

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

Кафедра медицинской физики

Тема: Регистрация и анализ формы пульсовой волны лазерным автодином

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 462 группы

направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий
наименование факультета

Твеленёва Максима Владимировича
фамилия, имя, отчество

Научный руководитель

к.ф.-м.н., доцент
должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

Добдин С.Ю.
инициалы, фамилия

Зав. кафедрой

д.ф.-м.н., профессор
должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

А.В. Скрипаль
инициалы, фамилия

Саратов 2019

ВВЕДЕНИЕ

Сердечно - сосудистые заболевания являются на данный момент одной из основных причин смертности населения развитых стран. Снизить уровень смертности возможно, если вовремя выявить причину. Для этого нужна своевременная диагностика таких заболеваний, как артериальная гипертензия, сахарный диабет, хроническая почечная недостаточность. При подобных заболеваниях большую роль играют сосуды, поэтому для ранней диагностики имеет огромное значение оценка состояния сосудов.

В настоящее время для оценки состояния пульсовых волн используют такие методы как сфигмография, фотоплетизмография и бесконтактные методы. Однако, как и у многих других, у них есть такие недостатки, которые влияют на качество снятого пульсового сигнала, что способствует затруднению сделать точный, а самое главное, правильный диагноз. Например, ФПГ датчики обладают слабой помехоустойчивостью, большие погрешности при измерениях могут возникнуть при любых малейших движениях испытуемого, слишком слабого или сильного надавливания на ИК датчик. Бесконтактные методы требуют жесткой юстировки потока лазерного излучения для получения четких форм пульсовых кривых.

Несмотря на большое количество существующих методов контурного анализа пульсовых волн, в современной медицине данная область исследований является развивающейся, а ее главными задачами ставятся определение диагноза и стадии развития заболевания у пациента по характеру и форме пульсовой волны.

Цель: разработка метода регистрации и анализа формы пульсовой волны для диагностики сосудистой системы человека.

Задачи:

1. Провести критический анализ методов регистрации и анализа пульсовой волны;
2. Выполнить компьютерное моделирование функции движения участка поверхности кожи;

3. Разработать методику восстановления формы пульсовой волны по сигналу полупроводникового лазерного автодина;
4. Провести экспериментальные исследования на группе испытуемых.

1. Компьютерное моделирование автодинного сигнала в математическом пакете Mathcad

1.1 Классификация пульсовых волн

В своей статье "Экспресс-диагностика сердечно-сосудистых заболеваний" А.С. Парфенов предлагает проводить классификацию пульсовых волн в зависимости от длительности интервала между прямой и отраженной волной. Авторы выделяют четыре типа пульсовых волн объема (рисунок 5) [14].

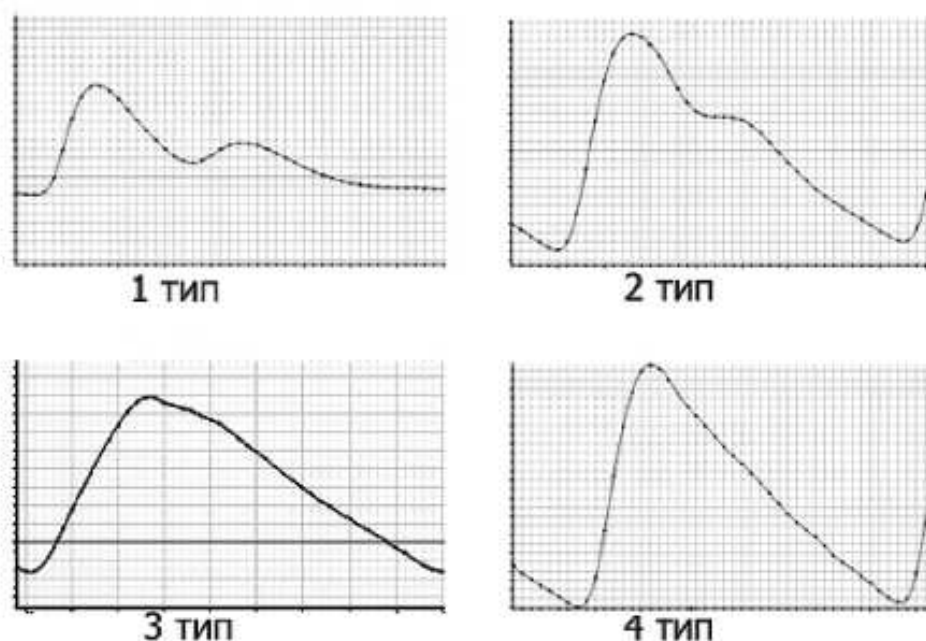


Рисунок 6 – Типы пульсовых волн объема

К первому типу относится пульсовая волна здорового человека, не имеющая каких-либо патологий.

Форма пульсовой волны 2 типа (амплитуда второго пика на 50% меньше, чем амплитуда первого) говорит нам о низком периферическом сопротивлении вследствие снижения тонуса сосудов. Тонус сосудов характеризует степень напряжения стенок сосудов, которая поддерживается гладкомышечными волокнами. Они поддерживают просвет сосудов и оказывают сопротивление

давлению крови. При снижении сосудистого тонуса артерии сильнее реагируют на проходящие порции крови (происходит большее растяжение стенок), скорость кровотока снижается и происходит падение артериального давления.

Форма пульсовой кривой 3 типа (наличие прямого участка между прямой и отраженной волной) свидетельствует о высоком периферическом сопротивлении системы. Общее периферическое сопротивление системы – это сопротивление сосудов току крови. В основном оно определяется степенью сужения резистивных сосудов, к которым относятся артериолы и венулы. При сужении артерий мелкого калибра путь, который проходит кровь, будет уменьшаться, поэтому, чтобы компенсировать данный эффект, давление в системе увеличится. Также вследствие уменьшения пути, отраженные волны будут приходить раньше, что увеличит нагрузку на левый желудочек.

На кривой пульсовой волны 4 типа отсутствует дикротическая волна, вследствие высокой жесткости артерий. Увеличение жесткости артерий характерно для таких заболеваний, как артериальная гипертензия и сахарный диабет. Кровеносные сосуды становятся более жесткими из-за процессов старения. При этом скорость кровотока увеличивается, и пульсовые волны возвращаются в сердце во время систолы левого желудочка (а не в диастолу), в результате происходит увеличение центрального аортального систолического давления.

1.2 Компьютерное моделирование пульсовых волн

На основании описанных выше систем классификаций был проведен процесс компьютерного моделирования. Были выбраны схожие типы пульсовых кривых и патологические состояния стенок сосудов, которые они описывают.

Процесс моделирования производился в математическом пакете Mathcad 14. Mathcad – удобная и простая в использовании вычислительная среда, разработанная для решения различных технических задач.

Каждая пульсовая волна описывалась с помощью математических функций и приводилась к удобному для анализа виду. Одной из главных задач

моделирования было воспроизведение наиболее точных видов пульсовых кривых для получения наиболее достоверных результатов. Всего было получено 4 типа пульсовых волн (рисунки 7-10).

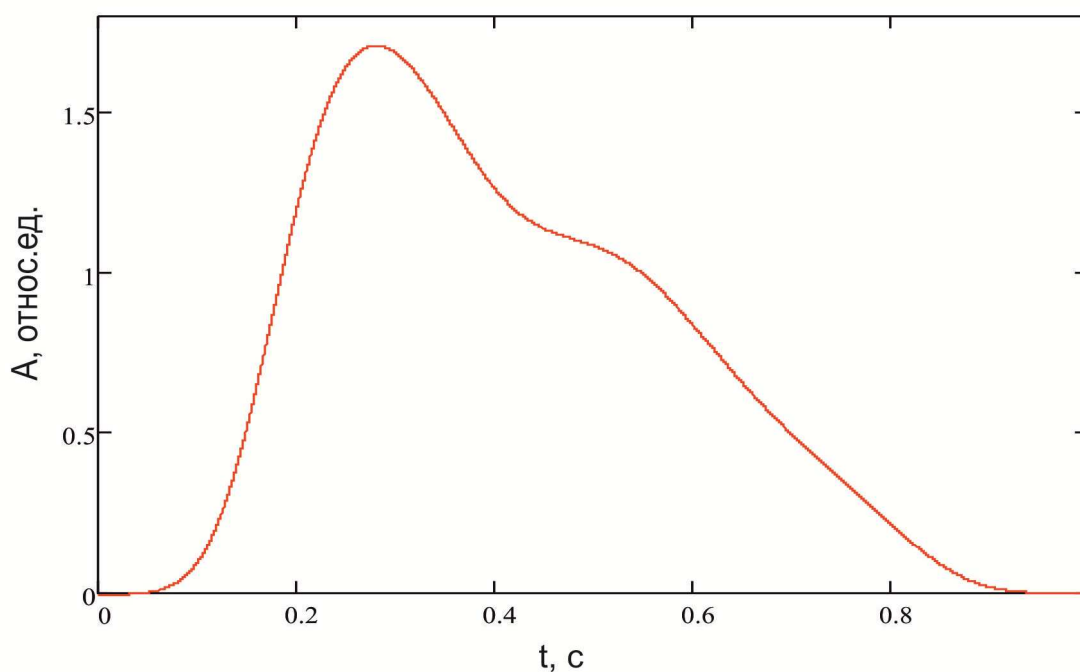


Рисунок 7 – Пульсовая волна 1-го типа

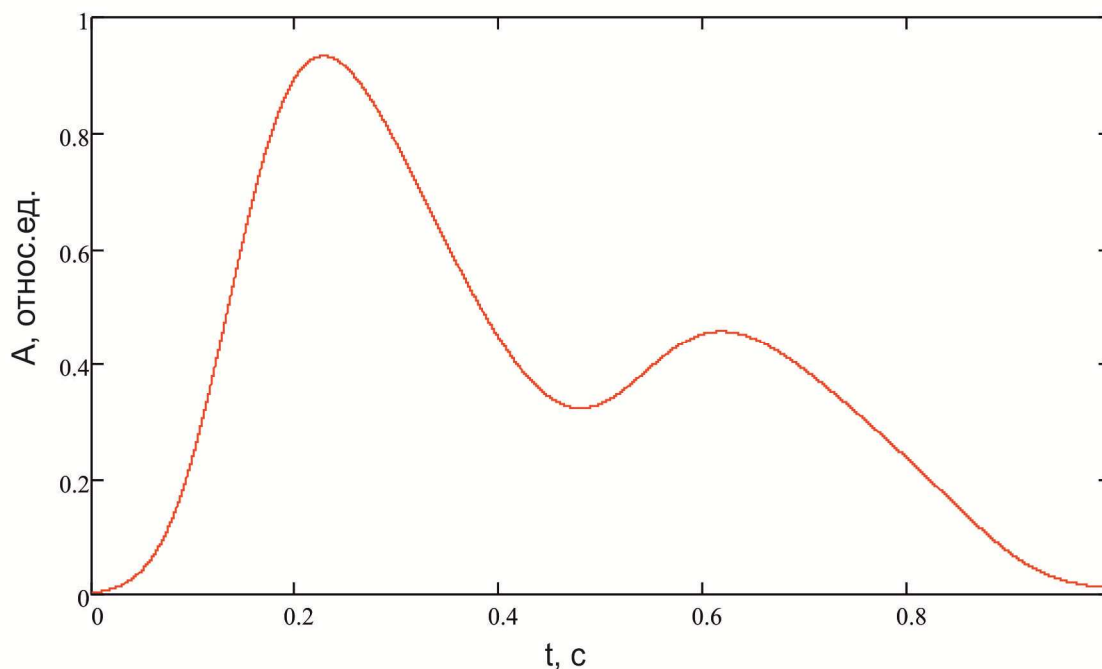


Рисунок 8 – Пульсовая волна 2-го типа

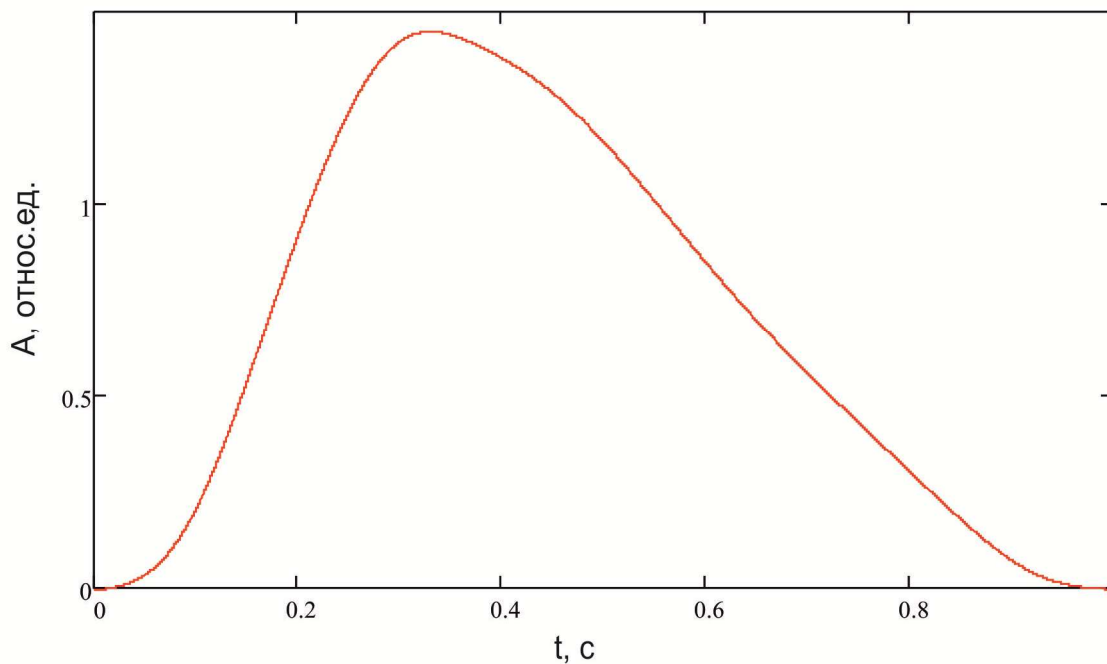


Рисунок 9 – Пульсовая волна 3-го типа

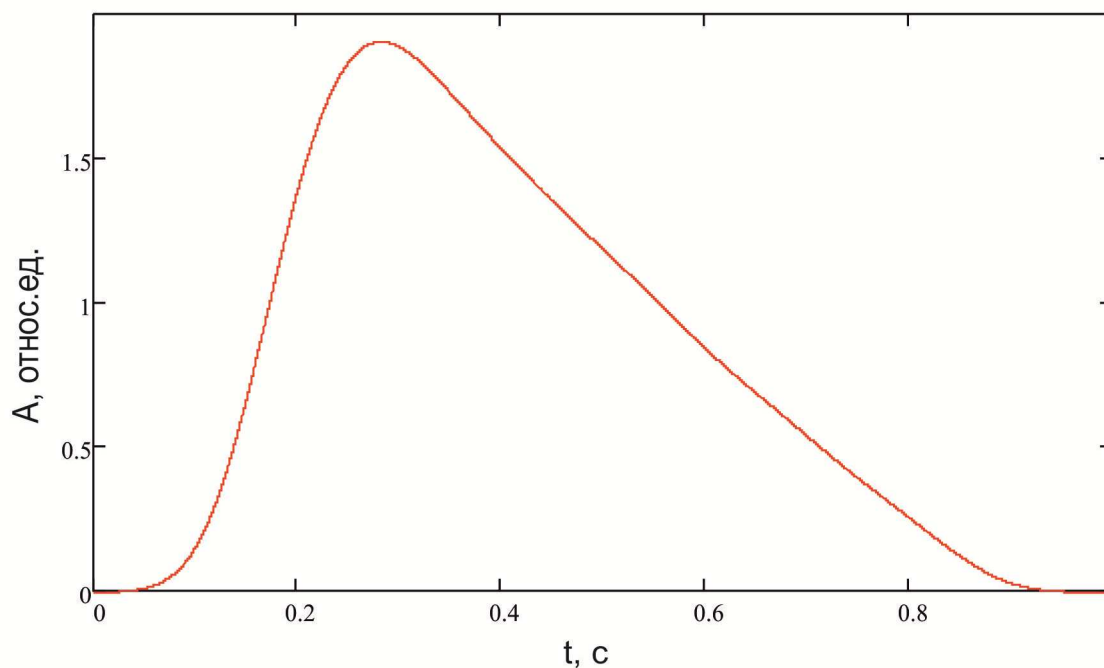


Рисунок 10 – Пульсовая волна 4-го типа

1.3 Моделирование функции движения участка поверхности кожи

Переменная нормированная составляющая автодинного сигнала при движении объекта может быть записана в виде:

$$P(t) = \cos\left(\theta + \frac{4\pi}{\lambda} f(t)\right), \quad (1)$$

где θ — стационарный набег фазы, λ — длина волны излучения лазера, $f(t)$ — функция продольных движений отражателя. В выражении (1) изменение аргумента косинуса на 2π , т.е. один период автодинного сигнала $P(t)$, соответствует изменению расстояния до отражателя на $\lambda/2$. Таким образом, $f(t)$ может быть восстановлена подсчетом количества периодов автодинного сигнала при фиксировании их временных координат [15].

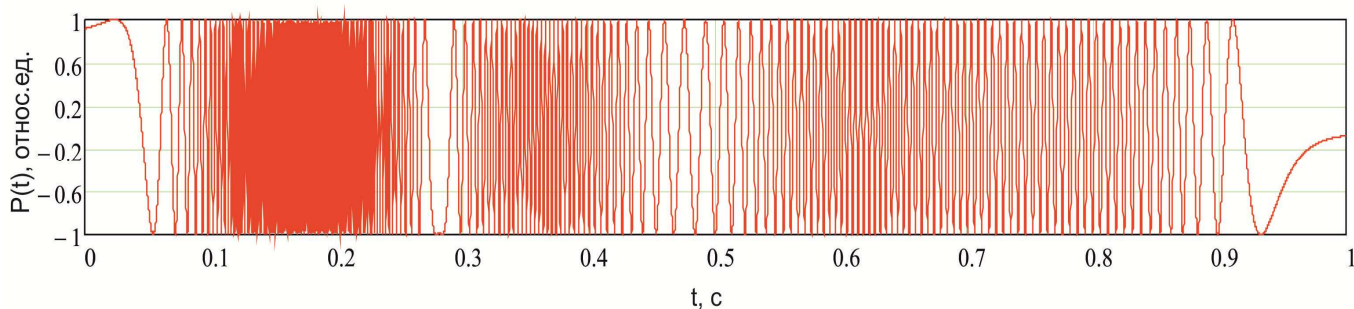


Рисунок 11 – Автодинный сигнал пульсовой волны 1-го типа

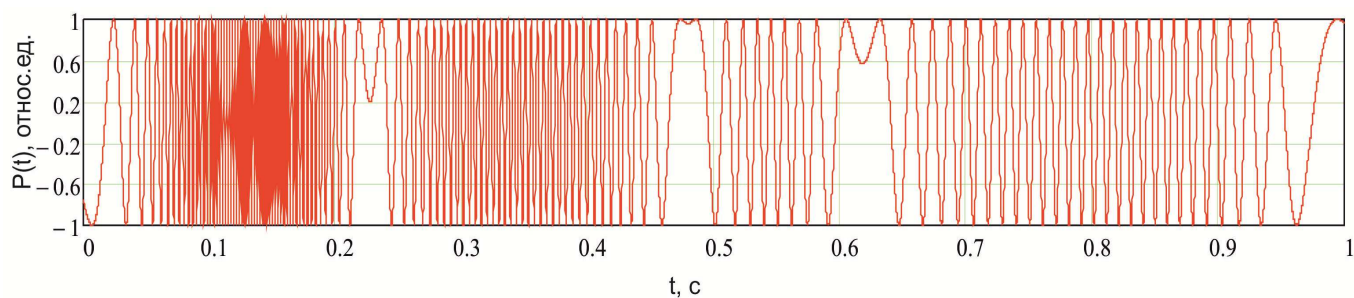


Рисунок 12 – Автодинный сигнал пульсовой волны 2-го типа

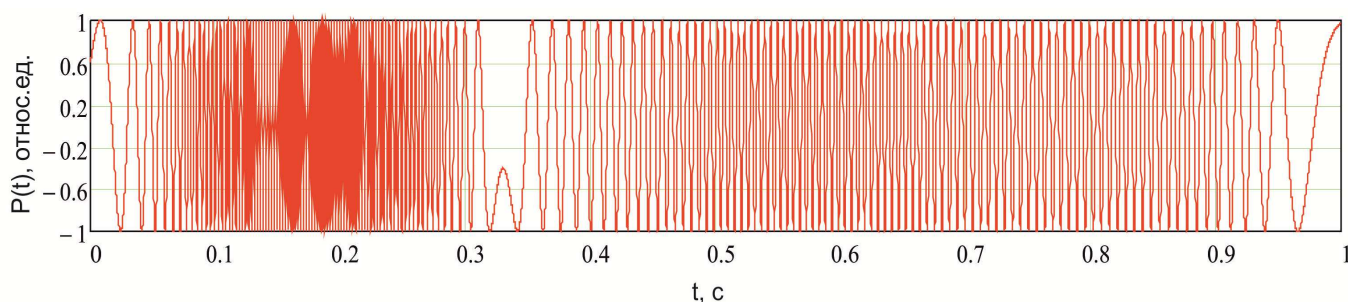


Рисунок 13 – Автодинный сигнал пульсовой волны 3-го типа

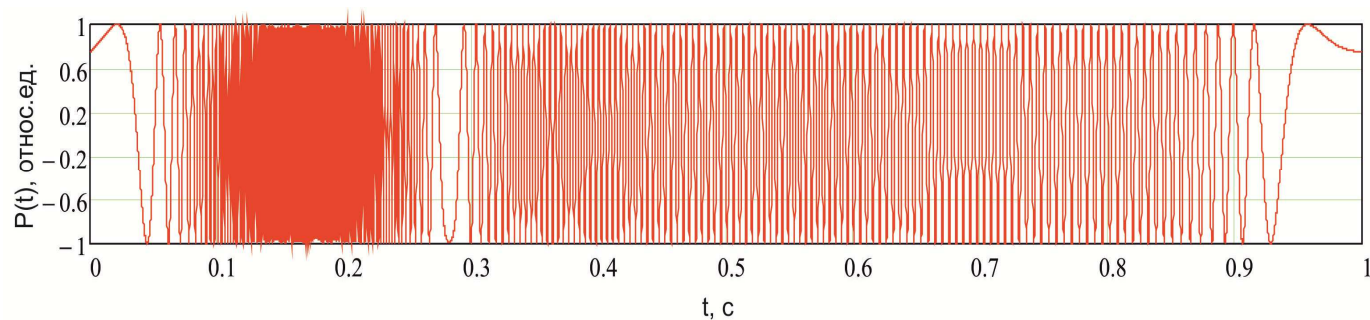


Рисунок 14 – Автодинный сигнал пульсовой волны 4-го типа

2 Анализ пульсовых волн

2.1 Определение формы пульсовой волны по сигналу лазерного полупроводникового автодина

Для восстановления функции пульсовой волны $Z(t)$ по автодинному сигналу полупроводникового лазера $P(t)$ можно воспользоваться методикой, приведенной в [16], где функцию движения объекта восстанавливают с помощью вейвлет-преобразования. В этом случае функция, характеризующая продольные движения объекта, может быть представлена в виде:

$$Z(t) = K_{\psi_1}^{-1} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} C(a, b) \frac{1}{\sqrt{a'}} \psi_1 \left(\frac{t-b}{a} \right) \frac{dadb}{a^2}, \quad (2)$$

где K_{ψ_1} – постоянная величина, определяемая базисной вейвлет-функцией, $K_{\psi_1} = 2\pi \int_{-\infty}^{+\infty} |\psi_f(\omega)|^2 / |\omega| d\omega$; $C(a, b)$ – коэффициенты вейвлет-разложения функции $Z(t)$ по базису ψ_1 ; a, b – коэффициенты масштабирования; ψ_1 – базисная вейвлет-функция, на основе производной функции Гаусса ($G(t) = e^{-\frac{t^2}{2}}$).

Ниже приведены результаты восстановления пульсовых волн по данной методике.

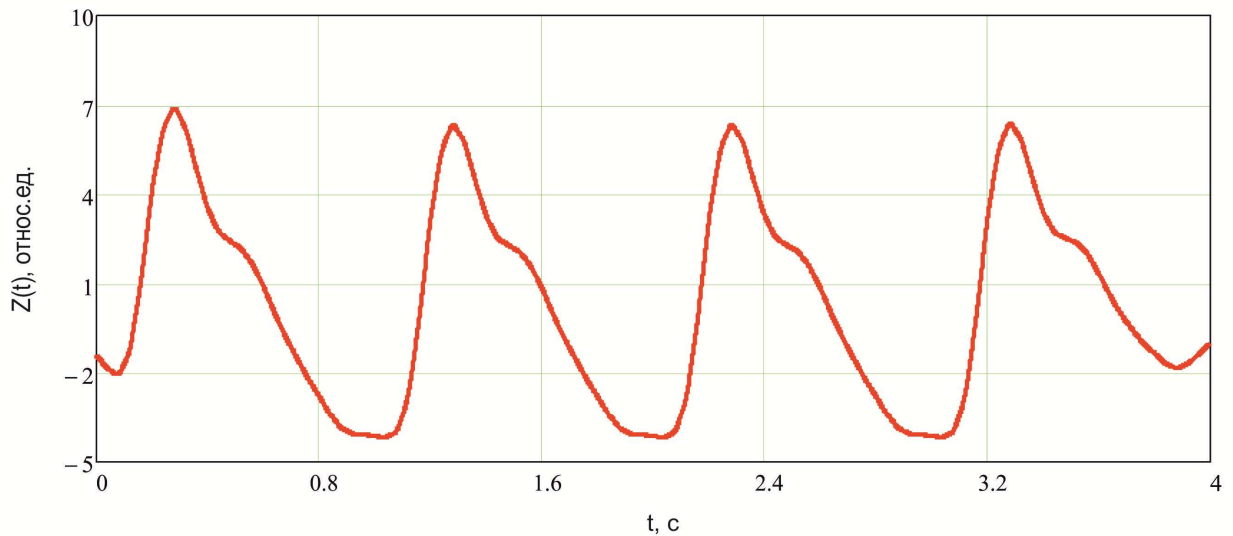


Рисунок 15 – восстановленная пульсовая волна 1-го типа

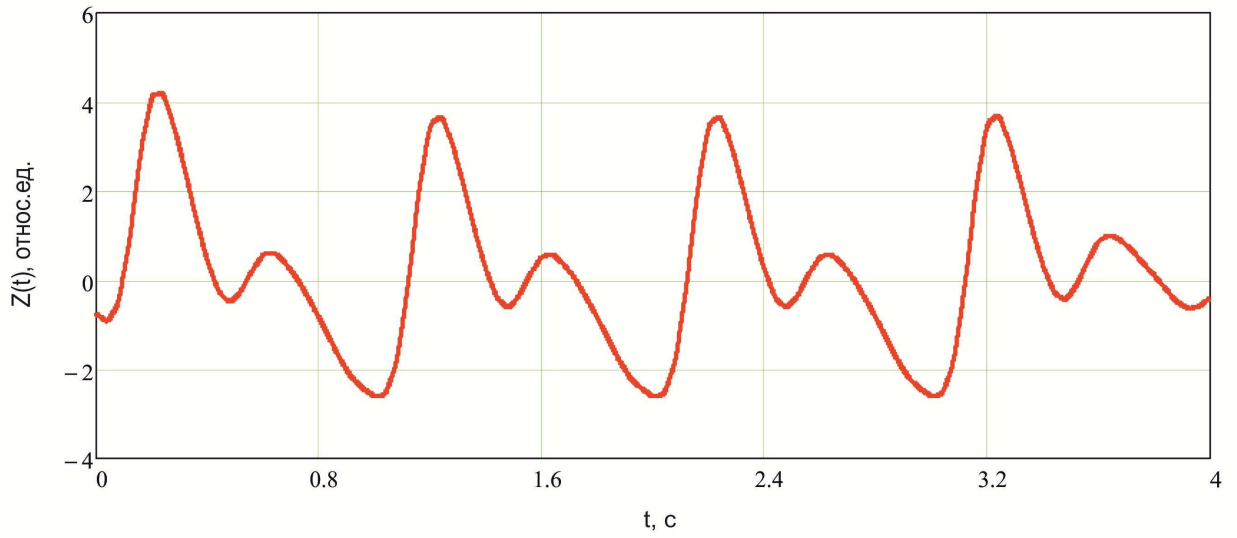


Рисунок 16 – восстановленная пульсовая волна 2-го типа

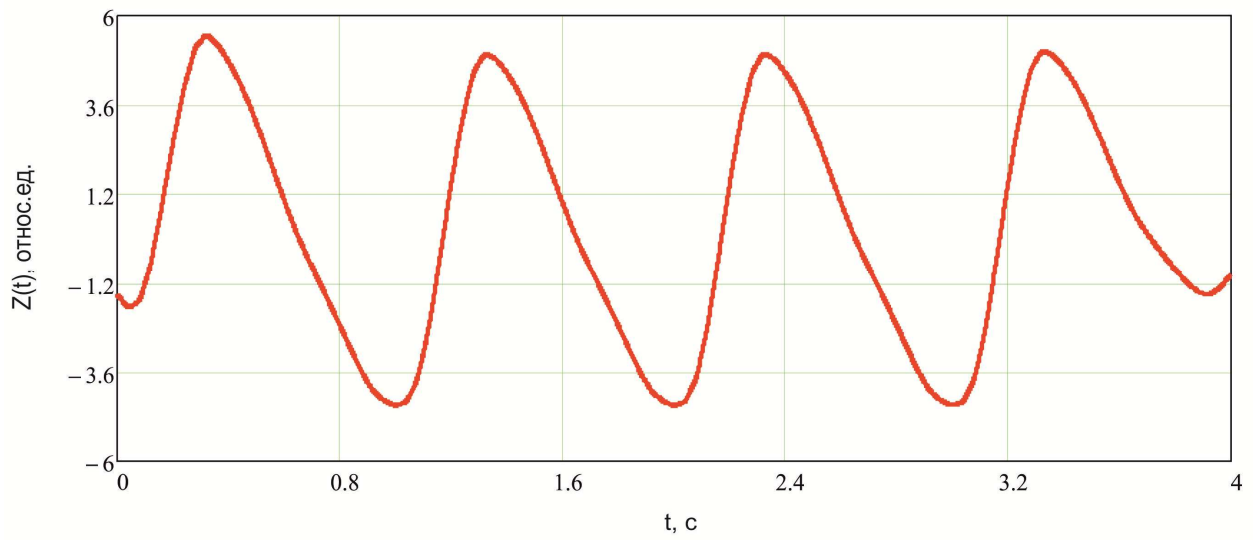


Рисунок 17 – восстановленная пульсовая волна 3-го типа

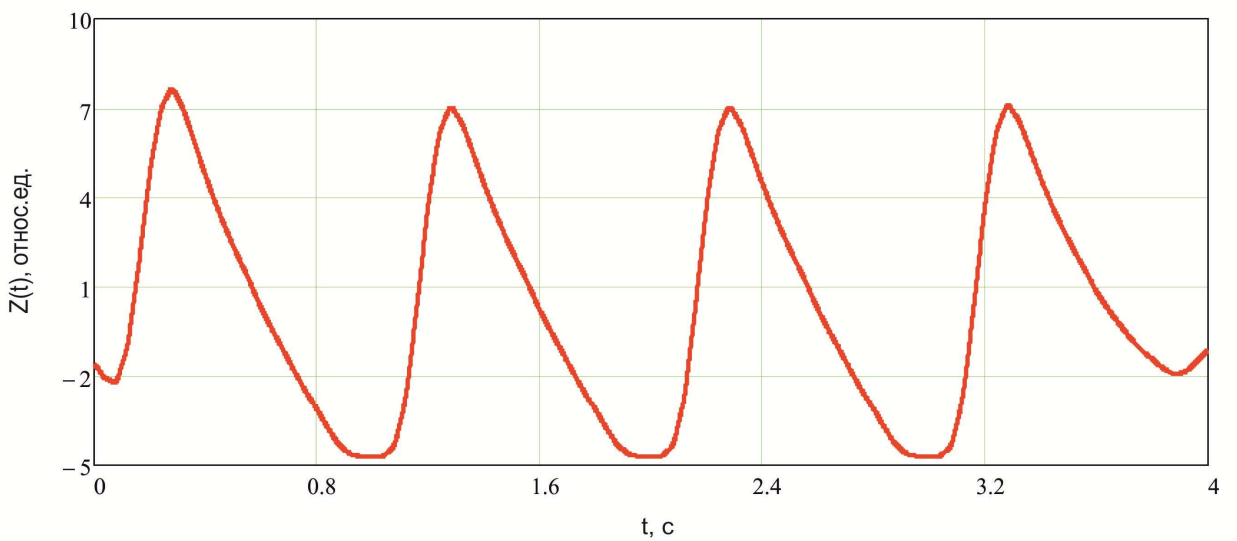


Рисунок 18 – восстановленная пульсовая волна 4-го типа

2.2 Оценка риска возникновения острой сосудистой недостаточности по форме пульсовой волны

Как дополнительный анализ пульсовых волн будем использовать методику, разработанную на кафедре медицинской физики. В основе этой методики лежит расчет трех основных параметров, характеризующих работу сердечно-сосудистой системы [17].

Для анализа формы пульсовой волны использовали амплитудный параметр Π_3 , вычисляемый на нисходящем участке (катакроте) по модулю второй производной от времени d^2A/dt^2 :

$$\Pi_3 = \frac{10^3}{N} \sum \left| \frac{d^2 A}{dt^2} \right|, \quad (3)$$

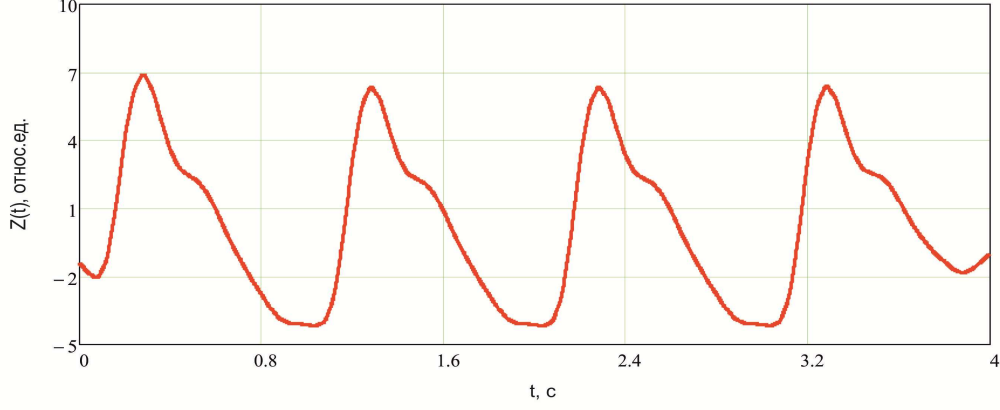
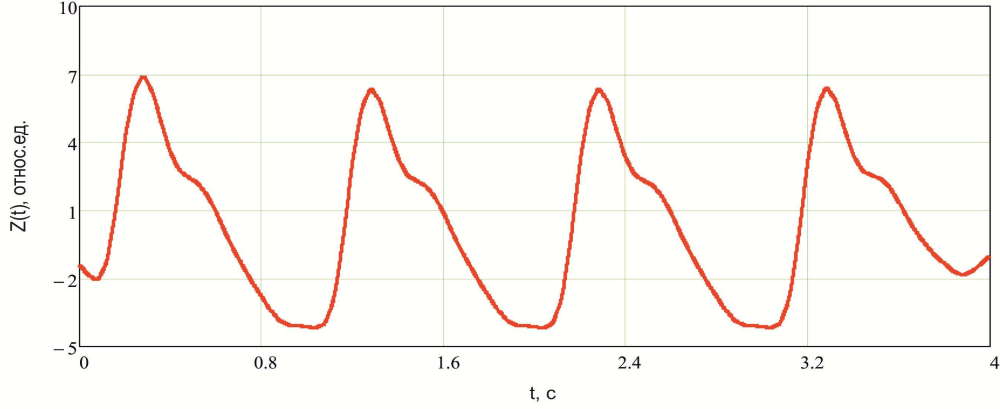
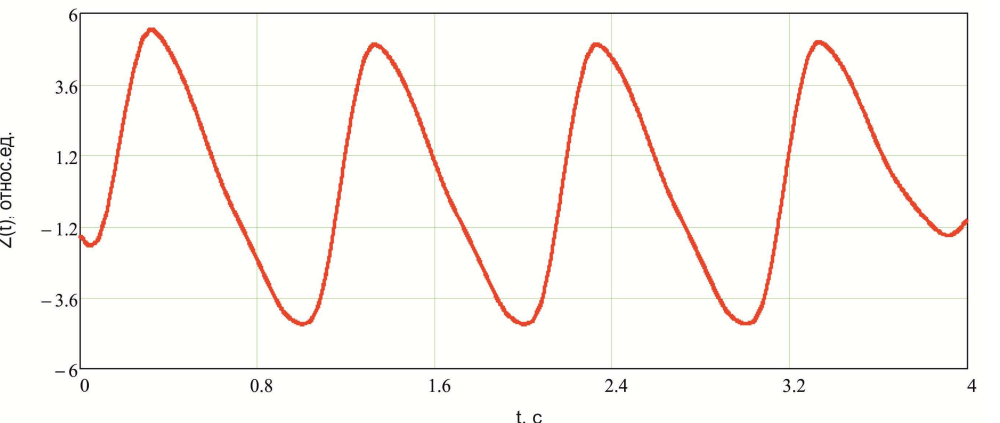
где N – количество точек пульсовой волны, в которых вычислялась вторая производная по времени.

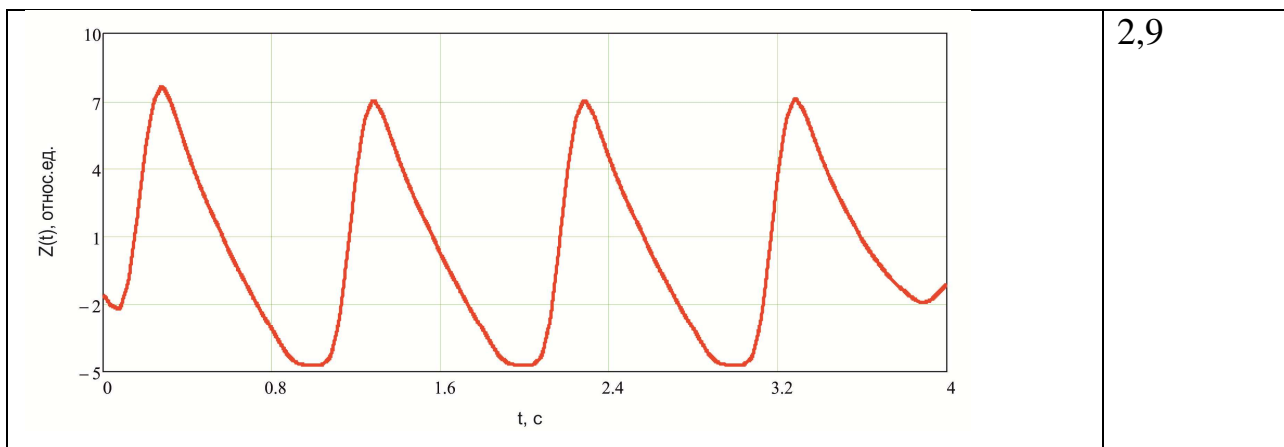
Параметр Π_3 отвечает за риск возникновения сердечно-сосудистой недостаточности, а значит, также является индикатором наличия эндотелиальной дисфункции у человека.

2.3 Полученные данные параметра Π_3

Для каждой восстановленной пульсовой волны проводился подсчет параметра Π_3 , в специально сделанной для этого программе. В таблице приведены результаты обработки восстановленных пульсовых волн методом указанным выше.

Таблица 1 – Значение параметра ПЗ для каждого из типов пульсовых волн

| Тип пульсовой волны | Значение параметра ПЗ |
|--|-----------------------|
|  | 11,5 |
|  | 17,7 |
|  | 3,5 |



2,9

Из полученных данных видно, что у пульсовых волн 2-4 типа значения параметра ПЗ сильно отличаются от нормы.

Экспериментальные исследования

Для регистрации пульсовой волны на кафедре медицинской физики был создан лазерный измеритель пульсовой волны (рис.19), в котором излучение полупроводникового лазера (1), стабилизированного источником тока (2), направлялось на поверхность кожи в области запястья, где лучевая артерия расположена ближе к поверхности кожи. Часть излучения, отраженного от поверхности кожи, возвращалась в резонатор полупроводникового лазера, изменение выходной мощности которого регистрировалось встроенным в корпус лазера фотодетектором (3). Сигнал с фотодетектора поступал через усилитель (4) на аналого-цифровой преобразователь (5). Цифровой сигнал с АЦП для последующей обработки сохранялся в памяти ЭВМ (6).

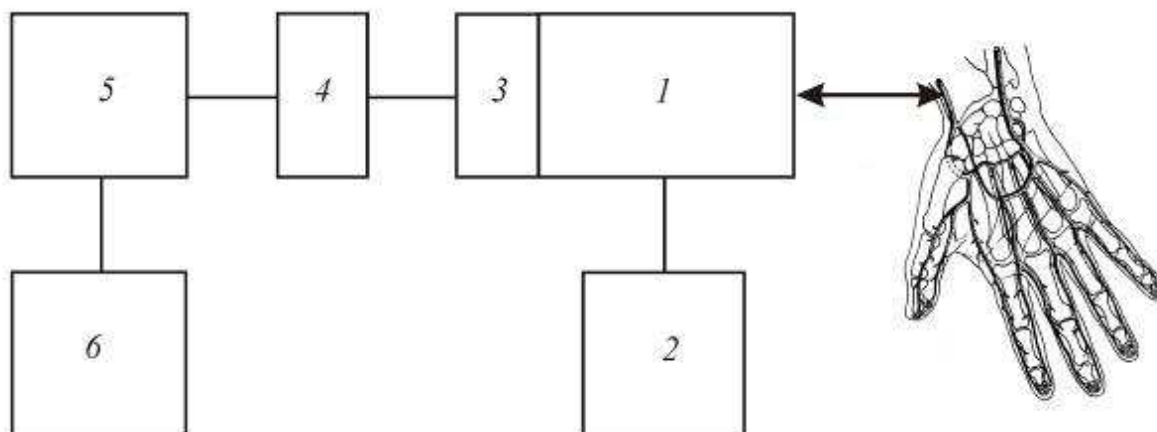


Рисунок 19 – Блок-схема лазерного измерителя пульсовой волны

2.4 Анализ экспериментальных данных

Для данной работы была набрана группа испытуемых (7 человек) возрастом от 20 до 24 лет. Автодинные сигналы обрабатывались в математическом пакете Mathcad согласно описанным методикам.

В момент проведения экспериментального исследования, испытуемый находился в положении сидя в расслабленном состоянии, левая рука, с которой регистрировался сигнал, лежала на столе (рисунок 20).



Рисунок 20 – Регистрация пульсовой волны лазерным автодином

Ниже приведены зарегистрированный автодинный сигнал, снятый с одного из испытуемых и восстановленная по этому сигналу пульсовая волна (рисунок 21, рисунок 22).

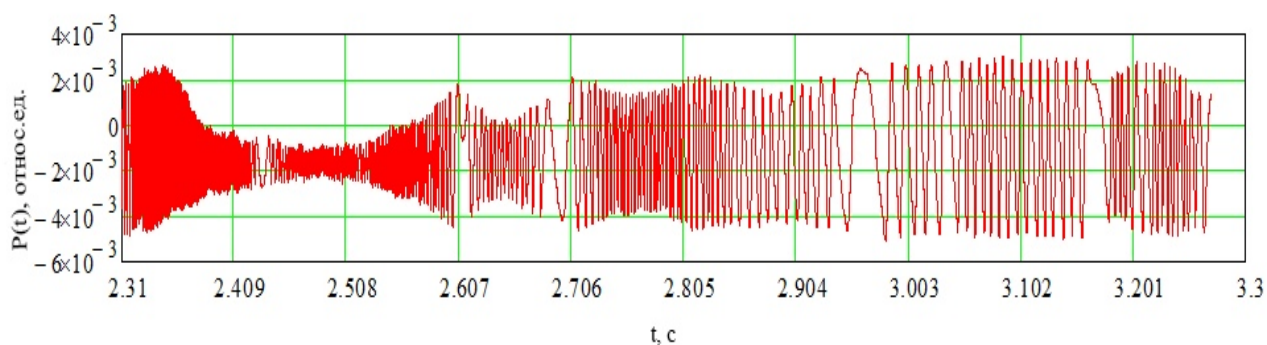


Рисунок 21 – Автодинный сигнал при микродвижениях.

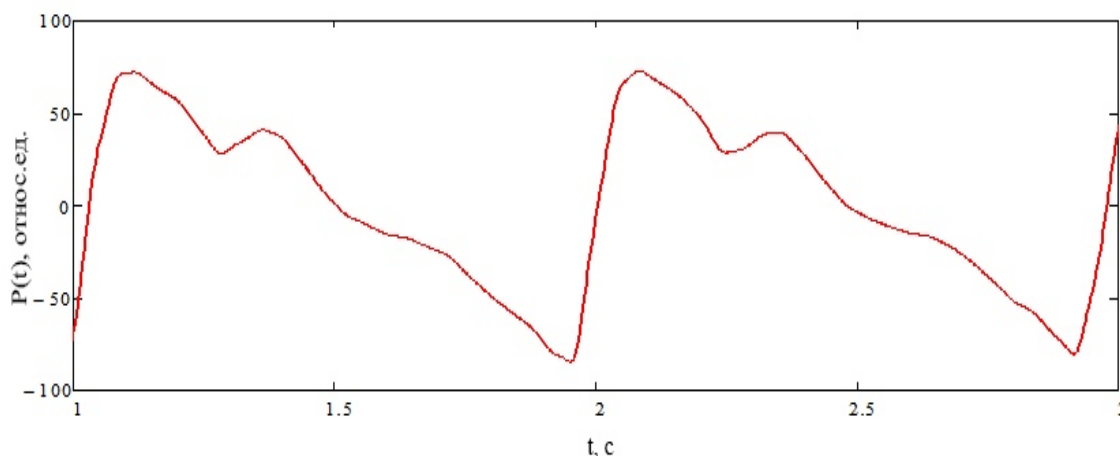


Рисунок 22 – Восстановленная пульсовая волна.

В ходе анализа пульсовых волн группы испытуемых было установлено, что отклонений в формах пульсовых волн у испытуемых не обнаружено.

Пульсовые волны всех испытуемых можно отнести к I типу (“условно” здоровые) описанной ранее классификации.

Полученные экспериментальные данные могут быть использованы в качестве первичной оценки состояния сердечно-сосудистой системы