

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра медицинской физики

Анализ периферических пульсовых волн человека в норме и при
эндотелиальной дисфункции

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

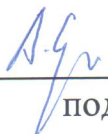
Студентки 2 курса 205 группы
направления по направлению 03.04.02 «Физика»,
профиль подготовки «Медицинская физика»
факультета nano- и биомедицинских технологий

Горишняк Кристины Игоревны

Научный руководитель
доцент, к. ф.-м. н.

 09.06.17 С.Ю. Добдин
подпись, дата

Зав. кафедрой
профессор, д. ф.-м. н.

 09.06.17 А.В. Скрипаль
подпись, дата

Саратов 2017

ВВЕДЕНИЕ

Сердечно-сосудистые заболевания являются в настоящее время одной из основных причин смертности населения развитых стран. Снижение смертности возможно, в основном, за счет ранней диагностики таких заболеваний, как артериальная гипертензия, сахарный диабет, хроническая почечная недостаточность. При всех этих заболеваниях органами-мишенями являются сосуды, поэтому оценка состояния сосудов имеет огромное значение для ранней диагностики.

Большое внимание исследованию пульса, частоты и регулярности сердечного ритма уделялось у различных народов с древних времён. Пульсовая диагностика начала свое развитие в древней Индии и Китае, откуда распространилась в другие страны. По свойствам пульса проводили диагностику различных заболеваний и состояний, так как, согласно древним трактатам, опытный врач был способен различать 380 типов пульса, которые в сочетании с другими признаками имели определённое диагностическое значение.

К современным методам оценки состояния сердечно-сосудистой системы по форме пульсовых волн относятся сфигмография, фотоплетизмография и бесконтактные методы. Однако, многим из них присущи недостатки, которые влияют на качество снятого пульсового сигнала, что не позволяет поставить точный и правильный диагноз. ФПП датчики обладают слабой помехоустойчивостью, ошибки при измерениях могут возникнуть при 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 кривой.

Цель работы: разработать метод анализа формы пульсовой волны и провести его апробацию.

В ходе выполнения выпускной квалификационной задачи были поставлены следующие задачи:

1. Провести критический анализ существующих методов регистрации и анализа пульсовых волн.
2. Провести компьютерное моделирование пульсовых волн в норме и при эндотелиальной дисфункции.
3. Разработать методику анализа пульсовых волн человека в норме и при эндотелиальной дисфункции.
4. Провести экспериментальное исследование на группе испытуемых.

Новизна исследований, проведенных в ходе выполнения выпускной квалификационной работы, состоит в следующем:

1. Разработана методика для проведения регистрации пульсовых волн человека в области плечевой артерии.
2. Разработана методика для проведения анализа пульсовых волн с помощью параметра ПЗ и интегрального показателя.
3. Проведена апробация методики на группе испытуемых для выявления возможных патологий сосудистой стенки артерий.

Выпускная квалификационная работа состоит из введения, содержания, 3 глав, заключения и списка литературы. В 3 главе приведено описание методики и экспериментальной установки, представлены результаты исследований, проведенных на группе испытуемых в количестве 79 человек.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении приведена актуальность темы исследований, сформулирована цель выпускной квалификационной работы и задачи, необходимые для ее достижения.

В первом разделе определено понятие пульсовой волны, объяснен принцип ее формирования в сосудистом русле, приведены формы пульсовых волн человека в норме и при патологических состояниях.

Во втором разделе приведены существующие методы регистрации пульсовых волн: сфигмография, плетизмография, осциллометрические и бесконтактные методы. Указаны принципы проведения диагностики с использованием данных методов.

В третьем разделе приведен критический обзор современных методик анализа пульсовых волн, представлена методика для определения состояния сердечно-сосудистой системы по форме пульсовой волны.

На основании классификации, предложенной А.С. Парфёновым в статье «Экспресс-диагностика сердечно-сосудистых заболеваний» был проведено компьютерное моделирование пульсовых волн человека при известных патологических состояниях стенок артерий (рис. 1).

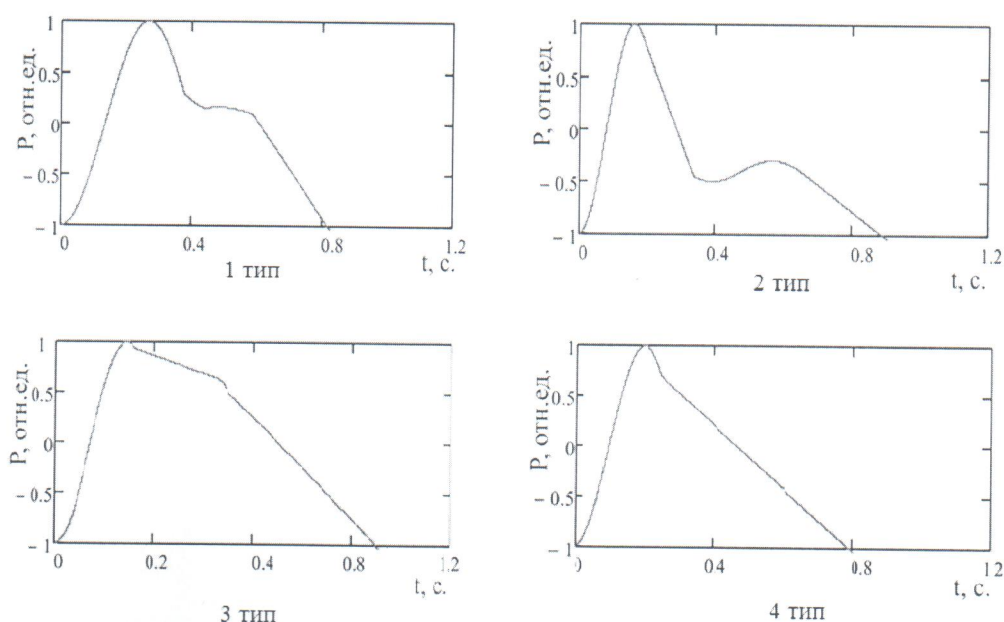


Рисунок 1 - Моделирование пульсовых волн.

Процесс моделирования производился в математическом пакете Mathcad 14. Каждая пульсовая волна описывалась с помощью математических функций и приводилась к удобному для анализа виду. Одной из главных задач моделирования было воспроизведение наиболее точного вида пульсовой кривой для получения наиболее достоверных результатов. Всего было получено 4 типа пульсовых волн.

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

Следующие три типа пульсовых волн были описаны для людей с эндотелиальной дисфункцией.

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.

После процесса моделирования проводился анализ полученных пульсовых волн. Для анализа использовали две методики, разработанные на кафедре медицинской физики.

В основе первой методики лежал расчет параметра P_3 , характеризующего риск возникновения сердечно-сосудистой недостаточности. Он вычислялся на нисходящем участке (катакроте) по модулю второй производной от времени d^2A/dt^2 :

$$P_3 = \frac{10^3}{N} \sum \left| \frac{d^2 A}{dt^2} \right| \quad (1)$$

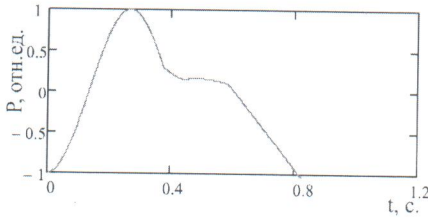
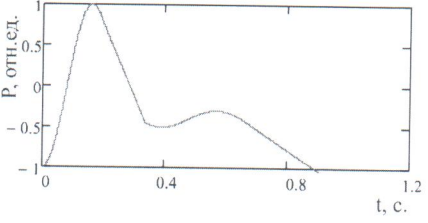
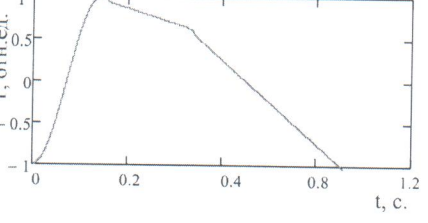
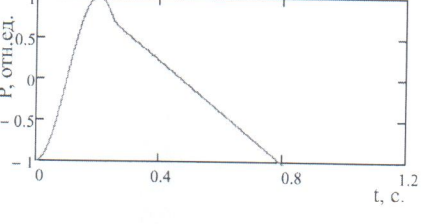
При использовании второй методики определение состояния сердечно-сосудистой системы происходило на основании данных интегрального показателя.

Суть метода заключается в следующем: определяются максимумы и минимумы пульсовой волны, которые являются вершинами треугольника. Соединив данные вершины, необходимо найти величины площадей, ограниченных пульсовой кривой и стороной построенного треугольника. Если участок находится выше стороны треугольника, то он считается положительным, в обратном случае – отрицательным. Интегральный показатель отдельно рассматривается на восходящем и нисходящем участке

пульсовой волны, положительный показатель состоит из сумм площадей положительных участков, аналогична ситуация и для отрицательных участков. Значения интегрального показателя рассчитываются для каждого кардиоинтервала и выводятся на график.

Для каждого типа пульсовых волн проводилась обработка 10 кардиоциклов. В табл. 1 приведены результаты обработки смоделированных пульсовых волн первым методом.

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

Тип пульсовой кривой	Значение параметра ПЗ
	14,3
	11,9
	3,4
	5,2

Из полученных данных видно, что значение параметра ПЗ сильно отличается от нормы для 3 и 4 типов, однако в случае 2 типа сложно сделать

дифференцировку между здоровым пациентом и пациентом с патологией. Поэтому, чтобы избежать такие спорные ситуации дополнительно был использован анализ пульсовых кривых с помощью второй методики. Ниже представлены результаты обработки "модельных" пульсовых волн при помощи интегрального показателя (рис. 2-5).

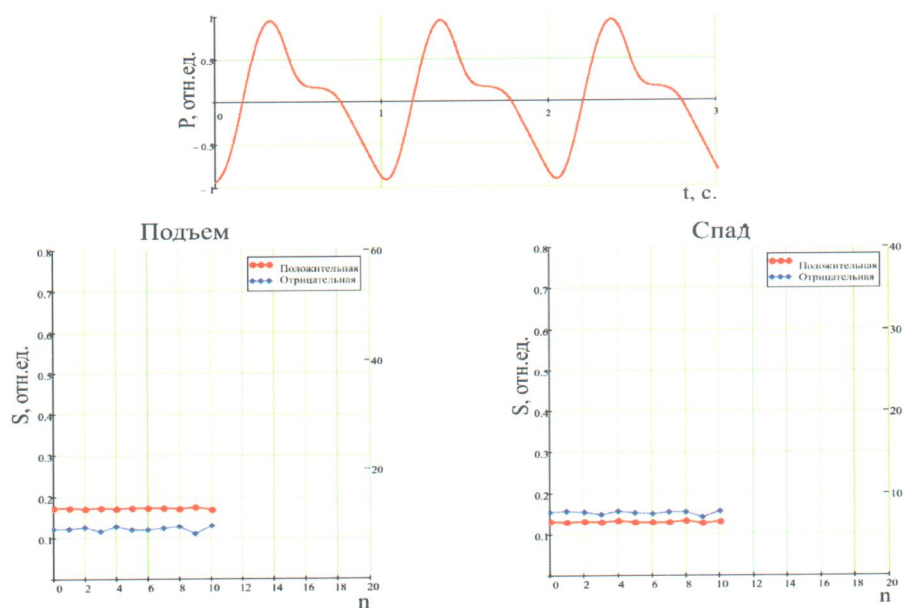


Рисунок 2 – Результаты анализа пульсовых волн 1 типа

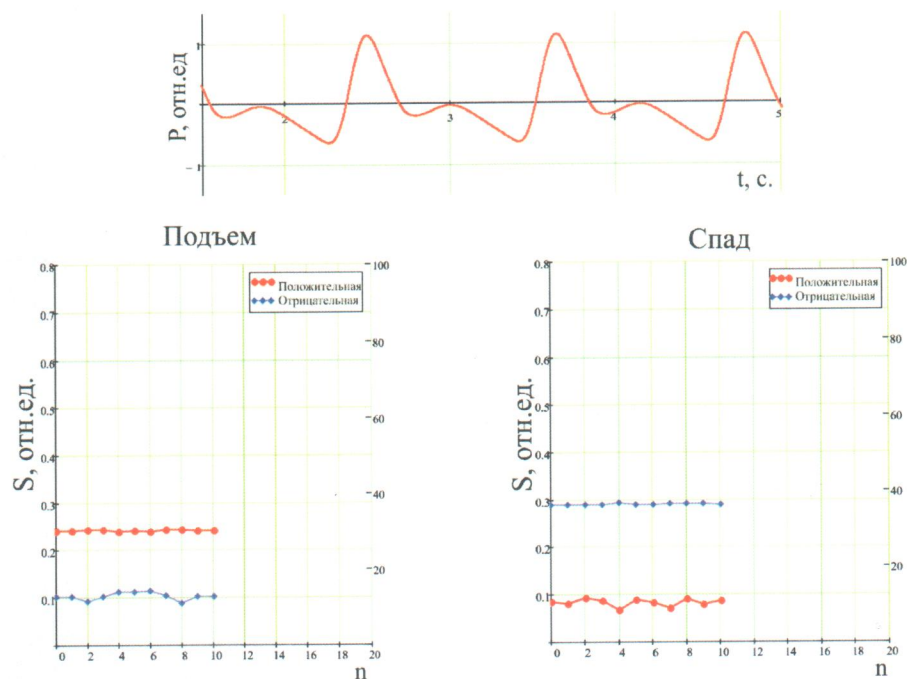


Рисунок 3 – Результаты анализа пульсовых волн 2 типа

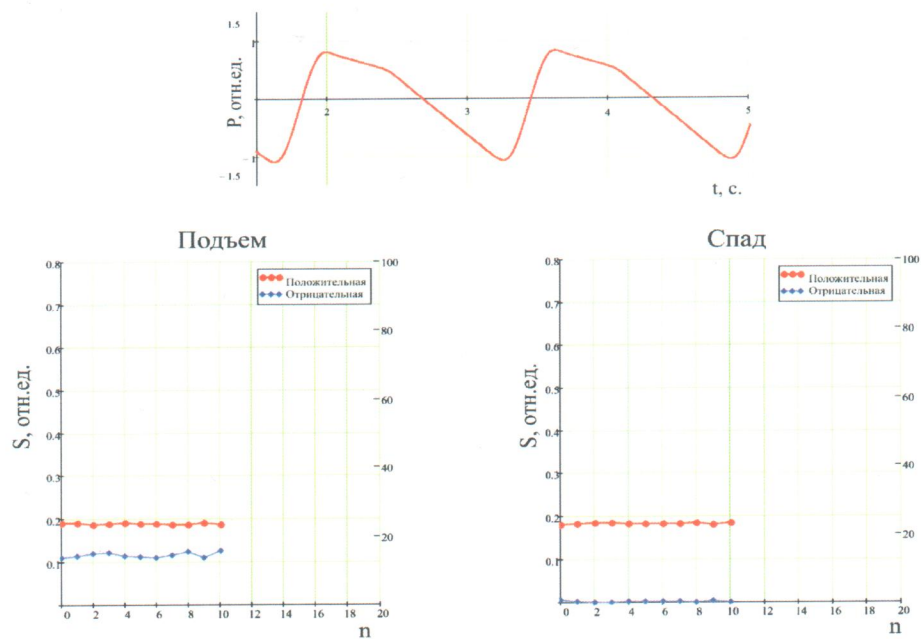


Рисунок 4 – Результаты анализа пульсовых волн 3 типа

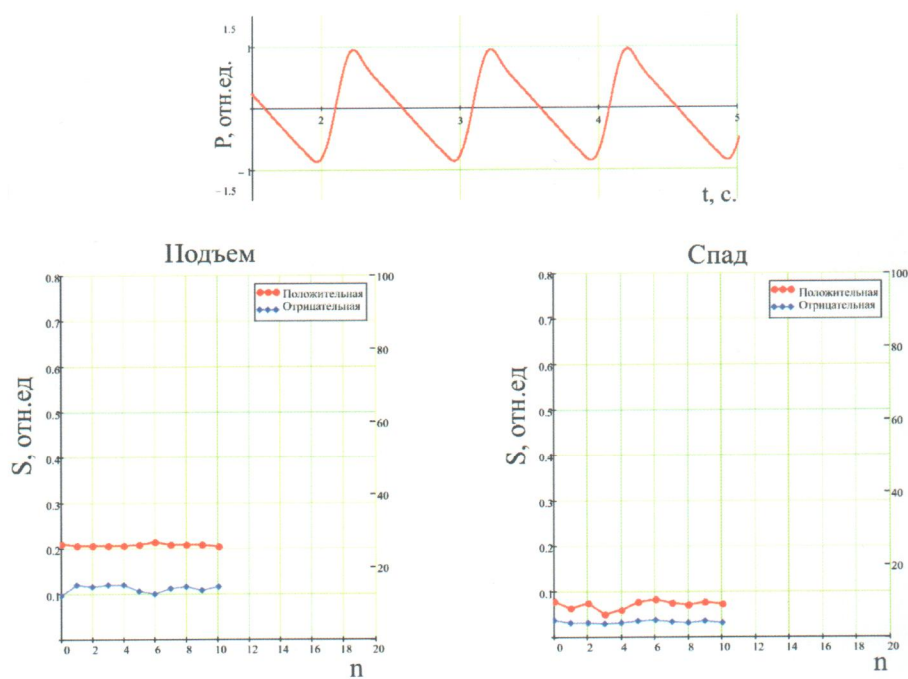


Рисунок 5 – Результат анализа пульсовых волн 4 типа.

Анализируя полученные кривые можно заметить, что на спаде:

- У пульсовых волн I типа (отсутствует патология) отрицательная составляющая $\geq$ положительной

- У пульсовых волн II типа (низкое периферическое сопротивление вследствие снижения тонуса сосудов) отрицательная составляющая $\gg$ положительной
- У пульсовых волн III типа (высокое периферическое сопротивление вследствие сужения просвета сосудов, повышенная нагрузка на левый желудочек) положительная составляющая $\gg$ отрицательной
- У пульсовых волн IV типа (высокая жесткость артерий) положительная составляющая $>$ отрицательной.

Экспериментальные исследования. На кафедре медицинской физики был создано устройство для проведения экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой системы, основанное на неинвазивном методе оценки состояния сердечно-сосудистой системы по форме пульсовой волны.

Устройство состоит из манжеты, которая надевается на предплечье обследуемого; датчика давления(1), он регистрирует переменное давление в манжете; аналого-цифрового преобразователя (2), который оцифровывает сигнал и сохраняет его на компьютере(3) (рис. 6).

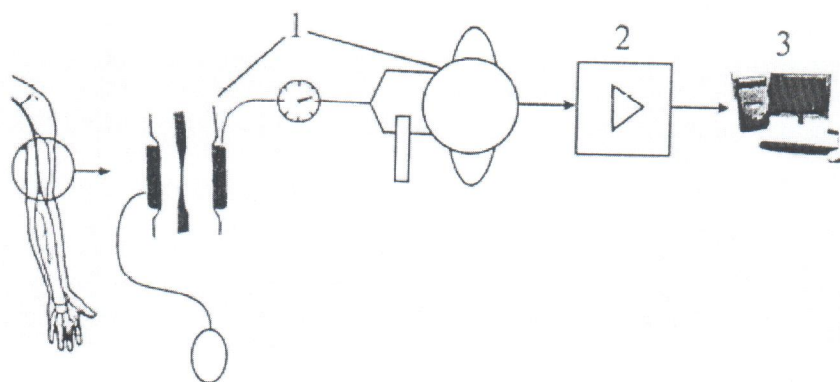


Рисунок 6 – Блок-схема "Устройство оценки риска возникновения сердечно-сосудистой недостаточности при физической нагрузке".

В качестве аналогово-цифрового преобразователя используется рабочая станция NI ELVIS компании National Instruments, которая

преобразует давление, регистрируемое в манжете, в цифровой сигнал и передает его на компьютер для дальнейших преобразований.

Были проведены экспериментальные исследования группы испытуемых (79 человек) возрастом от 9 до 70 лет.

Пульсовые волны обрабатывались в математическом пакете Mathcad согласно описанным методикам.

В момент проведения экспериментального исследования испытуемый находился в положении сидя в расслабленном состоянии, левая рука была зафиксирована для устранения возможных артефактов в зарегистрированном сигнале.

Ниже приведено распределение испытуемых согласно данной классификации (рис.7).



Рисунок 7 – Распределение испытуемых согласно приведенной классификации.

В ходе анализа пульсовых волн группы испытуемых было установлено, что 14 человек из 79 можно отнести к I типу (“условно” здоровые) описанной ранее классификации. У 47 человек наблюдается возможность патологий сосудистой стенки. Наибольшее количество человек было отнесено к IV типу (высокая жесткость артериальной стенки), одной из причин может быть наличие в исследуемой группе лиц пожилого возраста.

18 человек невозможно отнести ни к одному из представленных типов, около 80% данной категории являются пациентами ГУЗ “Областной клинический кардиологический диспансер”, и на основании проведенных исследований в видах патологических кривых пульсовых волн можно сделать предположение, что форма их пульсовых кривых говорит о наличии патологий аортального клапана, в частности, аортального стеноза. На рис. 8 приведен пример такой пульсовой волны.

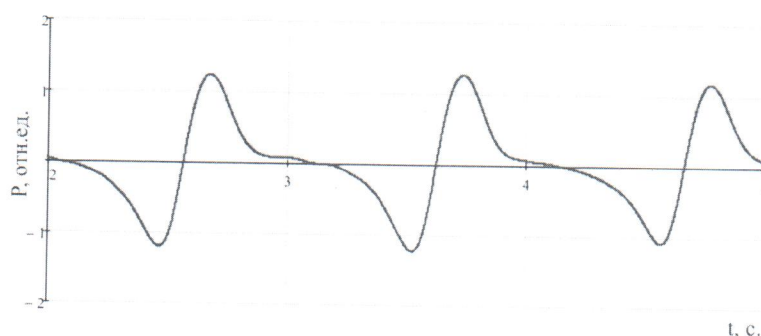


Рисунок 8 – Типичный вид пульсовой кривой, характерный для 5 типа.

Полученные экспериментальные данные могут быть использованы в качестве первичной оценки состояния сердечно-сосудистой системы, а именно функции эндотелия.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной выпускной квалификационной работе был произведен критический анализ существующих методов оценки состояния сердечно-сосудистой системы по формам пульсовых волн: сфигмография, плетизмография, осциллометрический метод, бесконтактные методы. Были рассмотрены современные подходы к проведению анализа форм пульсовых кривых для определения характера заболевания.

Было произведено моделирование форм пульсовых волн у здоровых людей и при эндотелиальной дисфункции в математическом пакете Mathcad. Анализ полученных пульсовых кривых проводился в специальной программе для расчета параметра ПЗ и интегрального показателя, описание которых приведено в разделе 3 данной работы. Экспериментальные исследования проводились на группе испытуемых из 79 человек различной возрастной категории. В ходе обработки были получены следующие данные: 14 человек из 79 можно отнести к I типу (“условно” здоровые) классификации. У 47 человек наблюдается возможное наличие патологий сосудистой стенки, причем наибольшее количество человек было отнесено к IV типу (высокая жесткость артериальной стенки), одной из причин может быть наличие в исследуемой группе лиц пожилого возраста.

18 человек невозможно отнести ни к одному из представленных типов, около 80% данной категории являются пациентами ГУЗ “Областной клинический кардиологический диспансер”, и их пульсовая кривая может свидетельствовать о наличии патологий аортального клапана, в частности, аортального стеноза.

Разработанная методика может быть использована для выявления возможных отклонений в работе сердечно-сосудистой системы.

08.06.18 *Гф*