

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования  
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.  
ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра медицинской физики

**Определение variability скорости пульсовой волны методом  
фотоплетизмографии**

АВТОРЕФЕРАТ

ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЫ БАКАЛАВРА

студентки 4 курса 462 группы

направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»

факультета nano- и биомедицинских технологий

Нечаевой Елены Николаевны

Научный руководитель

доцент, к.ф.-м.н.,

\_\_\_\_\_  
должность, уч. ст., уч. зв.

\_\_\_\_\_  
личная подпись, дата

А.А. Сагайдачный

\_\_\_\_\_  
инициалы, фамилия

Зав. кафедрой

д.ф.-м.н., профессор

\_\_\_\_\_  
должность, уч. ст., уч. зв.

\_\_\_\_\_  
личная подпись, дата

А.В. Скрипаль

\_\_\_\_\_  
инициалы, фамилия

Саратов 2019

## **ВВЕДЕНИЕ**

В настоящее время очень важно создавать оперативные и действенные способы контроля сердечнососудистой деятельности, так как заболевания сердечнососудистой системы имеют широкое распространение. По последним данным, наиболее частой причиной смерти являются именно патологии сердечнососудистой системы (ССС). Поэтому очень важно выявлять заболевания на ранних стадиях развития, выяснять возможные причины, ведущие к заболеваниям и создавать новейшие способы регистрации и диагностирования состояний. Как следствие возникновения патологии, в большинстве случаев, является нарушение сосудистой деятельности. Соответственно, для снижения ситуации с ростом заболеваний необходимо проводить раннюю диагностику и мониторинг кровеносных сосудов.

Пульс человека всегда являлся одним из основных показателей его состояния, поэтому именно изучению пульсовых волн, создаваемых сердечной активностью, стоит уделять большое внимание.

Форма пульсовой волны индивидуальна, но полной клинической ее интерпретации пока нет[1]. Одними из самых распространенных методов регистрации патологий по форме пульсовой волны являются: фотоплетизмография (ФПГ) и сфигмография. Очень важно в этих методиках достигнуть получения качественных и точных сигналов.

### **Актуальность темы:**

Изучение вариабельности скорости пульсовой волны методом фотоплетизмографии.

### **Цели и задачи работы:**

Цель работы: проанализировать и оценить вариабельности скорости пульсовой волны методом фотоплетизмографии.

В данной работе мною были установлены следующие задачи:

- Рассмотреть основные причины возникновения пульсовых волн
- Проанализировать зависимость скорости распространения пульсовой волны от состояния сосудов на основании теоретических данных

- Разработать метод анализа variability скорости пульсовой волны на основе регистрации фотоплетизмографического сигнала
- Проанализировать значения скорости пульсовой волны в покое и после физической нагрузки в группе испытуемых
- Описать перспективы применения разработанного метода.

## **Основное содержание работы**

*Во введении* обосновывается актуальность выбранной темы и решаемых задач, формируется цель исследования и определяется научная новизна.

*В первой главе* рассматриваются основные понятия фотоплетизмографии и основные параметры пульсовых волн.

*В разделе один первой главы* рассматривается сам метод фотоплетизмографии.

В современной медицине одним из наиболее перспективных способов регистрации пульсовых волн является метод фотоплетизмографии (ФПГ). Это неинвазивный вид диагностики, что очень удобно, так как кожные и слизистые покровы во время исследований не повреждаются

В настоящее время в клинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии. При выполнении данной процедуры исследуемым органом является концевая фаланга кисти или стопы. Использование концевой фаланги пальца является не только удобным для врача и пациента, но и предоставляет наибольшее количество информации за счет того, что в дистальных фалангах пальцев кисти и стопы наиболее интенсивные значения артериального и венозного кровообращения.

Впервые фотоэлектрическая плетизмография (фотоплетизмография), примененная в 1937 году, основана на принципах световой денситометрии и теории диффузии фотонов (Hertzman AB, Spealman C., 1937). Герцман и его коллеги в эти годы изучали особенности сердечнососудистой системы и ввели такое понятие как «фотоплетизмография». Ученые предположили, что это исследование отражает изменения объема кровотока в ( с греч. «плетизммо» означает «увеличение») сосудистой системе [2], [3],[4]

*Во втором разделе первой главы* изучается фотоплетизмограмма.

Фотоплетизмограмма - это слияние двух объемных пульсовых волн (пиков). Первый пик - это систолическая - A1, образованная объемом крови в период систолы. Второй пик - отраженная волна A2. Отраженная волна отстает

от систолической на время ( $T$ , мс). Это то необходимое время прохождения пульсовой волны и отражение ее обратно, и зависит от скорости распространения пульсовой волны и расстояния, которая она пройдет. Второй пик образуется из-за отражения определенного объема крови от аорты и крупных магистральных сосудов. Можно сказать, что данный пик соответствует диастоле.

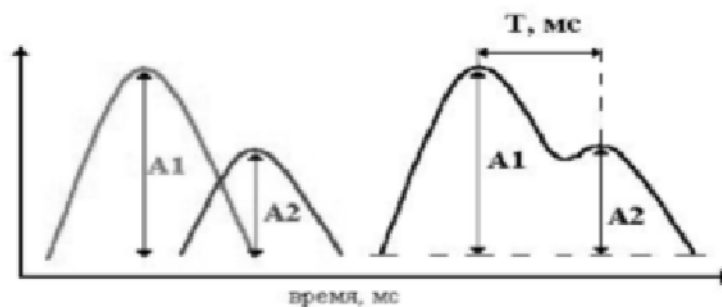


Рис.1. Форма пульсовой волны.

В третьем и четвертом разделах первой главы рассматриваются пульсовые волны и их патологические формы.

На рис.4 представлена типичная пульсовая волна. На нисходящем отрезке каждой пульсовой волны заметна вырезка — дикротическая инцизура. Она соответствует закрытию аортального клапана. В основном, ее почти незаметно на сигнале. Иногда между пиками пульсовой волны можно заметить возмущения — это могут быть венозные колебания.

Вершина пульсовой волны соответствует значению наибольшего объема крови в изучаемом участке. Принято считать, что форма пиков волны зависит от состояния сосудистой стенки.

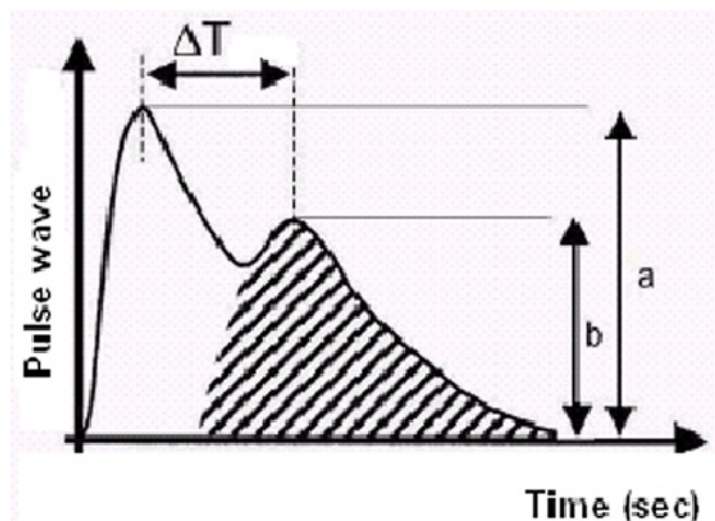


Рис. 2. Пульсовая волна. а – амплитуда прямой систолической волны,  
 б – амплитуда отраженной пульсовой волны,  
 $\Delta T$  – время задержки между прямой и отраженной волнами.

Форма пульсовой волны может многое рассказать о состоянии ССС даже на ранних стадиях развития патологий. Очень важно правильно проанализировать и обработать данные. Можно выделить основные признаки, по которым можно давать оценку форме пульсовой волны. Важные показатели силы реакции сосудов можно оценить по оси ординат, а именно измеряя амплитуды сигнала во время систолы и диастолы. Длительность сердечного цикла – особо важный параметр. Его можно оценить относительно оси абсцисс.

*В пятом и шестом разделах первой главы рассматриваются основные параметры пульсовых волн.*

Время распространения пульсовой волны (pulse wave transit time, PWTT) определяется как время, необходимое для прохождения пульсовой волны между двумя участками артериального русла.[4] Измеряя данный параметр, можно судить о состоянии ССС, а именно о жесткости артериальных стенок. В медицине часто проводят непрерывный мониторинг, следя за показателями PWTT. Время распространения пульсовой волны часто измеряется неинвазивно. Этот параметр наглядно представлен на рис 3.

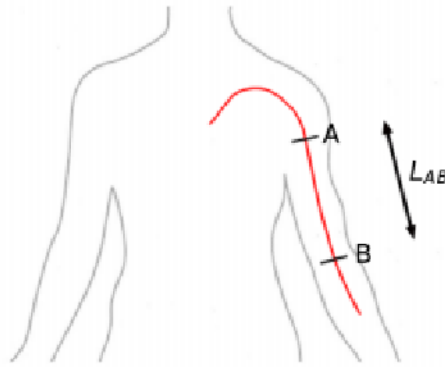


Рис. 3. Иллюстрация РВТТ вдоль артериального пути. РТТ<sub>АВ</sub> - это время, необходимое для прохождения

волны артериального давления из точки А в точку В по пути, равному  $L_{AB}$ . [6]

Из отношения расстояния между сосудистыми участками ко времени распространения пульсовой волны, соответственно, можно вычислить значение скорости распространения пульсовой волны (СПВ) (pulse wave velocity, PWV). За скорость пульсовой волны следует принимать именно скорость волны артериального давления, распространяющегося по стенкам сосудов, но никак не скорость самой крови.

Медики считают, что СПВ увеличивается в зависимости от стадии и тяжести сосудистых заболеваний, таких, как например атеросклероз.

*В шестом разделе первой главы рассматриваются упруго-вязкие свойства стенок сосудов.*

Кровеносные сосуды играют очень важную роль в организме человека. Именно по ним кровь движется по всему организму, обогащая органы кислородом. Сердце, как уже говорилось ранее, выталкивает определенный объем крови в сосуды, которые в свою очередь позволяют крови волнообразно перемещаться по руслу. Данный процесс не был бы возможен без наличия в стенках сосудов мышечной ткани, высланной из клеток эпителия. Эти клетки позволяют стенкам артериальных сосудов быть эластичными и выполнять свое главное предназначение, в разы снижая нагрузку сердца.

Работы А.Г. Полотебнова по уплотнению стенок сосудов доказали, что нагрузка на сердце значительно увеличивается, если нарушается эластичность

сосудов. В свою очередь, данные процессы приводят к различным заболеваниям сердца и ССС в целом.

*В седьмом разделе первой главы рассматриваются ФПП – датчики.*

Для снятия ФПП-сигнала применяются специальные датчики.

Сигнал обычно получают от ФПП-датчика, прикрепленного к пальцу или уху. Источник света освещает кожу. Затем фотодиод измеряет количество света, прошедшего или отраженного (в зависимости от режима работы датчика) через ткани. Этот сигнал преобразуется в напряжение, которое затем обрабатывается для получения зависимости амплитуды ФПП-сигнала от времени. [13].

На данный момент существует два основных рабочих режима ФПП-датчиков: на пропускание и на отражение [4]. Главные их отличия это: механизм работы детектора и расположение источника света на самом датчике. В режиме пропускания образец исследуемой ткани находится между источником света и фотоприемником. В этом режиме ФПП-датчик регистрирует преломленный свет, проходящий через ткань. ФПП-Сенсор, работающий в режиме пропускания света, имеет лучшее соотношение сигнал/шум и наиболее часто используется в пульсоксиметрах. С помощью него можно легко снять измерения с мочки уха или кончика пальца.

В режиме отражения источник светового излучения и детектор расположены рядом друг с другом. В этом случае на фотодетектор поступает отраженный от костей, тканей или сосудов свет. Между оптоволоконном и источником света находится непрозрачная пленка, которая предотвращает попадание непрошедшего через ткань света на фотодетектор. Такая конструкция позволяет проводить измерения практически из любой точки поверхности кожи.

*Во второй главе изложены: принцип проведения эксперимента, состав экспериментальной установки и результаты исследования.*



Экспериментальные исследования проводили на группе студентов в возрасте 21-23 лет, не имеющих патологических расстройств либо заболеваний сердечнососудистой системы. Также испытуемые перед исследованием не принимали спиртные напитки или стимулирующие сердечную активность препараты. Измерения проводились в несколько этапов:

- Снятие физиологических данных: расстояние от сердца до указательного пальца левой руки, расстояние от сердца до правого виска
- Запись сигналов с двух соседних пальцев, средний и указательный левой руки для калибровки датчиков в состоянии полного покоя
- Запись ФПГ-сигналов с правого виска и указательного пальца левой руки в состоянии покоя
- Запись ФПГ-сигналов с правого виска и указательного пальца левой руки после физической нагрузки – 20 приседаний
- Обработка данных в ПО LabVIEW и программе Mathcad
- Подсчет значений скорости пульсовой волны.

Датчик на отражение фиксировался на правом виске испытуемого. Чтобы испытуемый оставался в полном покое и сигнал был точнее записан, датчик подкладывали под резиновый жгут на висок и несильно затягивали. Тем самым ФПГ-сенсор надежно закреплялся на исследуемой поверхности. Как было отмечено ранее, ФПГ-датчик на отражении довольно простой в конструкции: детектор и источник излучения должны быть расположены рядом. В нашем случае датчик был сконструирован моим коллегой по эксперименту. Состоял он из осветителя и сенсора, прикрепленных к пластмассовой пластине. Далее датчик уже были подключены к программно-аппаратному комплексу NI ELVIS. Схема датчика представлена на рисунке 4.

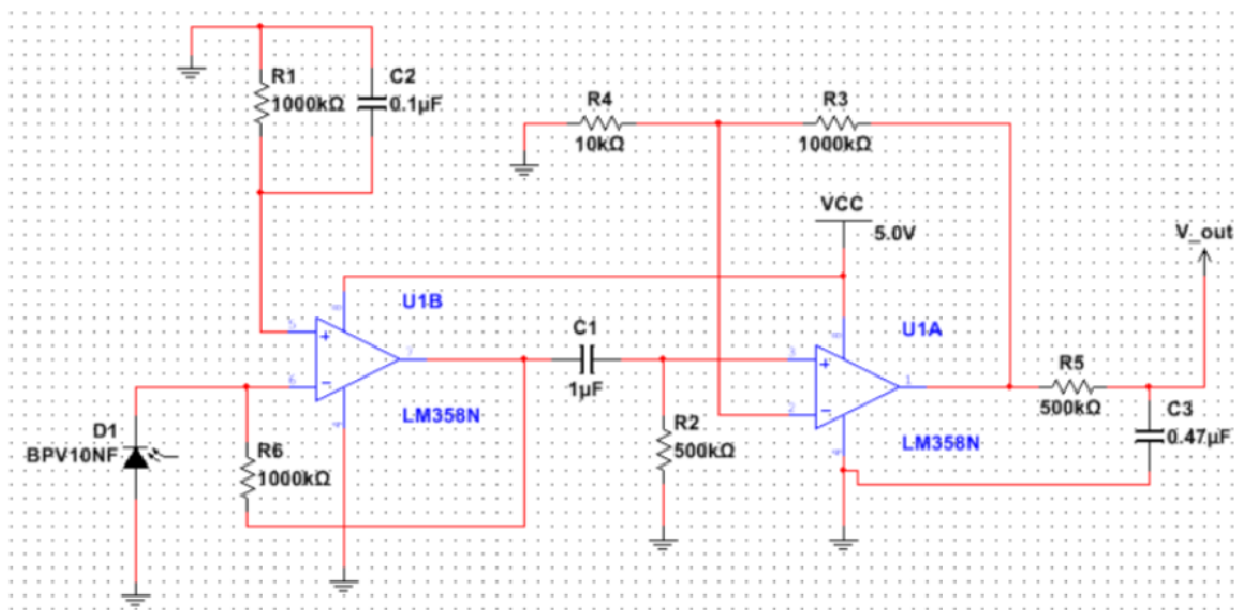


Рис. 4 Схема датчика, работающего в режиме отражения.

ФПГ-сенсор на пропускание располагался на указательном пальце левой руки. В целом, сама экспериментальная установка прикреплялась к испытуемому, как указано на рисунке 5.



Рис. 5. Фотография одного из испытуемых с закрепленными датчиками во время снятия показателей ФПГ.

Данные с помощью программы LabVIEW были записаны в текстовый файл.

X_Value	Voltage_0	Voltage_1	Comment
0.000000	2.017388	0.957794	
0.010000	2.018998	0.956505	
0.020000	2.021253	0.953928	
0.030000	2.023831	0.954250	
0.040000	2.024797	0.948451	
0.050000	2.027697	0.947806	
0.060000	2.029630	0.947484	
0.070000	2.032207	0.946196	
0.080000	2.034784	0.942652	
0.090000	2.038006	0.943618	
0.100000	2.043161	0.944263	
0.110000	2.050892	0.946840	
0.120000	2.061846	0.947484	
0.130000	2.078598	0.953928	
0.140000	2.099861	0.956183	
0.150000	2.125634	0.961659	
0.160000	2.153662	0.963270	
0.170000	2.187812	0.969391	
0.180000	2.220995	0.972291	
0.190000	2.252567	0.977768	
0.200000	2.281561	0.980345	
0.210000	2.306046	0.984211	
0.220000	2.326664	0.986466	
0.230000	2.342450	0.990654	

Рис. 6. Показания, снятые датчиками, записанные в текстовый файл. X\_Value – временной параметр, в секундах; Voltage 0 - показатели, снятые с датчика на пропускание;

Voltage\_1 - - показатели, снятые с датчика на отражение (не откалиброванные)

После записи результатов данные обрабатывались в Mathcad.

Результаты получившихся значений представлены в таблице 1.

испытываемые	$\Delta t$ (до нагрузки) (с)	$\Delta t$ (после нагрузки) (с)	L (м)	v (до нагрузки) (м/с)	v (после нагрузки) (м/с)
<b>испытываемый 1</b>	0,057	0,053	0,46	8,070175439	8,679245283
<b>испытываемый 2</b>	0,04	0,036	0,45	11,25	12,5
<b>испытываемый 3</b>	0,06	0,05	0,43	7,166666667	8,6
<b>испытываемый 4</b>	0,06	0,05	0,45	7,5	9

Таблица 1. Результаты СПВ испытываемых.

Далее нами была проанализирована вариабельность СПВ в зависимости от физического состояния.

Получали значение СПВ, которое зависит от времени. Эта зависимость и есть вариабельность. Значения для каждого из испытываемых представлены на рис 7 – 10

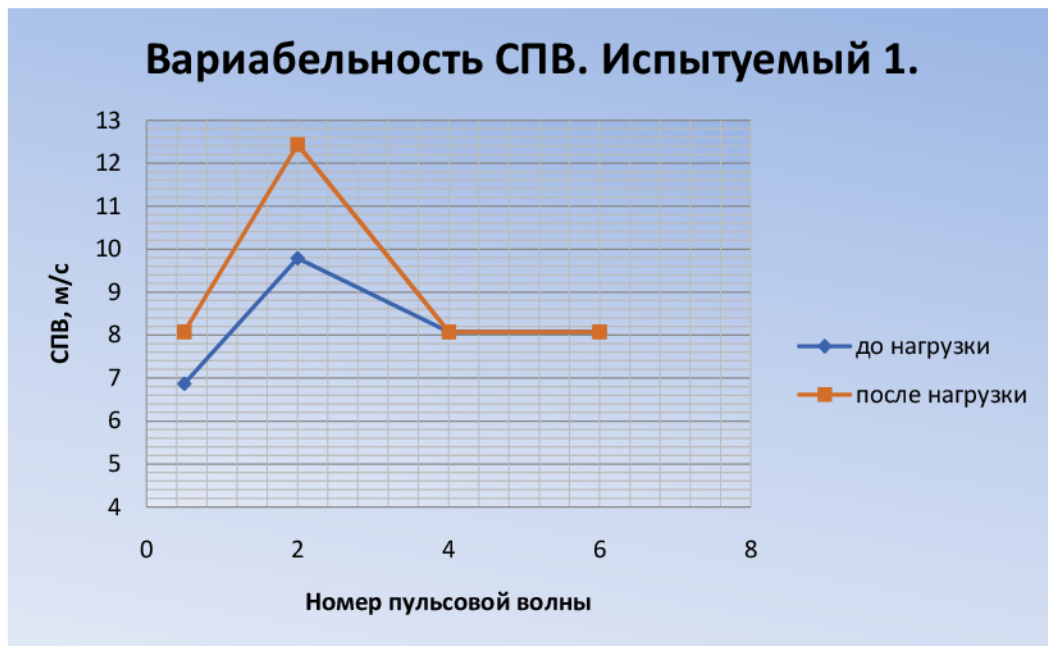


Рис. 7. Вариабельность СПВ испытуемого 1. Вариабельность СПВ после нагрузки у данного испытуемого была больше, чем в состоянии покоя.

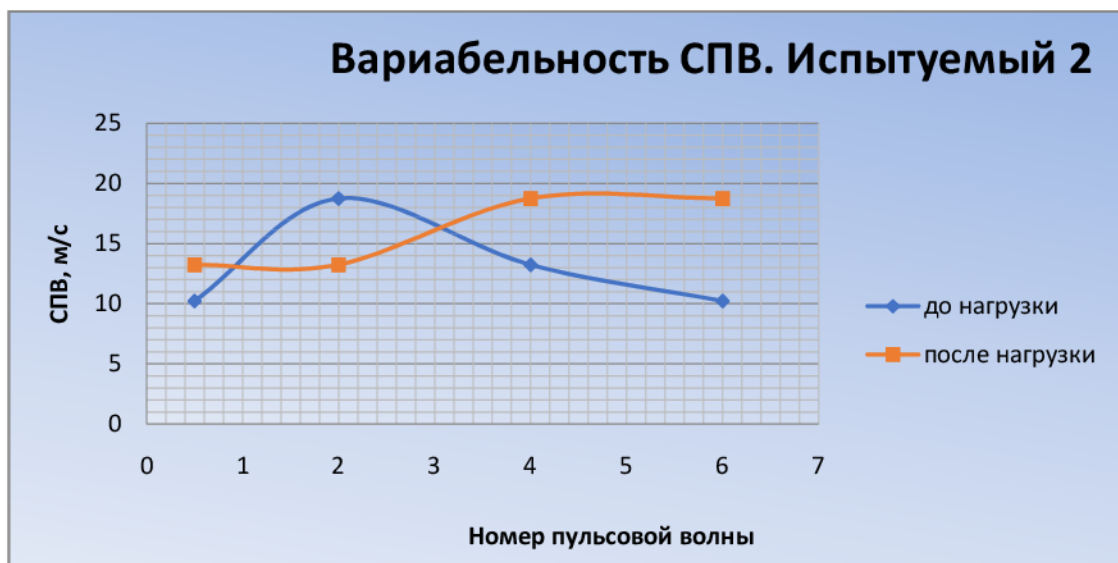


Рис. 8. Вариабельность СПВ испытуемого 2. Вариабельность СПВ после нагрузки у данного испытуемого была меньше, чем в состоянии покоя.

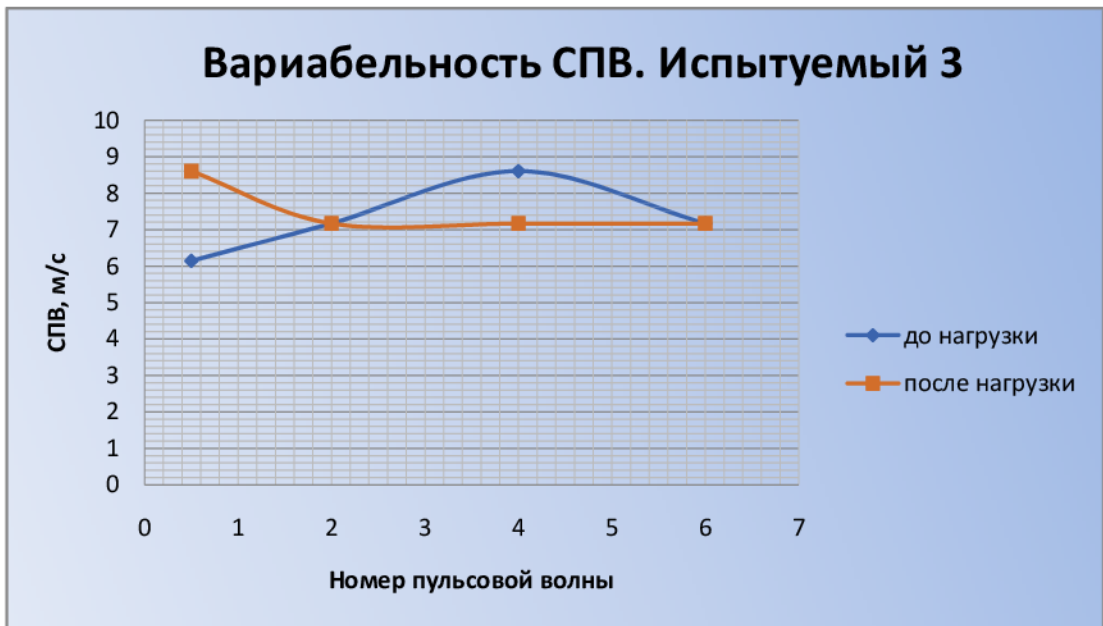


Рис. 9 Вариабельность СПВ испытуемого 3. Вариабельность СПВ после нагрузки у данного испытуемого была меньше, чем в состоянии покоя.

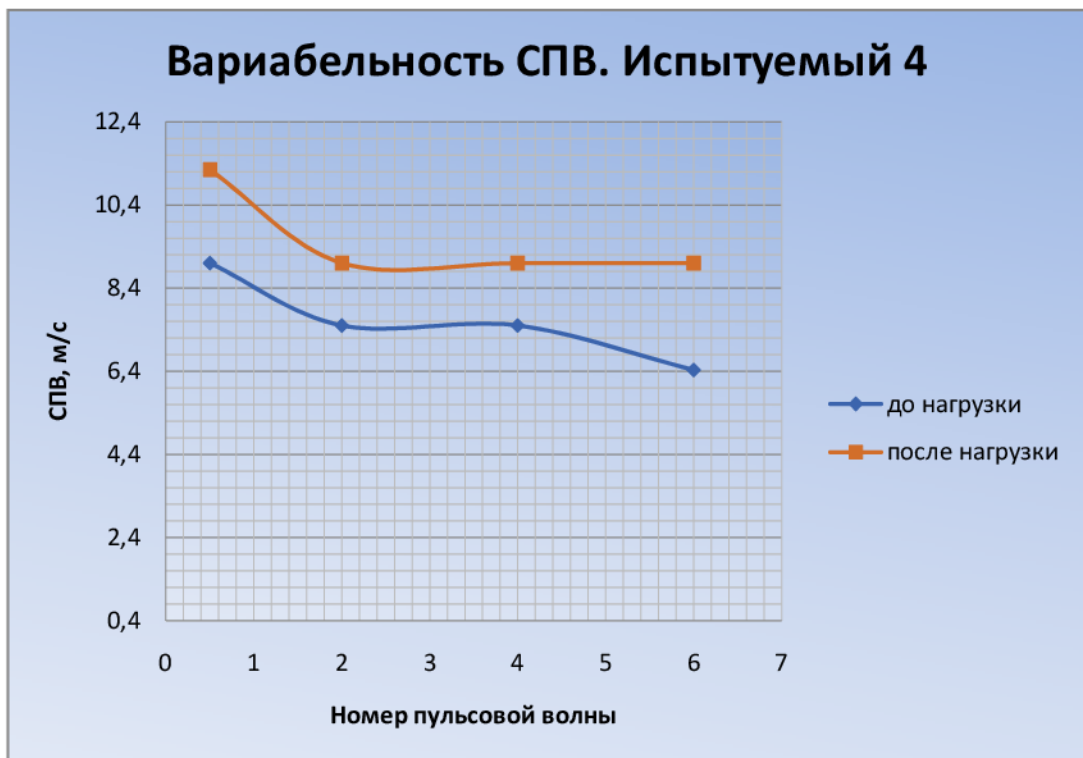


Рис. 10. Вариабельность СПВ испытуемого 4. Вариабельность СПВ после нагрузки у данного испытуемого была меньше, чем в состоянии покоя.

Обработывая результаты эксперимента данной работы установить определенную вариабельность не удалось. По данным на графиках видно, что у каждого испытуемого значения вариабельности СПВ были свои. У кого-то она была больше в состоянии полного покоя, а у кого-то наоборот – после

физической нагрузки в 20 приседаний. Вероятнее всего, чтобы получить более точный ответ следует проводить подобные измерения на больше группе студентов, что я собираюсь учесть в магистерской работе.

## **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

В ходе выполнения квалификационной работы проведен анализ СПВ и вариабельности СПВ в зависимости от физического состояния. В работе проанализированы значения СПВ после физической нагрузки, они больше значения скоростей в состоянии покоя. Вариабельность СПВ у каждого из испытуемого имела разное значение.