

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

**ДИАГНОСТИКА ТОНУСА АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ ПО ФОРМЕ  
ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ**

**АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ**

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

Хохловой Евгении Андреевны

Научный руководитель  
профессор, д. ф.-м. н.

\_\_\_\_\_ А.В. Скрипаль  
подпись, дата

Зав. кафедрой  
профессор, д. ф.-м. н.

\_\_\_\_\_ А.В. Скрипаль  
подпись, дата

Саратов 2017

## ВВЕДЕНИЕ

Заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС), в настоящее время, имеют достаточно широкое распространение среди людей как в молодом, так и в преклонном возрасте. Более 60% случаев смерти в мире происходят из-за нарушения функционирования сердца и всей кровеносной системы. Известно, что ряд заболеваний ССС возникают из-за нарушений в распространении пульсовых волн и их воздействия на стенки кровеносных сосудов. Поэтому, исследование ССС человека и является на текущий момент одной из важнейших задач современной фундаментальной науки, что и обуславливает актуальность исследовательских работ в данном направлении.

Наиболее интересными для оценки состояния артерий являются неинвазивные методы, основанные на использовании сенсорных и передающих сигналы устройствах. Существует целый ряд причин, объясняющих их привлекательность:

- Исключают внесение во внутреннюю среду организма болезнетворных бактерий и вирусов, чужеродных веществ (ксенобиотиков);
- Позволяют исключить лучевую нагрузку на организм, например, при проведении рентгенологических, радиоизотопных методов исследования;
- Неинвазивные методы исследования ССС не вызывают болевых и неприятных ощущений у пациента;
- Позволяют решить две крупные медико-социальные задачи: мониторинг основных биохимических и функциональных показателей и создание систем дистанционного мониторинга.

Целью настоящей работы явилось исследование возможности диагностики состояния сосудистой системы различными методами.

В ходе выполнения выпускной квалификационной задачи были поставлены следующие задачи:

1. Провести литературный обзор по данной теме;
2. Провести критический анализ существующих методов диагностики сердечно-сосудистой системы;
3. Разработать метод исследования состояния сосудистой системы по форме пульсовой волны с применением компьютерного моделирования в среде программирования Mathcad;
4. Провести исследование свойств сосудистой системы с помощью лабораторного оборудования;
5. Произвести компьютерную обработку полученных данных.

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

1. Разработана методика исследования состояния сосудистой системы по форме пульсовой волны с применением компьютерного моделирования в среде программирования Mathcad.
2. Провести исследование свойств сосудистой системы с помощью лабораторного оборудования.
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 20 человек.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

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

В первом разделе приведены существующие методы регистрации пульсовых волн: реовазография, ультразвуковая флуометрия, фотоплетизмография и термография. Указаны принципы проведения диагностики с использованием данных методов.

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

В третьем разделе представлена методика для определения состояния сердечно-сосудистой системы по форме пульсовой волны.

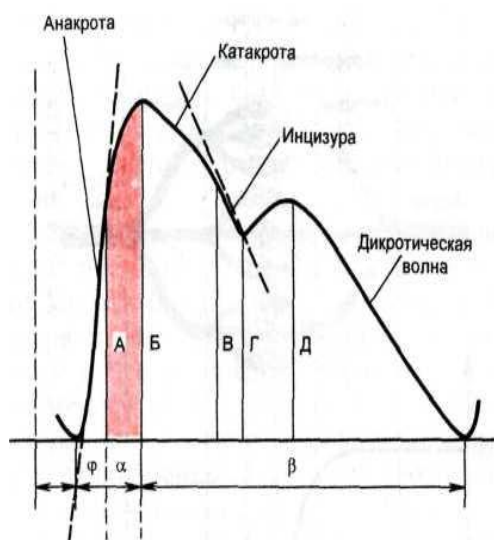
При сокращении сердечной мышцы (систола), кровь выбрасывается из сердца БО и отходящей от них артерии. Упругость стенок сосуда приводит к тому, что во время систолы кровь выталкивается сердцем, растягивает аорту, артерии, т.к. крупные сосуды воспринимают за время систолы больше крови, чем ее оттеки в периферии.

Систолическое давление человека в норме 16 КПа. Во время расслабления сердца (диастола) растянутые кровяные сосуды спадают и, следовательно, потенциальная энергия через кровь переходит в кинетическую энергию потока крови, при этом поддерживается диастолическое давление равное 11КПа.

Пульсовая волна – распространяющиеся по аорте и артериям волна повышенного давления, вызванная выбросом крови из левого желудочка во время систолы.

Пульсовая волна распространяется со скоростью 5-10 м/с, следовательно, во время систолы 0,3 сек., она должна распространиться на 1,5-3м.

Фронт пульсовой волны достигает конечности раньше, чем начинается спад давления в аорте.



*Рис. 2.5 Параметры формы пульсовой волны: А - амплитуда быстрого кровена-полнения; Б - аксимальная амплитуда реограммы; В - амплитуда наивысшей точки инцизуры; Г - амплитуда низшей точки инцизуры; Д - амплитуда дикротического зубца; φ- период быстрого кровенаполнения; α- время восходящей части кривой; β- время спуска нисходящей части кривой.*

В качестве анализируемых параметров пульсовой волны были выбраны следующие показатели: крутизна систолического подъема на участке быстрой и медленной фазы, скорость изменения пульсовой волны на катакроте, вариабельность кардиоинтервалов, определяемая по временным интервалам между максимумами (систолическими значениями) пульсовых волн.

Форма пульсовой волны анализировалась по её первой и второй производной по времени. Систолический подъем пульсовой волны (см. рис. 2) можно разделить на две фазы, соответствующие времени быстрого и

медленного увеличения. Время быстрого увеличения давления в систолу -  $VH_{\text{быстр}}$  и время медленного увеличения давления -  $VH_{\text{медл}}$ , характеризуют величину ударного объема сердца и эластичность сосудистой стенки [2].

Нули первой производной пульсовой волны позволяют выделить время систолического подъема (анакроты) –  $VH$  (рис. 2). Минимум второй производной соответствует окончанию фазы быстрого и началу фазы медленного нарастания давления в систолу. Использование первой и второй производной пульсовой волны дает возможность отдельно анализировать форму пульсовой волны в фазе быстрого и в фазе медленного роста давления во время систолического подъема.

Для анализа крутизны восходящего участка пульсовой волны использованы временные параметры  $VH_{\text{быстр}}$ ,  $VH_{\text{медл}}$  и параметр  $VP_{\text{макс}}$  – время от начала систолического подъема до максимума первой производной пульсовой волны. Амплитуда первой производной в момент времени  $VP_{\text{макс}}$  характеризует угол максимального наклона пульсовой волны в фазе быстрого наполнения.

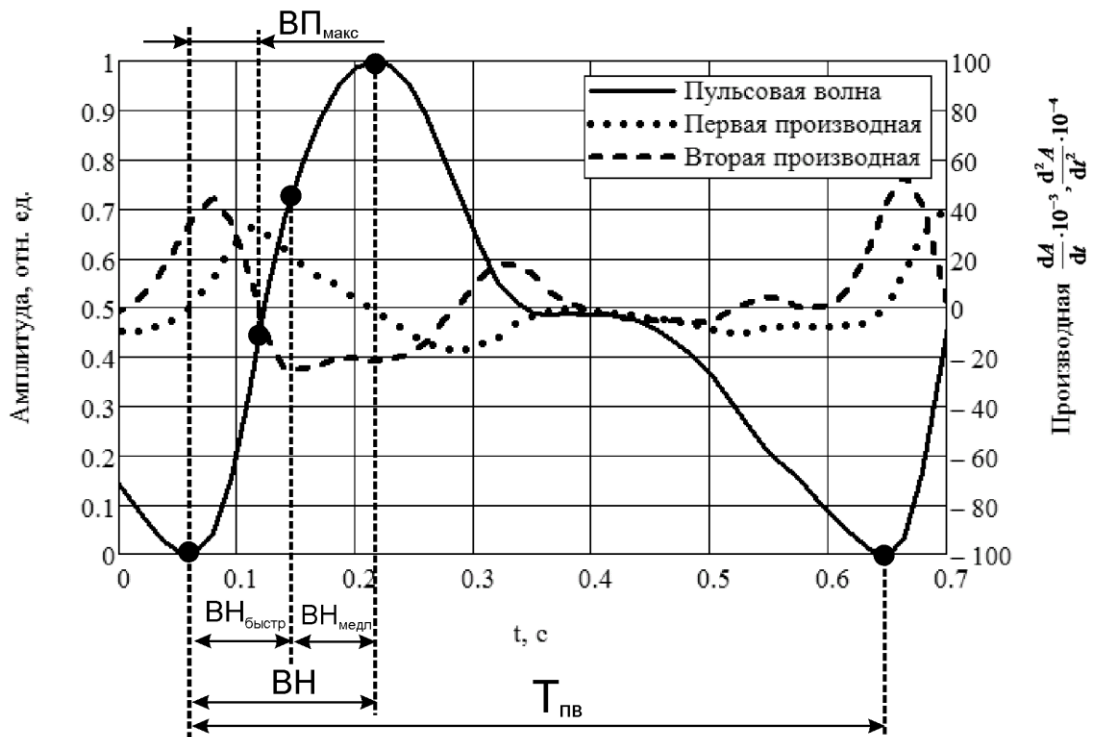


Рис. 2.6 Анализируемые параметры пульсовой волны

Крутизна систолического подъема определялась по временным параметрам: отношению времени быстрого наполнения  $VH_{\text{быстр}}$  к периоду пульсовой волны -  $T_{\text{пв}}$  (параметр  $\Pi_1$ ), отношению времени анакроты к периоду пульсовой волны (параметр  $\Pi_2$ ):

$$\Pi_1 = VH_{\text{быстр}} / T_{\text{пв}}, \quad \Pi_2 = VH / T_{\text{пв}} \quad (2.10)$$

Для анализа формы пульсовой волны использовался амплитудный параметр  $\Pi_3$ , вычисляемый на её нисходящем участке (катакроте) по модулю второй производной от времени  $d^2A/dt^2$ :

$$\Pi_3 = \frac{10^3}{N} \sum_N \left| \frac{d^2A}{dt^2} \right|, \quad (2.11)$$

где  $N$  – количество точек пульсовой волны, в которых вычислялась вторая производная по времени. Параметры  $\Pi_1$ ,  $\Pi_2$  и  $\Pi_3$  вычислялись как усредненные значения по всем периодам пульсовых волн[2].

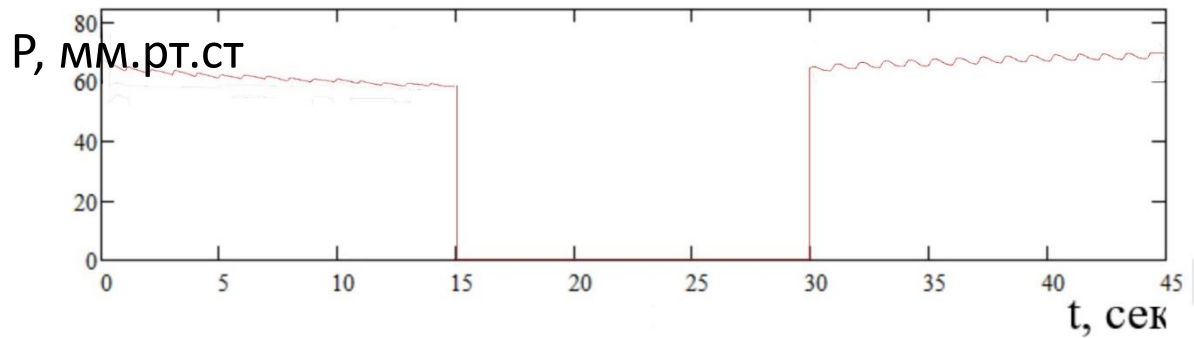
**Экспериментальные исследования.** Была обследована группа из 20 человек от 35 до 78 лет – пациентов кардиологического отделения. Исследования проводились с помощью пневмодатчика. На предплечье обследуемого одевалась манжета. Давление в манжетке регистрировалось пневматическим датчиком давления, работающим на основе тензоэффекта. Аналого-цифровым преобразователем сигнал оцифровывался и сохранялся в базе данных персонального компьютера. Дальнейшая обработка сигнала производилась с применением компьютерного моделирования в среде программирования Mathcad.



*Рис. 3.1 Пример установки для экспериментального исследования*

В результате исследования для каждого пациента был получен график изменения давления в периферических артериальных сосудах от времени (рис 3.2). Первые 15 секунд снималось давление в сосудах в отсутствие внешнего воздействия. Далее, в течение следующих 15 секунд, накладывалась окклюзия и давление в манжете падало до нуля. В течение следующих 15 секунд, после снятия окклюзии, вновь измерялось давление в сосудах.





*Рис. 3.2 Зависимость давления в периферийных артериальных сосудах от времени*

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.

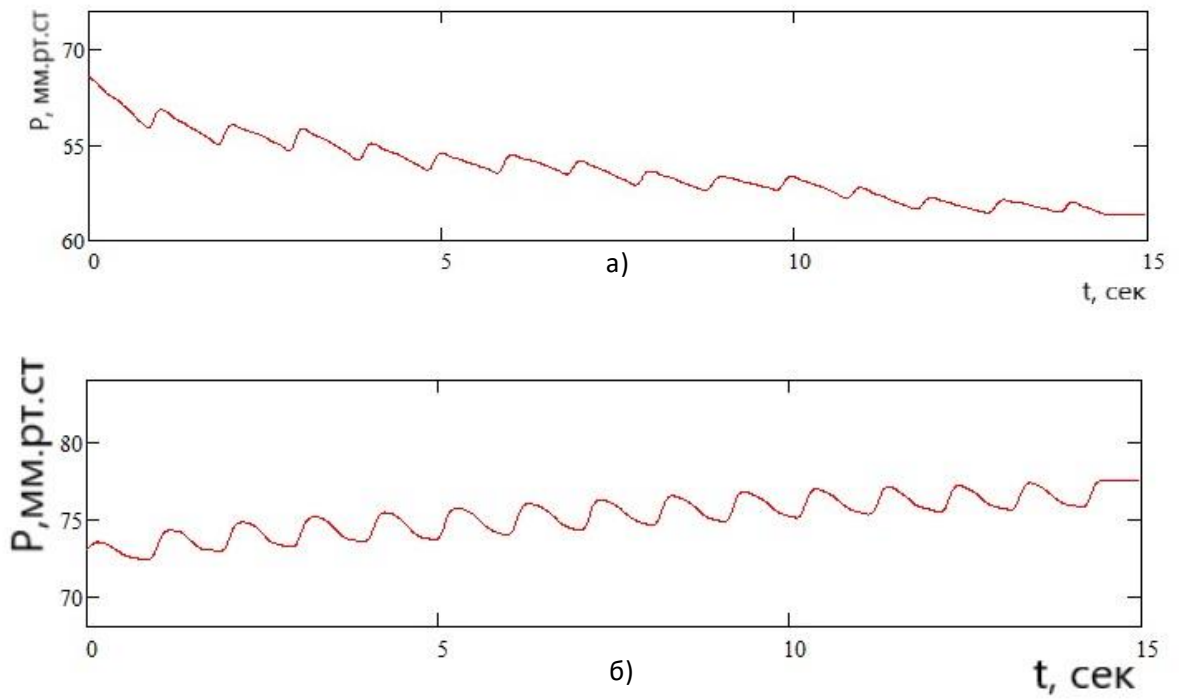


Рис. 3.12 Графики зависимости давления в сосуде от времени: а) до окклюзии; б) после окклюзии.

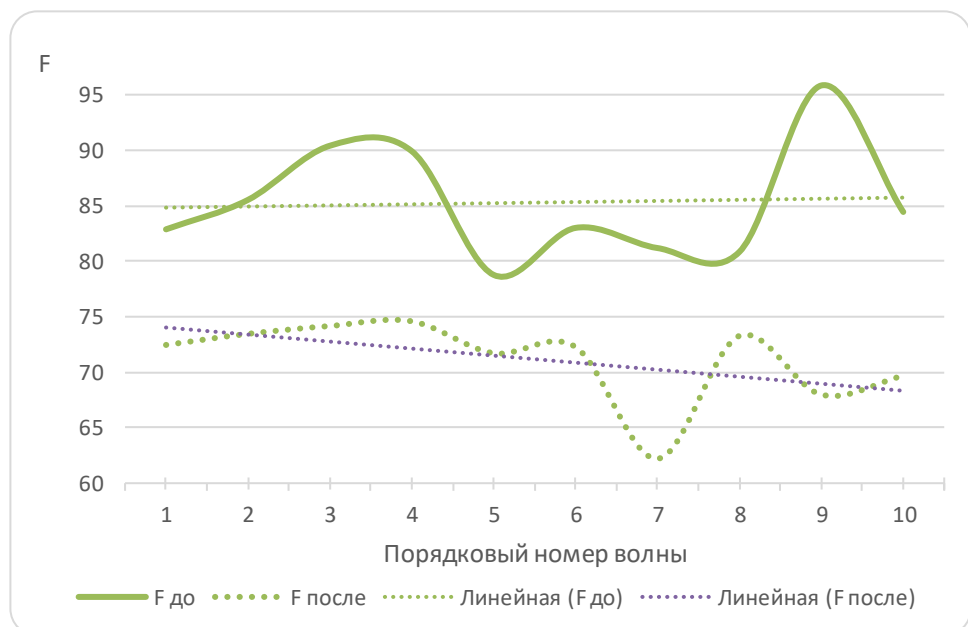


Рис. 3.13 График зависимости параметра  $P_3$  от времени

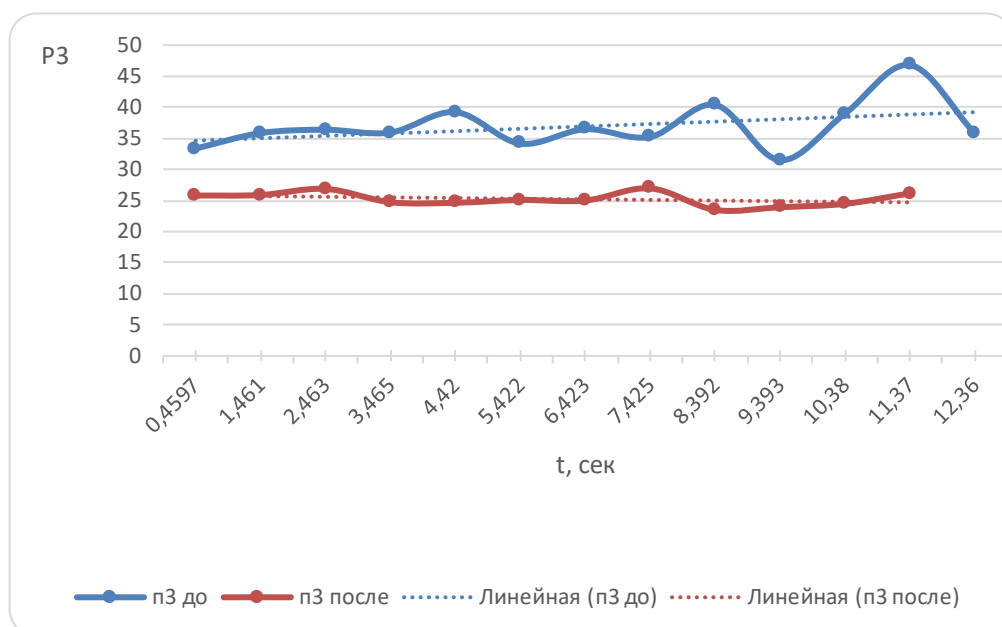


Рис. 3.14 График зависимости параметра  $F$  от номера волны

Из рисунка 3.12 видно, что для доокклюзионного состояния характерно слабое падение давления в сосуде со временем, тогда как для постокклюзионного состояния более заметный рост. Если смотреть на график параметра  $P_3$  (Рис 3.13), то можно заметить, что он слабо растет до окклюзии и практически не изменяется после, что не совсем точно отражает динамику пульсовой волны. График параметра  $F$  (рис. 3.14), представленного в исследовании, наоборот слабо возрастает до окклюзии и заметно сильнее уменьшается после нее, что значительно лучше отражает динамику пульсовой волны, по сравнению с  $P_3$ .

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

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения выпускной квалификационной работы:

- Проведен литературный обзор по данной теме;
- Проведен критический анализ существующих методов диагностики сердечно-сосудистой системы;
- Разработан метод исследования состояния сосудистой системы по форме пульсовой волны с применением компьютерного моделирования в среде программирования Mathcad;
- Проведено исследование свойств сосудистой системы с помощью лабораторного оборудования;
- Произведена компьютерная обработка полученных данных.

В результате проведённых исследований был определен параметр  $F$ , и показана возможность его использования для диагностики ССС по форме пульсовой волны. В ходе исследований было выявлено, что параметр  $F$  имеет слабый рост с падением кровяного давления для доокклюзионного состояния периферических артериальных сосудов и, более сильное по характеру, падение с ростом давления для постокклюзионного состояния ССС. Показано, что параметр  $F$  отражает динамику пульсовой волны точнее, чем  $P_3$ , а значит может быть использован в качестве дополнительного в диагностике сердечно-сосудистых заболеваний.