

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

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии
наименование кафедры

**«Реографическое исследование сердечнососудистой системы при
нагрузочном тестировании»**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

Студента 2 курса 206 группы

направления 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии»
код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий
наименование факультета

Кузнецова Антона Андреевича
фамилия, имя, отчество

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



дата, подпись

М.Ю. Калинин
инициалы, фамилия

Зав. кафедрой:
д.ф.-м.н., доцент
должность, уч. степень, уч. звание



дата, подпись

Е.П. Селезнев
инициалы, фамилия

Саратов 2018 г.

Введение

Сердечнососудистые заболевания, являются главным и основным фактором высокого уровня смертности населения в России. В последние годы наблюдается динамичное распространение ССЗ среди населения РФ. В настоящее время по некоторым данным динамика зарегистрированных больных, их численность по сравнению с 1990 г. возросла более чем в 2 раза.

Таким образом, актуальны методы, которые исследуют деятельность сердца (ЭКГ), сосудов (РГК), регуляторной системы (тренированность, толерантность, трудоспособность), позволяющие в будущем преодолеть уровень заболевания сердечнососудистой системы, смертность, нетрудоспособность, демографический спад.

Существуют математические модели кровотока в виде дифференциальных уравнений, которые решаются численно. В данной работе рассматривается одна из таких моделей - модель Франка.

Импедансная реокардиография – это простой, недорогой, неинвазивный метод изучения центральной гемодинамики, который может быть использован для анализа сердечнососудистой системы с целью снижения смертности от данного типа заболеваний. Современные математические методы обработки данных позволяют открыть новые возможности анализа реограмм.

В настоящее время развиваются автоматизированные системы управления (АСУ) и автоматизированные системы научных исследований (АСНИ). Преимущества таких систем перед традиционными измерительными приборами заключаются в технологиях виртуальных приборов. Разработчик в данной среде имеет возможность получать и передавать сигналы от внешнего измерительного устройства в компьютерную среду обработки. Такой подход позволяет гибко проводить и анализировать результаты научного эксперимента, получать данные с высоким временным разрешением, обрабатывать сигнал существующими математическими алгоритмами.

Целью данной работы является применить математический метод определения эластических и резистивных параметров сосудов при различных степенях физической нагрузки.

Для достижения цели, были поставлены следующие **задачи**:

- провести обзор литературы по математическому моделированию кровотока;
- смоделировать реограмму путем численного решения математической модели пульсации давления в упругом резервуаре;
- методом обработки реографического сигнала по двум областям (систоле и диастоле) рассчитать параметры эластичности C и периферического сопротивления R кровеносных сосудов упругого резервуара на смоделированном сигнале;
- провести реографические исследования и записать сигнал в области аорты у нескольких испытуемых при проведении нагрузочной пробы;
- проанализировать изменения периферического сопротивления сосудов при нагрузочном тестировании.

Основное содержание работы

На первом этапе данной квалификационной магистерской работе была проведена функциональная диагностика в покое и с нагрузочной пробой.

Исследуемые пациенты в возрасте 20-23 года мужского и женского пола совершали приседания в течение 4 и 6 минут. Ступенчатое увеличение нагрузки, индивидуально для каждого, были согласованы следующим образом. Для юноши: первые 2 минуты совершал приседания каждые 10 секунд (6 приседаний в минуту); вторые 2 минуты каждые 7,5 секунд (9 приседаний в минуту). Для девушки соответственно: каждые 20 секунд (3 приседания в минуту); каждые 10 секунд (6 приседаний в минуту); каждые 7,5 секунд (9 приседаний в минуту).

В течение всего периода времени, включающий в себя 1 минуту покоя и 4-6 минут физической нагрузки, с помощью реографического комплекса «Рео-Спектр» регистрировалась реограмма. Далее используя программное обеспечение прибора проводился анализ реосигнала на каждом его участке в соответствии с периодом приседаний, и вычислялись показатели УОК, МОК и ЧСС. Результаты одного из испытуемых смотрите ниже на рис.1 и таблице 1.

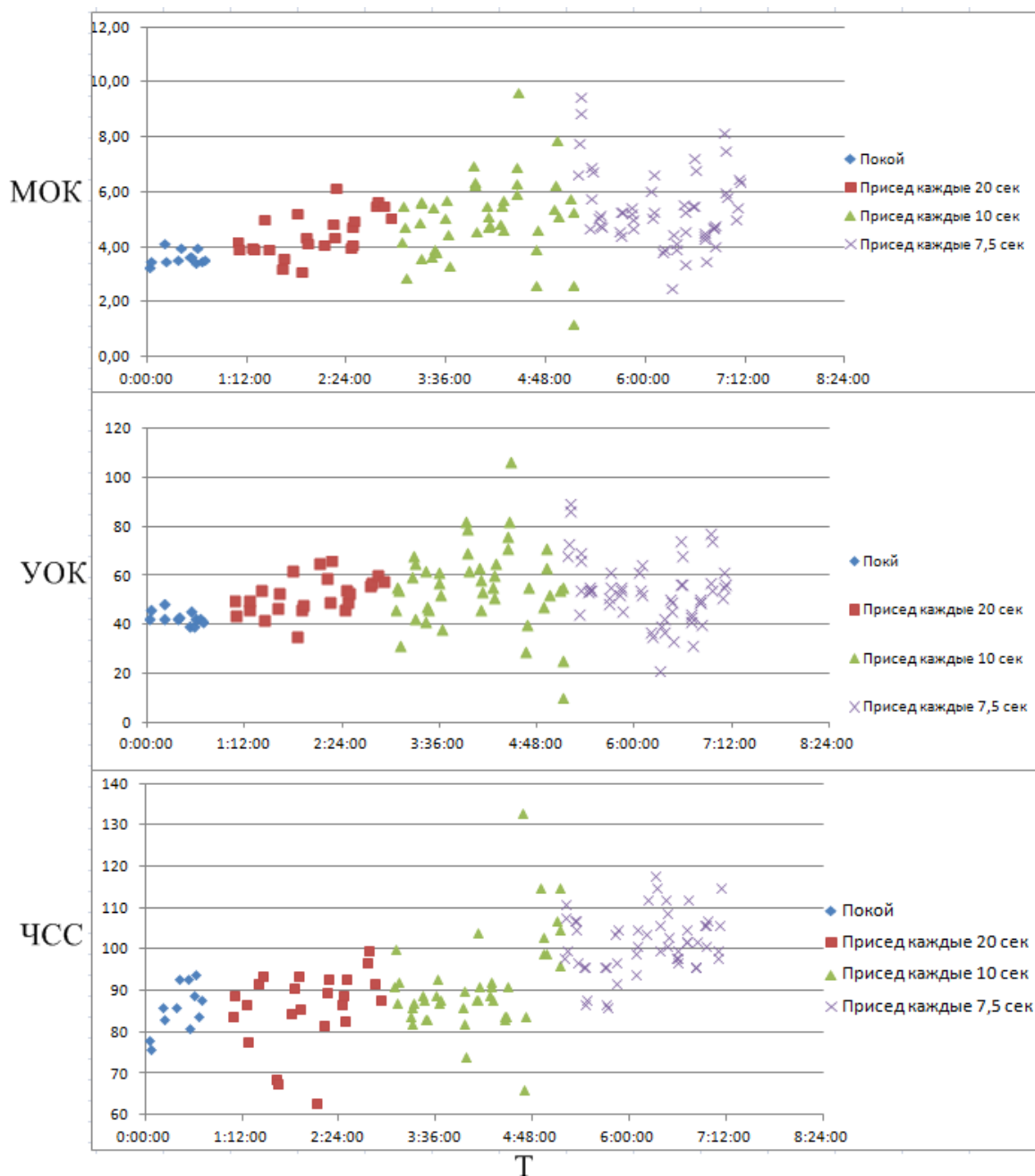


Рис.1. Показатели гемодинамики, зафиксированные при функциональной диагностике у девушки.

В таблице видна следующая закономерность. При увеличении нагрузки из состояния покоя ЧСС практически не изменилось, а УОК возрос от 43 до 52, что привело к увеличению МОК. Т.е при не больших физических нагрузках увеличение кровотока происходило за счет изменения ударного объема.

	Δ ЧСС	Δ УОК, мл.	Δ МОК, л/мин.
Покой	86 ± 6	43 ± 3	$3,6 \pm 0,3$
Присед каждые 20 сек. (слабая нагрузка)	86 ± 9	52 ± 8	$4,5 \pm 0,8$
Присед каждые 10 сек. (умеренная нагрузка)	92 ± 12	56 ± 17	$5,1 \pm 1,5$
Присед каждые 7,5 сек. (Высокая нагрузка)	102 ± 7	54 ± 13	$5,4 \pm 1,4$

Таблица 1. Средние значения показатели гемодинамики, зафиксированные при функциональной диагностике у девушки.

Напротив, при высоком уровне нагрузки УОК практически не изменяется (от 56 – до 54), а ЧСС возросло от 92 – 102, что привело к увеличению МОК. То есть при высокой физической нагрузке МОК растет за счет увеличения ЧСС.

На втором этапе в данной работе проводилось моделирование изменения давления в большом круге кровообращения на основе уравнения упругого резервуара Отто Франка. С помощью математического пакета *MathCad* мы строим графики: давление от времени и кровотока от времени.

Для этого, используя литературные источники, были заданы следующие параметры. Длительность сердечного цикла $t_{hb} = 1$ сек.; длительность систолы $t_s = 0.33$ сек.; момент времени максимального кровотока $t_{max} = 0.09$ сек; максимальный кровоток в аорте $q_{max} = 0.5$ л/с; сопротивление мелких сосудов $r_s = 1.086 \cdot 10^3$ мм.рт.ст/(л/с); емкость сосудов большого круга $c_{sa} = 1.64 \cdot 10^3$ л/мм.рт.ст.; постоянная времени спада $\tau = r_s \cdot c_{sa} = 1.738$ сек.; полный период сигнала $t_1 = 20$ сек.; $t_0 = 0.0$ начало отсчета; число точек $N = 5 \cdot 10^3$.

Уравнение, которое определяет зависимость системного артериального давления от времени (уравнение Франка):

$$\frac{d}{dt} p_{sa}(t) = \frac{1}{c_{sa}} \left(q_1(t) - \frac{p_{sa}}{r_s} \right) \quad (2)$$

Массив давления:

$$P_{sa} := \left| \begin{array}{l} P_{sa_0} \leftarrow 0 \\ \text{for } i \in 0..N-1 \\ \\ P_{sa_{i+1}} \leftarrow \frac{P_{sa_i} + \frac{dt \cdot Q_{1_i}}{c_{sa}}}{1 + \frac{dt}{r_s \cdot c_{sa}}} \\ \\ P_{sa} \end{array} \right. \quad (3)$$

Аналогично для массива с кровотоком, которая задается как функция времени:

$$Q_L(t) = \begin{cases} Q_{max} \cdot t / T_{max} & , & 0 \leq t \leq T_{max} \\ Q_{max} \cdot (T_S - t) / (T_S - T_{max}) & , & T_{max} \leq t \leq T_S \\ 0 & , & T_S \leq t \leq T \end{cases} \quad (4)$$

Далее будем работать с кровотоком и давлением одного произвольного кардиоцикла и выделим на этом участке начало и конец экспоненциального приближения в виде точек.

Формулу для вычисления емкости сосудов большого круга мы получаем, проинтегрировав уравнение Франка (2):

$$C := \frac{S_q}{P_{puls} + \frac{1}{\tau} \cdot S_p} \quad (5)$$

, где S_q - сумма точек кровотока на всем временном интервале систолы; P_{puls} - пульсовое давление; τ - постоянная времени спада; S_p - сумма точек давления на всем временном интервале систолы.

$$\tau := \frac{t_{\text{start}} - t_{\text{finish}}}{\ln\left(\frac{P_{\text{sa_finish}}}{P_{\text{sa_start}}}\right)} = 1.745 \quad (6)$$

, где t_{start} - время начало диастолы; t_{finish} - время окончания диастолы; $P_{\text{sa_finish}}$ – давление в конце диастолы; $P_{\text{sa_start}}$ – давление в начале диастолы.

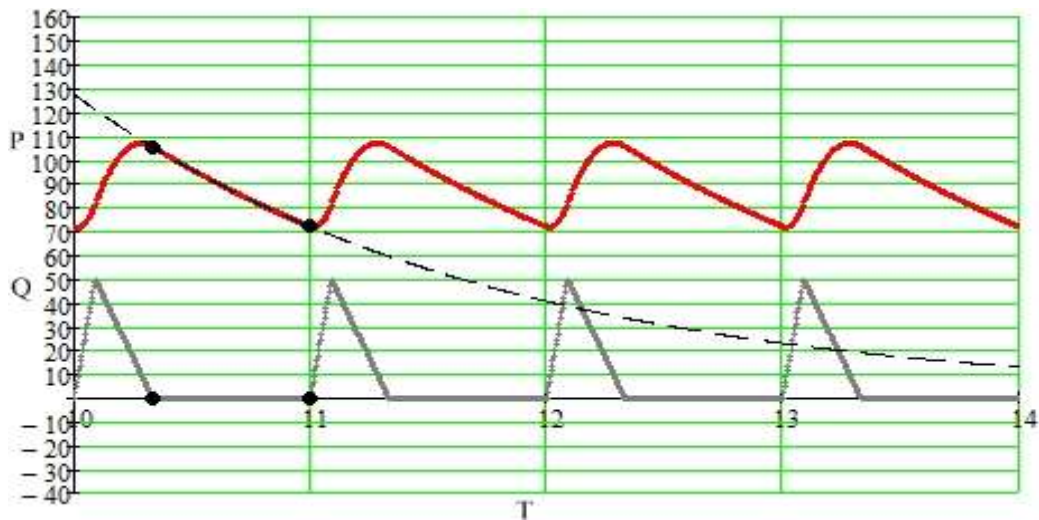


Рис.2. График кровотока и давления с наложенной экспонентой.

$$C := \frac{S_q}{P_{\text{puls}} + \frac{1}{\tau} * S_p} = 1.6 * 10^{-3} \quad (7)$$

Данное значение совпало с значением заложенное в модели, что говорит о правильности данного метода для расчета эластичности.

мы можем вычислить и сопротивление сосудов:

$$R := \frac{\tau}{C} = 1.092 * 10^3 \quad (8)$$

Третьим этапом данной работы является математическая обработка экспериментальной реограммы испытуемого.

Сначала производилась регистрация сигнала в покое и после физических нагрузок с помощью стенда для биомедицинских измерений KL-720. Исследование сигналов проводилось у одного из испытуемых (девушки).

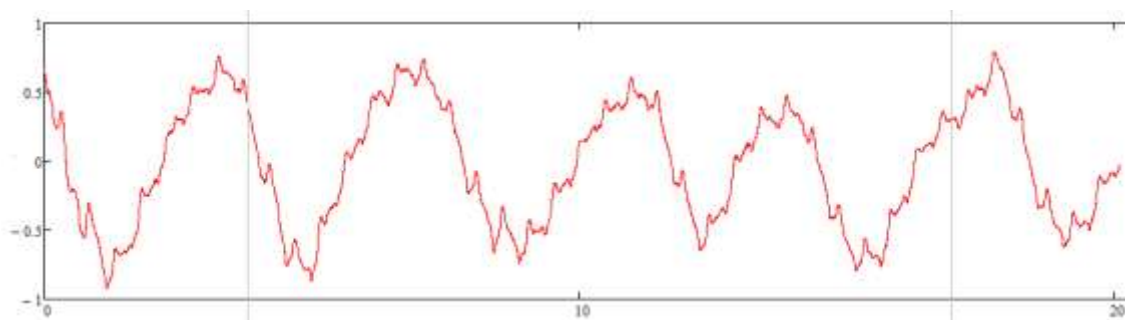


Рис.3. Реограмма в покое.

Мы использовали оператор сглаживания- *ksmooth*, основанный на функции Гаусса, для того чтобы убрать наложенный на график дыхательные колебания.

Чтобы продолжить анализировать экспериментальную реограмму в покое, нужно преобразовать сигнал из зависимости сопротивления (Ом) от времени (сек.) в зависимость давление (мм.рт.ст.) от времени.

Из графика выделяем сопротивления в момент систолы и диастолы.

С помощью системы уравнений с двумя неизвестными мы смогли преобразовать сопротивление в давление:

$$\begin{cases} P_{sist} = A * \rho_{sist} + B \\ P_{diast} = A * \rho_{diast} + B \end{cases} \quad (9)$$

Используя данную систему, систолическое давление составило 119.987(мм.рт.ст), а диастолическое 80.037 (мм.рт.ст)

Аналогичная последовательность соблюдается при анализе реосигналов испытуемой после нагрузок.

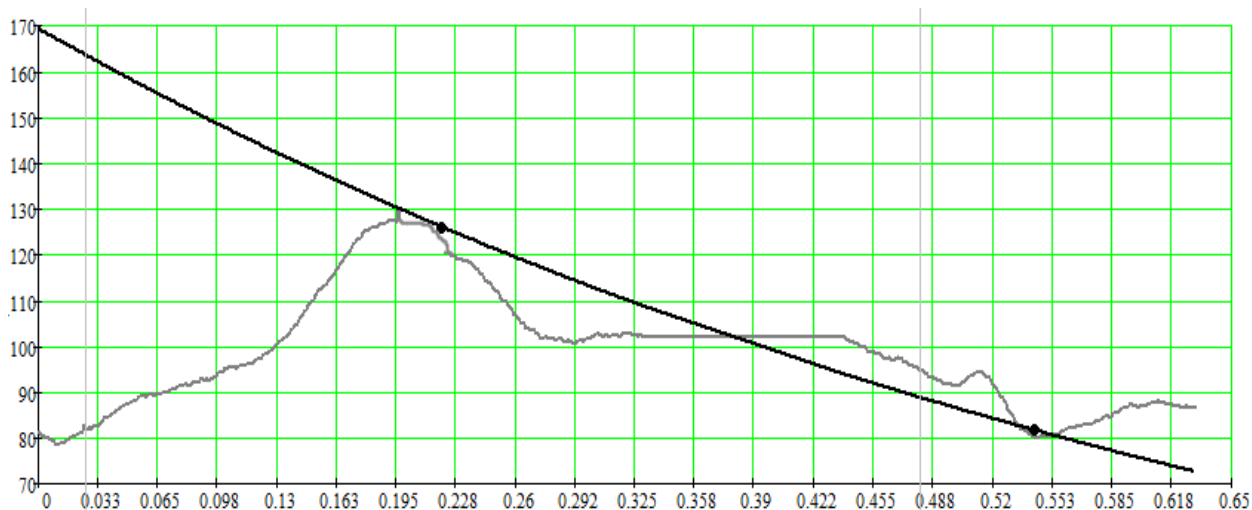


Рис.4. Давления на одном кардиоцикле при умеренной нагрузке (приседания раз в 10 сек.).

	ЧСС, 1/сек	t_{sist} , сек	t_{diast} , сек	ПД, см.рт.ст	τ , сек	УОК, мл	C , л/мм.рт.ст	$R = \tau/C$, мм.рт.ст/(л/с)
Присед каждые 20 сек. (слабая нагрузка)	107	0.21	0.35	47	0.76	52	$7.1 \cdot 10^{-4} \pm 0.5$	1100 ± 100
Присед каждые 10 сек. (умеренная нагрузка)	115	0.2	0.32	46	0.72	56	$7.5 \cdot 10^{-4} \pm 0.5$	1000 ± 100
Присед каждые 7.5 сек. (высокая нагрузка)	122	0.2	0.29	47	0.59	54	$6.8 \cdot 10^{-4} \pm 0.5$	900 ± 100

Таблица.2. Показатели гемодинамики и параметры сосудов.

Показатели ПД получены с помощью тонометра, а УОК с помощью установки “Рео-спектр”.

Проанализируем параметры τ - постоянная времени спада, C -сосудистое емкостное сопротивление (эластичность) и R – сосудистое периферическое

сопротивление. С ростом нагрузки параметр τ уменьшается. Это объясняется сокращением времени диастолы при увеличении ЧСС. Судя по табличным данным (таблица 2) изменение C при росте физической нагрузки не происходит. Не исключено что, C изменяется на небольшую величину, но, которая меньше чем погрешность измерения. С ростом нагрузки достоверно уменьшается периферическое сопротивление сосудов R . Это можно объяснить следующим образом. Необходимо чтобы приток крови в артериальные сосуды, был равен оттоку крови от них в сосуды малого диаметра (артериолы, капилляры). С ростом физической нагрузки возрастает приток крови, а, следовательно, должен возрасти и отток в капилляры. Для этого периферическое сопротивление капилляров должно уменьшиться.

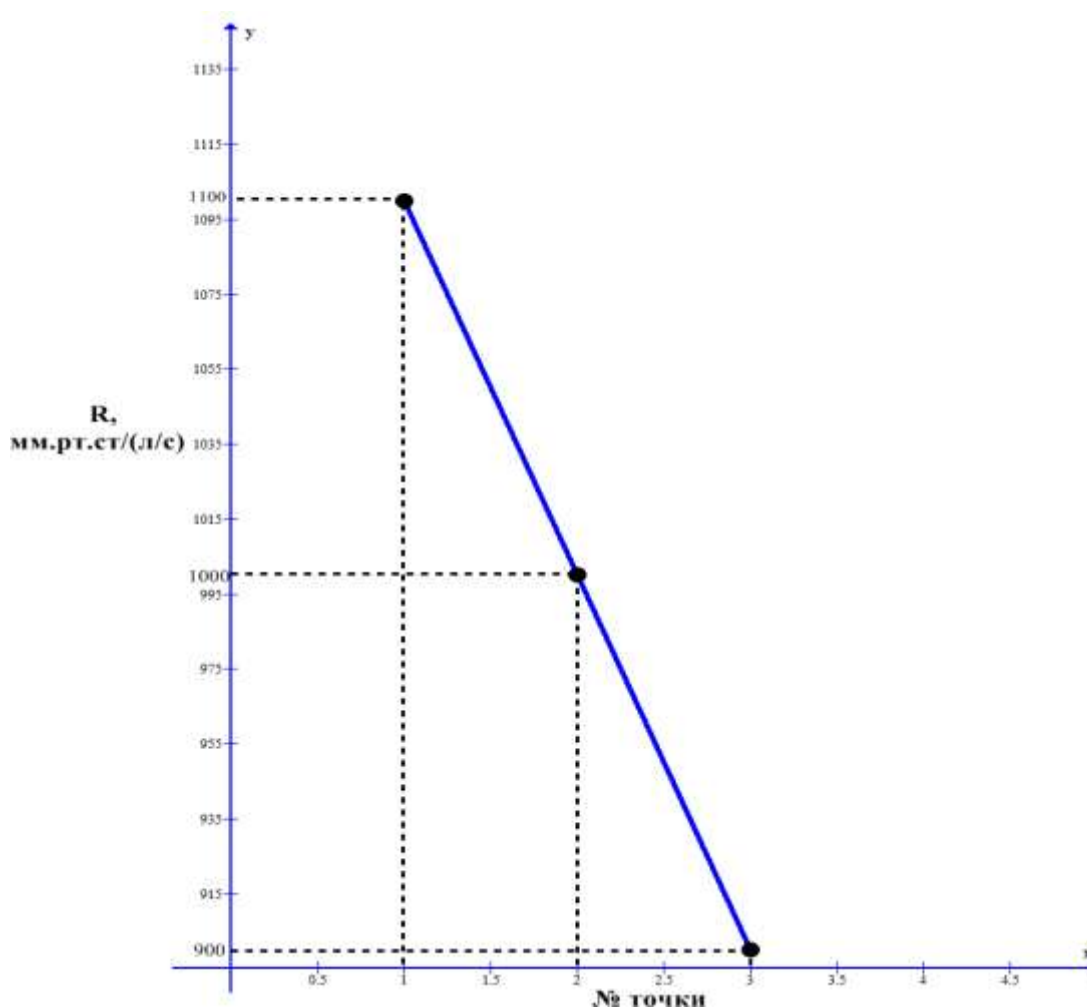


Рис.5. График зависимости периферического сопротивления сосудов R .

Заключение

Была рассмотрена математическая модель упругого резервуара Отто Франка при пульсирующем кровотоке от левого желудочка сердца в большой круг кровообращения.

Численным методом решены уравнения и получены графики давления и кровотока от времени.

Аналитически выведен метод нахождения параметров эластичности кровеносных сосудов C и их периферическое сопротивление R , по зависимости давления от времени. Проведен расчет указанных параметров по смоделированному сигналу с помощью математического пакета *MathCad*.

На двух испытуемых проведено нагрузочное тестирование с измерениями артериального давления и параметров центральной гемодинамики с помощью реографического комплекса «Рео-Спектр».

С помощью технологии сбора данных и автоматизации научных исследований NI ELVIS в программной среде LabVIEW был зарегистрирован сигнал реографа стенда биомедицинских измерений (KL-720).

Проведена математическая обработка реосигнала в программной среде *MathCad*.

Выявлено уменьшение периферического сопротивления сосудов при физической нагрузке.