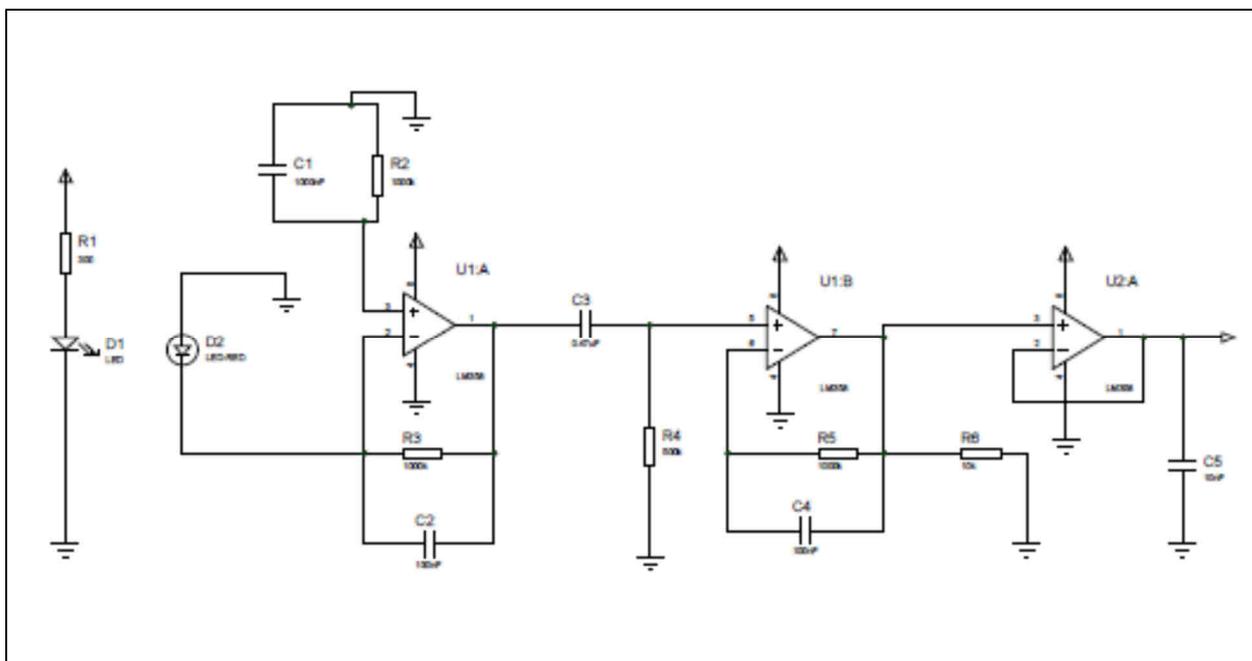


Рисунок 24. Схема электрическая принципиальная входного канала фотоплетизмографа

Питание светодиода осуществляется через токоограничивающий резистор R1. Номинал сопротивления данного резистора устанавливает необходимую яркость свечения светодиода. Далее динамика отраженного излучения регистрируется с помощью фотодиода VD2 который включен обратной полярностью к напряжению смещения через классическую схему преобразования ток-напряжение [27, 28]. Данная схема выполнена на ОУ, где фотодиод включен последовательно с входом операционного усилителя, через

который в идеале ток не течет. Цепь обратной связи, состоящая из резисторов R2, R3 задаёт усиление напряжения на фотодиоде так же, если бы оно было приложено ко входу усилителя. Отношение выходного напряжения к входной световой энергии будет логарифмическим, так как чувствительность фотодиода изменяется в зависимости от приложенного к нему прямого напряжения. Ток диода практически не течет через вход операционного усилителя, целиком направляясь в резистор обратной связи R2. Для получения этого эффекта операционный усилитель устанавливает на своем выходе напряжение, равное произведению тока фотодиода на сопротивление R2. Для получения как можно большего коэффициента преобразования тока в напряжение сопротивление R2 делают настолько большим, насколько позволяют существующие ограничения. При большом значении сопротивления этот резистор начинает давать значительный температурный дрейф напряжения из-за температурного коэффициента входного тока усилителя. Чтобы компенсировать эту ошибку, обычно к неинвертирующему входу усилителя подключают резистор R3 с таким же сопротивлением, как у R2 и добавляют емкостную развязку для устранения большей части его шума. Оставшаяся ошибка по постоянному току определяется разностью входных токов усилителя и разбросом сопротивлений двух резисторов. Недостатком такого способа коррекции ошибки является падение напряжения, которое создается на диоде, и возникающий в результате него ток утечки диода. Эта утечка может свести на нет коррекцию, полученную от R3, так как для получения высокой чувствительности фотодиоды обычно имеют большой размер области *p-n*-перехода. Ток утечки пропорционален этому размеру и может оказаться даже больше, чем входные токи операционного усилителя.

Далее преобразованный сигнал в виде колебания напряжения поступает на фильтр верхних частот (ФВЧ), который выполнен на классической RC-цепочке с частотой среза порядка 2 Гц. ФВЧ устраняет постоянную составляющую сигнала, которая содержит в себе напряжения смещения фотодиода в обратном направлении, а также различные низкочастотные

помехи, связанные с излишней засветкой и изменением положения датчика на теле при измерениях.

После ФНВ сигнал поступает на активный фильтр нижних частот (ФНЧ), который выполнен на операционном усилителе, где в цепь ООС (отрицательно-обратной связи) включён конденсатор. Фильтр нижних частот имеет частоту среза порядка 10 Гц, что позволяет убрать фоновые составляющие цепей питания и переменной составляющей цепи переменного тока (50 Гц). Последовательное включение ФВЧ и ФНЧ образует примитивный полосовой фильтр с центральной частотой в полосе пропускания порядка 1 Гц. Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) полосового фильтра показана на рисунке 25.

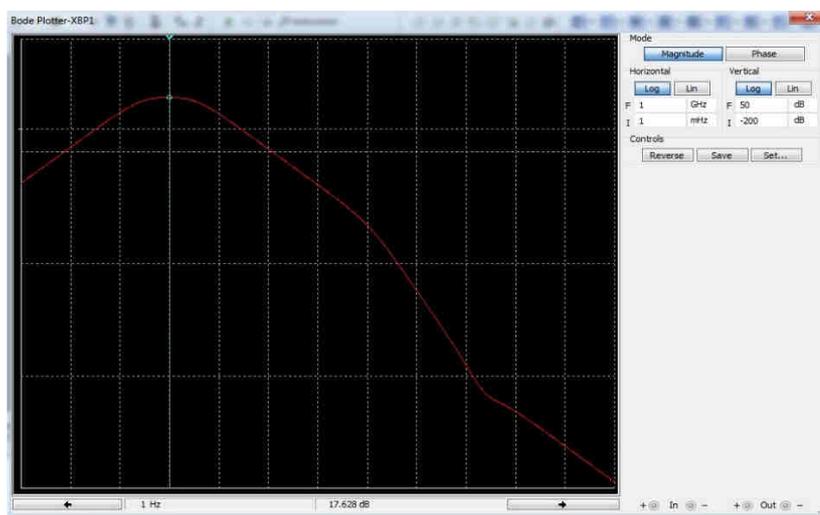


Рисунок 25. Амплитудно-частотная характеристика полосового фильтра.

Амплитудно-частотная характеристика последовательно включенного фильтра ВЧ и НЧ рассчитана в программном пакете для моделирования электрических цепей Multisim. На рисунке 25 видно, что центральной частотой полосы пропускания является частота равная частоте колебаний пульса, примерно 1 Гц.

После фильтрации и усиления сигнал поступает на повторитель напряжения, выполненный на ОУ, охваченный глубокой ООС. Повторитель напряжения необходим для согласования выходного сопротивления НЧ и входного сопротивления микроконтроллера.

МГТФ – 0,25 мм при помощи пайки припоем ПОС-61. Монтаж схемы для входного канала осуществлялся без пайки на макетной плате с автоматическими линиями фиксации компонентом. Выбор такого способа монтажа был основан на том, что на этапе макетирования и наладки приходится подстраивать номинальные параметры компонентов входной схемы прибора меняя их для нахождения оптимальных характеристик схемы фильтрации и усиления сигнала.

Как было сказано датчик прибора выполнен в виде составной оптопары, которая помещена в корпус. Внешний вид датчика показан на рисунке 27.

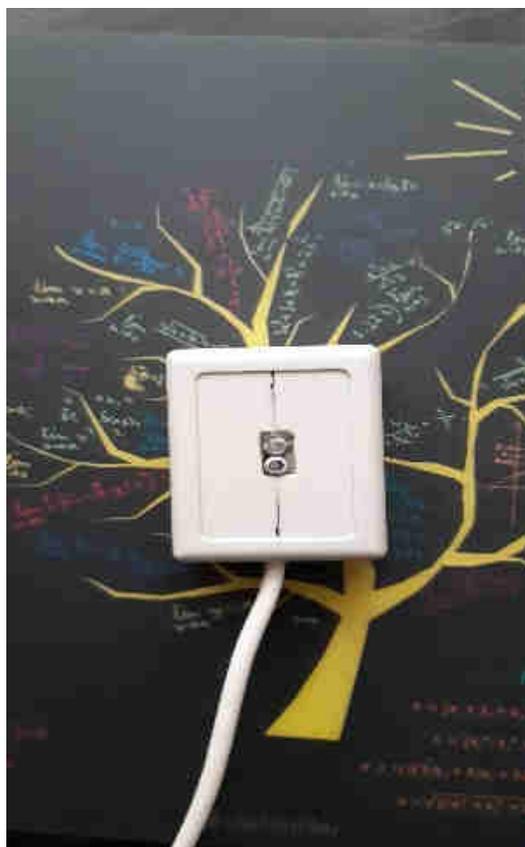


Рисунок 27. Фотография датчика

1.4 Программное приложение для отображения и записи данных в реальном времени

Программное обеспечение для отображения и сохранения данных в реальном времени было написано на языке программирования C++ и использованием фреймворка Qt. Язык C++ был выбран не случайно, т.к. данный язык позволяет создавать быстродействующие программы, что как раз

необходимо для обработки большого массива поступающих данных в ПК от устройства. Фреймворк Qt позволяет компилировать написанный код на языке C++ таким образом, что приложение может надежно и без сбоев работать на многих распространенных операционных системах. Внешний вид окна приложения показан на рисунке 28.

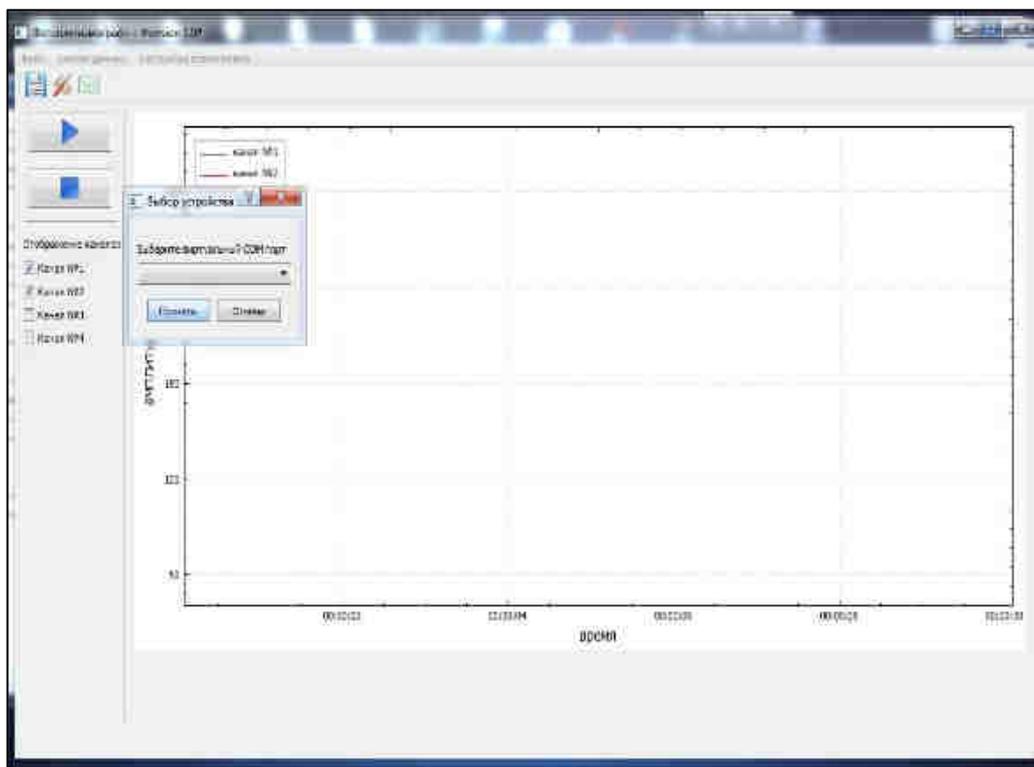


Рисунок 28 Внешний вид главного окна приложения отображения данных

На главном окне приложения можно увидеть графическое поле для отрисовки поступающих данных в режиме реального времени. В левом верхнем углу окна можно увидеть две основные кнопки управления приложением, это старт записи и стоп записи. Также выше, на панели инструментов имеются кнопки быстрого доступа к основным компонентам программы. Все основные компоненты программы также могут быть открыты с помощью выпадающего меню.

Перед тем как начать запись данных с прибора, необходимо выбрать порт в подменю программы, с которого будут считываться поступающие данные и далее нажать кнопку на запуск записи. После окончания записи необходимо нажать кнопку для остановки. После этого в меню «файл» можно выбрать функцию сохранения данных. Сохраненные данные конвертируются в

текстовый файл формата txt, который может быть открыт большинством математических программ для дальнейшей обработки и анализа данных.

2 Методика определения скорости пульсовой волны с помощью многоканального фотоплетизмографа

Для определения скорости пульсовой волны с помощью двухканального фотоплетизмографа был поставлен эксперимент, схема которого изображена на рисунке 29а. Метод определения скорости заключался в следующем: один датчик располагался на височной области, а второй датчик на фаланге указательного пальца. Далее измерялось расстояние L1 от височной области до сердца и расстояние L2 от фаланги указательного пальца также до сердца с помощью медицинской рулетки. Далее снимались показания пульса с височной области и с фаланги пальца. Фотография положения испытуемого и крепления датчиков показана на рисунке 29б. После окончания записи экспериментальные данные обрабатывались в математическом пакете MatchCad. Изображение экспериментальных графиков показано на рисунке 30.

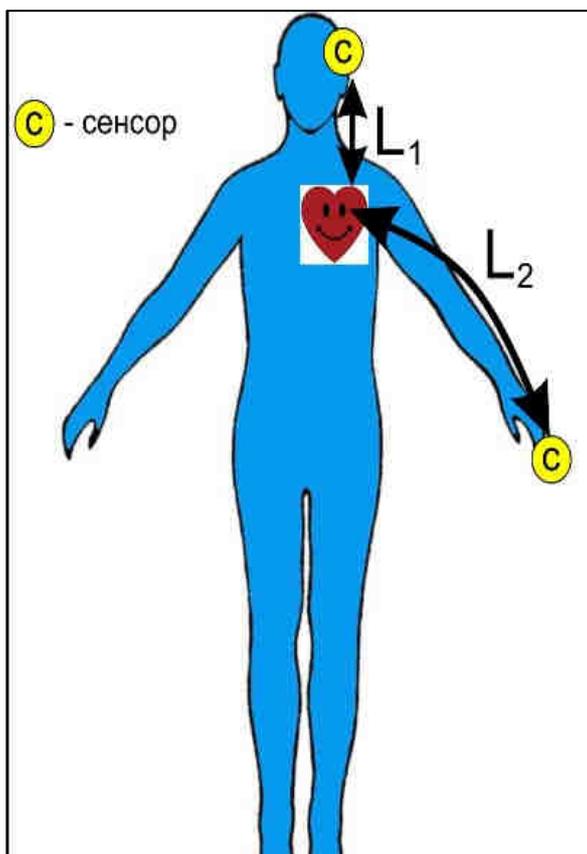


Рисунок 29 Схема эксперимента – (а) и фотография крепления датчиков на испытуемом – (б)

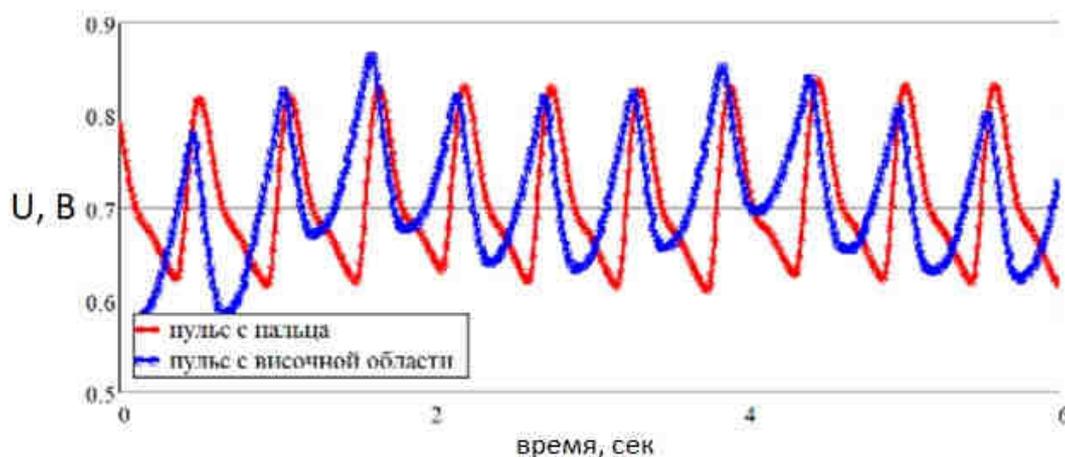


Рисунок 30 Экспериментальные данные пульса полученные с помощью двухканального фотоплетизмографа

Время запаздывания вычислялось на основе времени задержки между систолическими максимумами на виске и указательном пальце. Далее находилась разность расстояний по формуле 1

$$S = L_2 - L_1 \quad (1)$$

где: S – разность расстояний, м;

L_1 – расстояние от виска до сердца;

L_2 – расстояние от фаланги указательного пальца до сердца.

Скорость пульсовой волны определялась как частное от деления разности расстояний и времени запаздывания пульсовой волны, формула 2.

$$V = S/t. \quad (2)$$

где: V – скорость пульсовой волны, м/с;

S – разность расстояний, м;

t – время запаздывания, с.

3 Разработка бесконтактного способа определения скорости

пульсовой волны

Бесконтактный (неинвазивный) метод определения СПВ аналогичен методике определения скорости с помощью многоканального фотоплетизмографа, т.е. регистрировать пульсовые колебания необходимо как минимум в 2-х местах на поверхности тела человека, с различным расстоянием до сердца.

Для неинвазивной регистрации пульсовых колебаний на поверхности кожи используется высокоскоростная камера, спектральный диапазон чувствительности которой немного смещён в ИК область спектра Basler ace acA2000-165um. Фотография камера представлена на рисунке 31. Физический принцип регистрации пульсовых колебаний аналогичен работе схемы датчика ФПГ на отражение. В качестве источника ИК излучения использовался рупорный осветитель в диапазоне 850 нм с регулятором яркости. Для регистрации пульсовых колебаний необходимо в поле зрения камеры поместить исследуемый участок поверхности тела человека и осветить данный участок с помощью рупорного осветителя. Изменение интенсивности отраженного света от поверхности изучаемого участка регистрируется

высокоскоростной камерой. Далее полученная запись обрабатывается специальной программой.



Рисунок 31 Высокоскоростная камера Basler ace acA2000-165um
Камера обладает CMOS-матрицей CMOSIS CMV2000 и частотой 165 кадров в секунду при разрешении 2 Мпикс.

Методика обработки данных

Частота съёмки камеры для проведения эксперимента составляла – 60 Гц. Для отображения динамики кровенаполнения участок тела, с которого производилась съёмка, освещался внешним осветителем в зеленом диапазоне, т.к. именно в этом спектральном видимом диапазоне кровь хорошо поглощает свет. Методика определения скорости пульсовой волны заключалась в том, чтобы разместить в одном поле зрения камеры как минимум два участка тела человека с достаточно выраженной гемодинамикой и разным расстоянием до сердца. Для этих целей была выбрана мочка уха и указательный палец руки. Схема постановки эксперимента показана на рисунке 32.

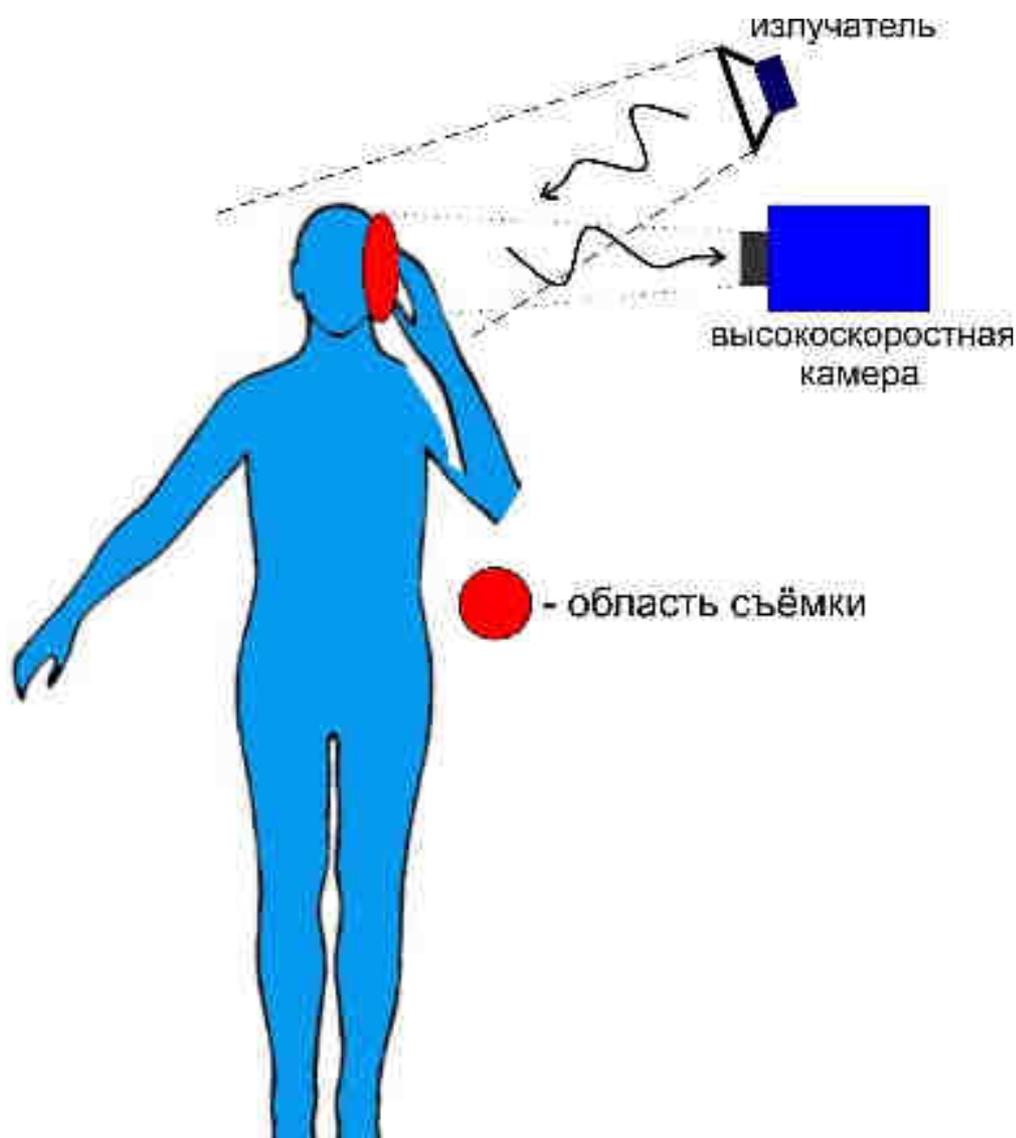
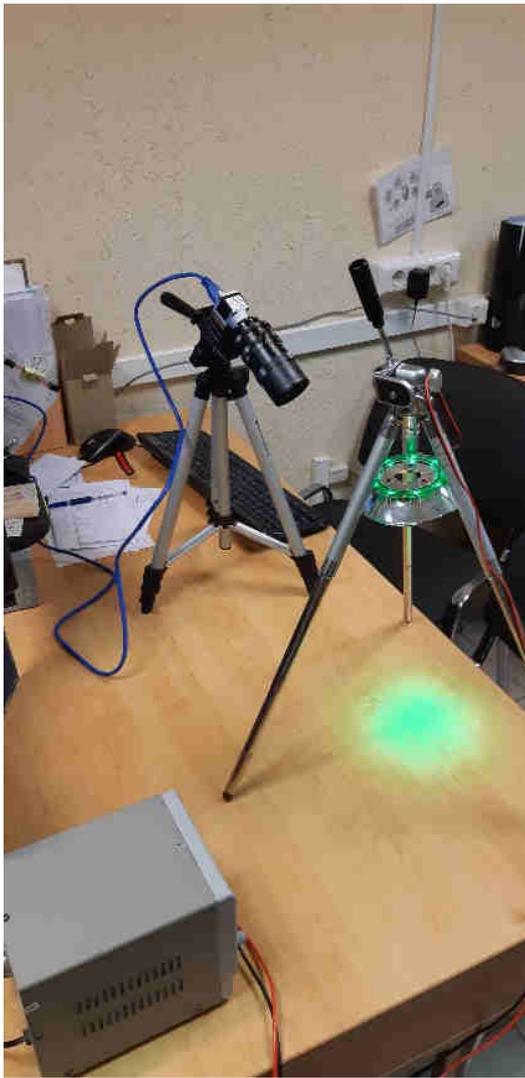
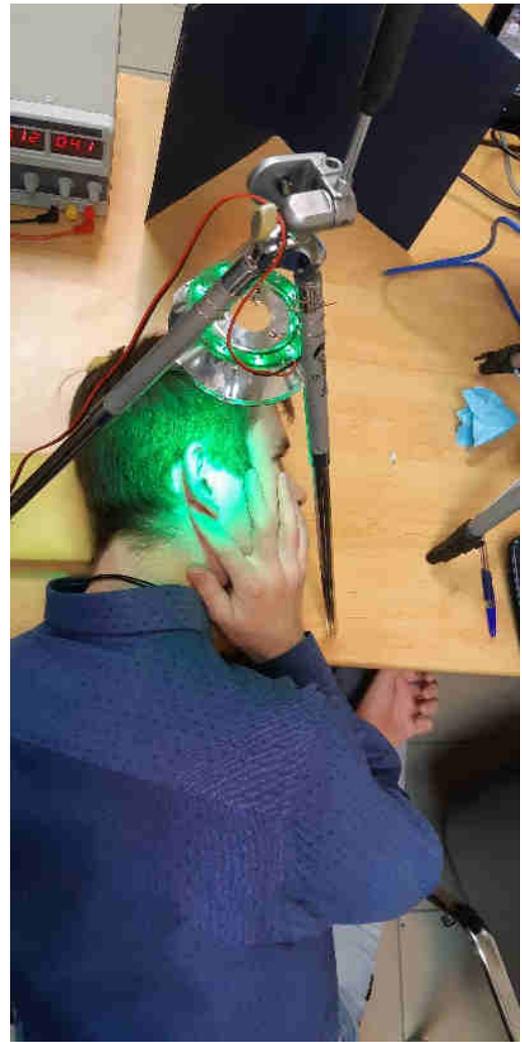


Рисунок 32 Схема постановки эксперимента бесконтактного определения скорости пульсовой волны

Фотографии расположения осветителя и высокоскоростной камеры, а также положение испытуемого показано на рисунке 33 под а и б соответственно. На фотографии 34 показана часть мочки уха и указательного пальца, как видно в камере при проведении эксперимента. На рисунке 35 показаны экспериментальные данные, полученные в ходе эксперимента.



(a)



(б)

Рисунок 33 Фотография расположения осветителя и высокоскоростной камеры и положение испытуемого при съёмке



Рисунок 34 Вид части мочка уха и части указательного пальца с помощью камеры

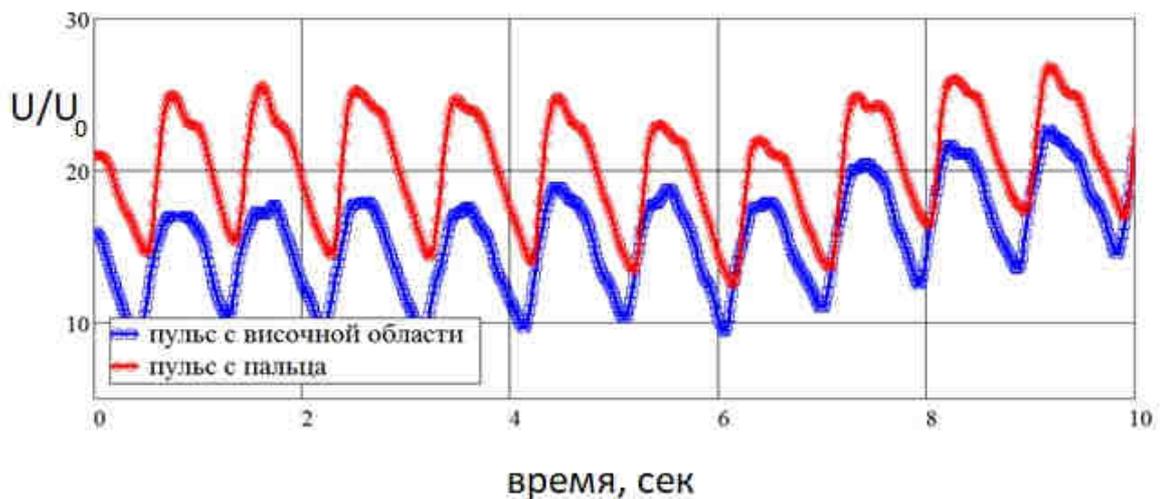


Рисунок 35 Экспериментальные данные пульсовых колебаний, полученных с помощью высокоскоростной камеры

Заключение

Основной целью дипломного проекта являлась разработка бесконтактного (неинвазивного) метода определения скорости пульсовой волны.

Перед разработкой метода был проведен обзор литературы по тематике скорости пульсовой волны, для определения ценности получаемой информации для определения состояния ССС. В результате было установлено, что скорость пульсовой волны была признана одним из маркеров,

характеризующим ССС, а анализ значения скорости может быть первым признаком нарушения здоровья пациента.

Следующим этапом стал обзор литературы по существующим методикам измерения скорости пульсовой волны. Было выяснено, что существует два основных инструментальных метода – реография и сфигмография, а также смежные методики, использующие совмещение нескольких методов измерения. В результате обзора литературы, был составлен список основных приборов, которые используются для измерения скорости пульсовой волны и кратко описаны их технические характеристики. Также было установлено, что ведется активная модернизация существующих методов измерения и разработка принципиально новых.

Далее, для измерения скорости пульсовой волны в лабораторных условиях был разработан и собран двухканальный фотоплетизмограф. Фотоплетизмограф состоял из двух датчиков, работающих по принципу отражения ИК-излучения, платы оцифровки и передачи данных в ПК и компьютерной программы для записи фотоплетизмограммы. С помощью разработанного фотоплетизмографа были проведены измерения скорости пульсовой волны на 7 испытуемых. Результатом разработки стал модернизированный фотоплетизмограф, который в отличие от классических одноканальных вариантов, также позволяет замерять скорость пульсовой волны.

В результате выполнения дипломного проекта был разработан бесконтактный метод определения скорости пульсовой волны.