

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

**Тема: Установление взаимосвязи вазомоторной активности макро- и  
микрососудов методами ФПГ-визуализации и УЗ-диагностики**

**АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ**

студента 2 курса 205 группы

направления 03.04.02

«Физика»

код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий

наименование факультета

Симоненко Алексея Дмитриевича

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель

к.ф.-м.н., доцент

должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

А. А. Сагайдачный

инициалы, фамилия

Зав. кафедрой:

д.ф.-м.н., профессор

должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

А. В. Скрипаль

инициалы, фамилия

Саратов 2019

## **Введение**

Изучение физических закономерностей, имеющих место при функционировании человеческого организма, а также физической сущности основных методов диагностики, их особенностей, приборной базы, и оценка получаемой при этом диагностической информации – основные направления медицинской физики.

Целью настоящей дипломной работы определение связи между параметрами гемодинамики макро- и микрососудов методами фотоплетизмографической визуализации и ультразвуковой диагностики. Установление этой связи поможет лучше изучить вазомоции как сложное явления организма человека.

Вазомоция, термин, используемый для описания спонтанных низкочастотных колебаний диаметра сосудов, традиционно считается типичной особенностью мелких артерий и артериол. Однако, в последнее время стало очевидно, что вазомоция существует в сосудистых артериях человека.

Тип вазомоции, наблюдаемый в крупных сосудистых артериях, не может быть объяснен математическими моделями вазомоции. Общей чертой этих математических моделей является их основное предположение о том, что спонтанные колебания в тоне гладкой мышцы развиваются в результате неустойчивости динамической системы. Предполагается, что источником вазомоции являются механические неустойчивости, возникающие в результате взаимодействия внешней нагрузки (давления и потока), механических свойств артерии и механизмов, контролирующих развитие мышечного тонуса, или неустойчивости в ионных транспортных механизмах через мембрану гладкомышечных клеток. Теории, предполагающие, что вазомоция является результатом локальной неустойчивости в динамике

гладкомышечных клеток, по-видимому, противоречат корреляциям и синхронности, наблюдаемым в крупных артериях.

Для достижения поставленной цели в рамках работы были сформулированы следующие задачи:

1. Проанализировать теоретические данные по теме работы;
2. Собрать установку для исследования кожного кровотока с помощью метода фотоплетизмографии.
3. С помощью фотоплетизмографии и ультразвуковой доплерографии экспериментально определить зависимость скорости кровотока и изменения диаметра на лучевой артерии руки и сосудах микроциркуляции пальцев.
4. Обработать полученные данные и получить графики одномерных сигналов.
5. Сопоставить динамику кровотока микрососудах кисти и макрососудах предплечья.

Актуальность поставленных задач обусловлена тем, что ожидаемые результаты дадут новый материал для анализа состояния сосудов, их тонуса и эластичности, а значит, и состояния сердечно-сосудистой системы в целом. Безболезненность и информативность данных, полученных в ходе процедуры, делает возможным проведение анализа в условиях лаборатории. \

**Объект исследования:** подушечка среднего пальца человека.

**Предмет исследования:** биологические сигналы человека, сигналы фотоплетизмографа, ультразвуковой доплерографии.

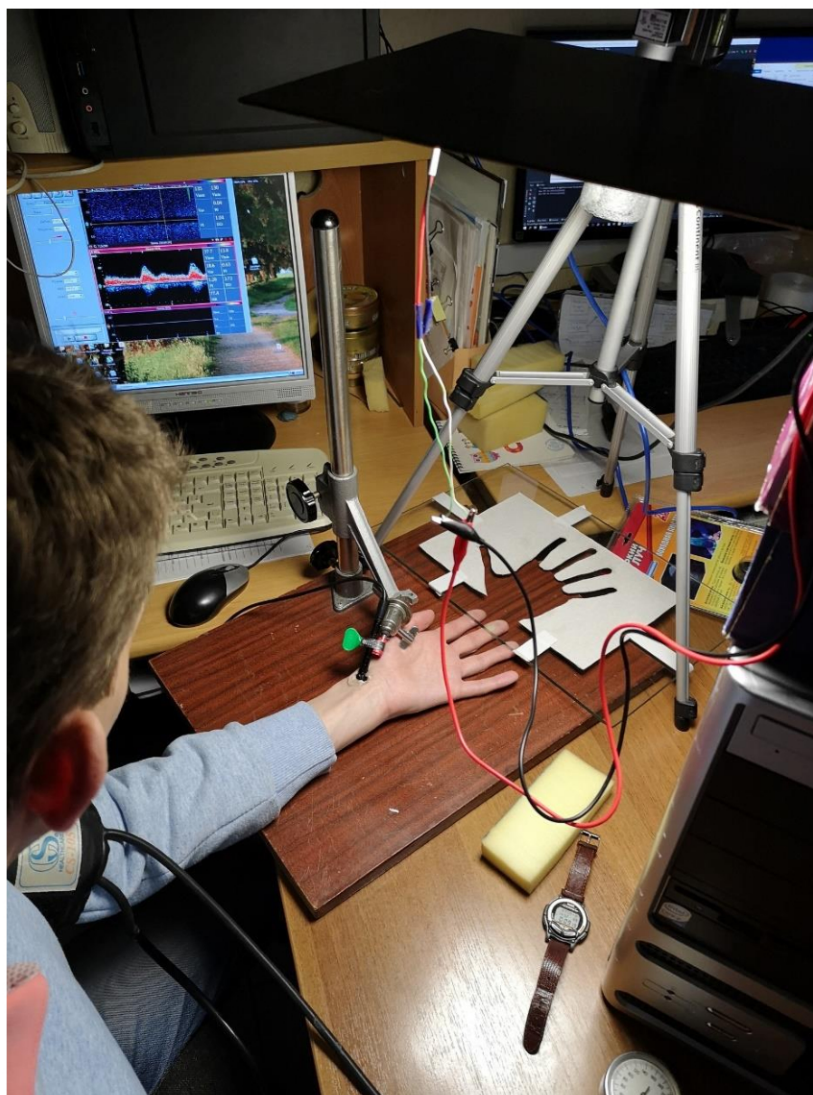
**Методы исследования:** в ходе выполнения работы была создана установка для исследования и программа для обработки видеоизображения.

**Структура работы:** работа состоит из введения, 4 глав, заключения, списка использованных источников, содержащего 24 наименований. Общий объем работы составляет 66 страниц, содержит 33 рисунок,.

## Краткое содержание

### Экспериментальная установка

Прибор для исследования был сделан из таких составляющих, как подсветка, стекло, камера и т.д. Экспериментальная установка для записи видеокадров объекта была реализована в геометрии отражения, как показано на рис.1.

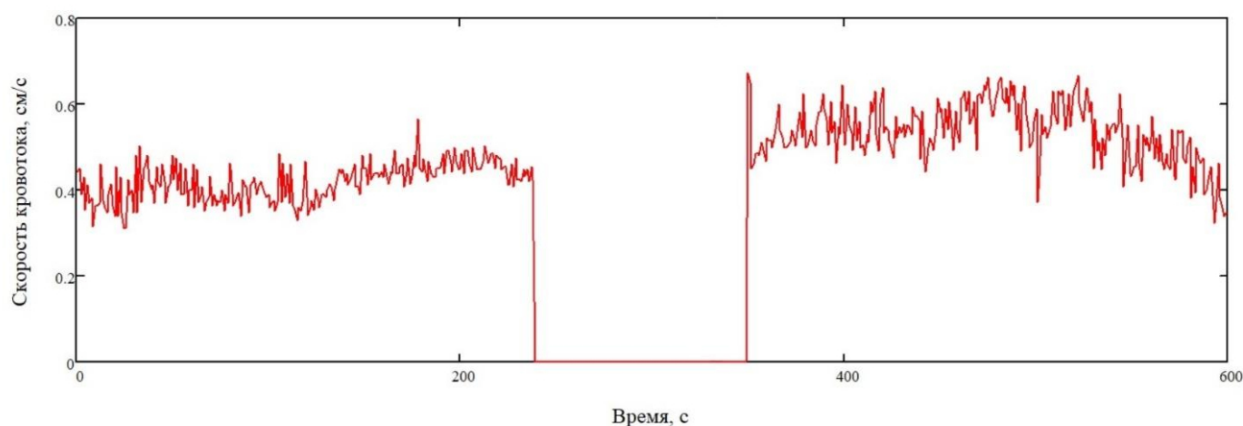


**Рис.1 Экспериментальная установка**

## 4.2. Программная обработка доплерограмм

Во время эксперимента с помощью программы Bandicam Screen Recorder записывался экран в формате .AVI (Рис.4.5.), так как утилиты для доплерографии не позволяют получать данные в электронном виде.

Из получившегося видео, мы каждую секунду ставили на паузу и переписывали значения скорости кровотока, частоту сердечного сокращения. После того, как получили значения в каждой секунде, данные добавлялись и обрабатывались в среде MathCAD 14. Пример полученных результатов изображены ниже на рис. 2.

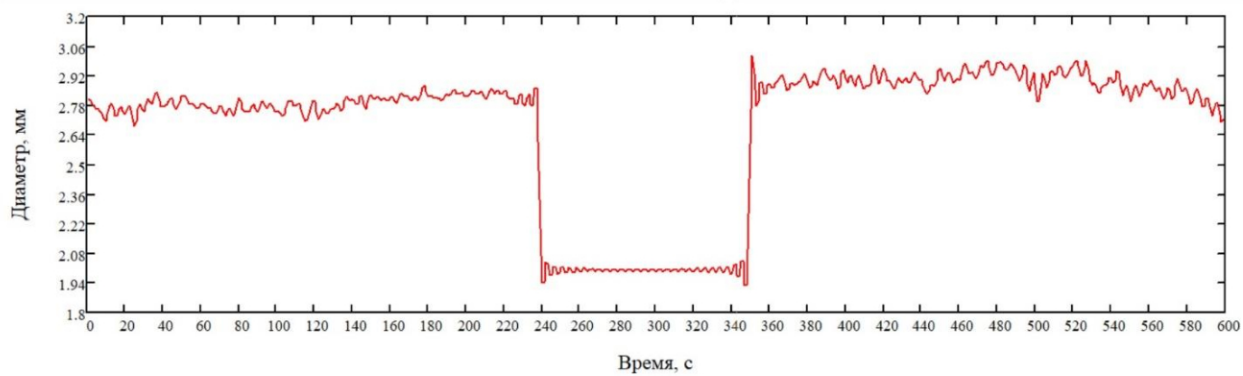


**Рис.2.** *Динамика изменения скорости кровотока во времени*

Находим диаметр артерии с помощью формулы Пуазейля (1).

$$D = \sqrt{\frac{32 * \eta * v}{\Delta p}} \quad (1)$$

Отфильтровывали на частоте 0,5 ГЦ полученную выше кривую с помощью программы TBF Converter. Полученный график после фильтра показан на рис.3.

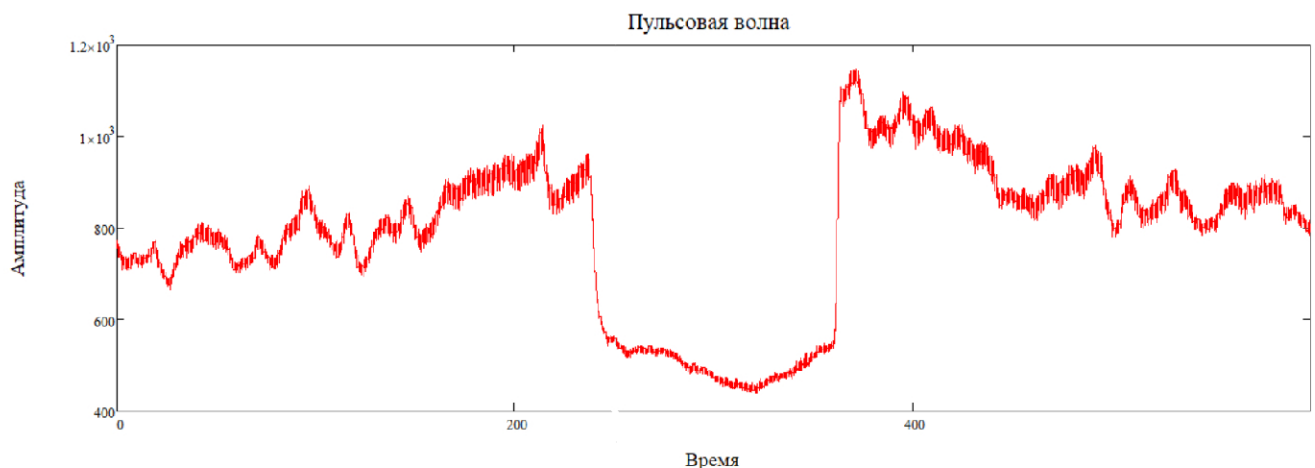


**Рис.3.** Динамика изменения диаметра артерии после фильтра

### 4.3. Программная обработка изображений

Видеозаписи были сохранены как файлы в формате .AVI и переведены в формат изображения .JPG (рис.4.). С одной видеозаписи получилось 33860 кадров. Видеокадры со сфокусированными изображениями освещенной области были загружены на персональный компьютер с помощью универсальной последовательной шины (USB) и обработаны с помощью программы MathCAD 14.

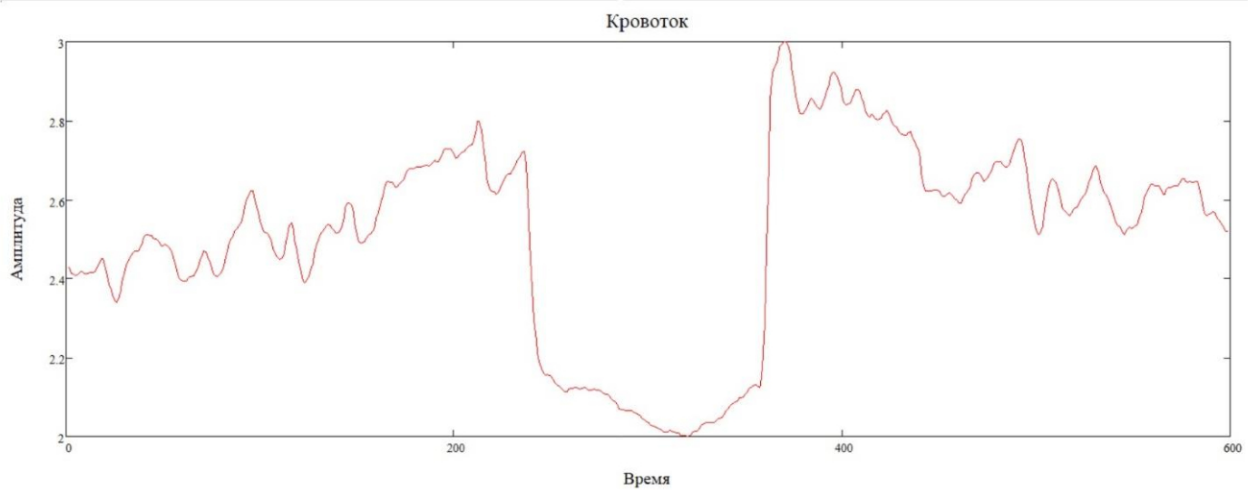
Программа для обработки заданной области с помощью фотоплетизмографии была разработана в выпускной квалификационной работе на бакалавриата. Получим пульсовую волну, показанную на рис.4.



**Рис.4. Пульсовая волна**

Далее полученные данные испытуемых с помощью программы TVF Converter отфильтровывали на частоте 0,5 ГЦ и преобразовали в кровоток (PPG->BloodFlow), т.е. программа переписала только максимумы каждой пульсовой волны, тем самым была получена кривая кровотока.(Рис.5.)

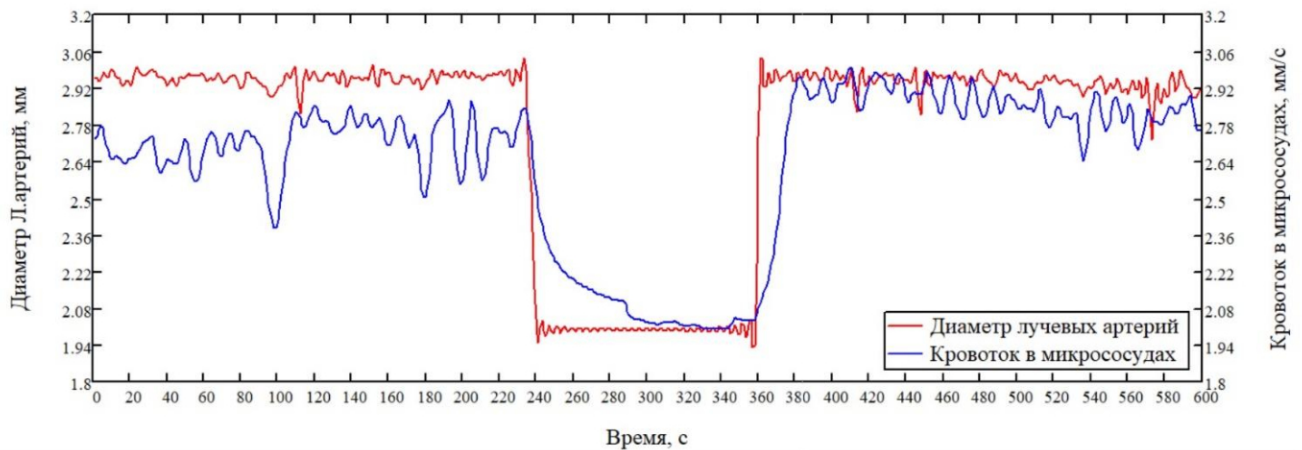




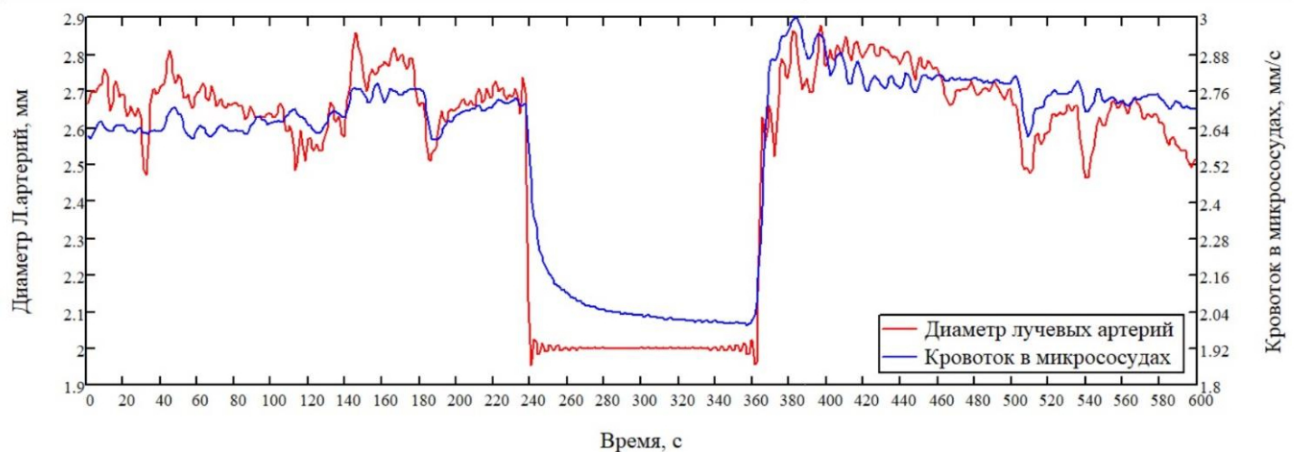
**Рис.5. Кровоток**

## 4.4. Результаты исследования

В следующих графиках мы сравнили между полученными данными описанных методами – фотоплетизмография и ультразвуковая доплерография. На рис.6-7 мы наблюдаем динамику кровотока в микрососудах, продемонстрированное синей линией, и диаметра лучевой артерии у каждого испытуемого, показанное красной линией.

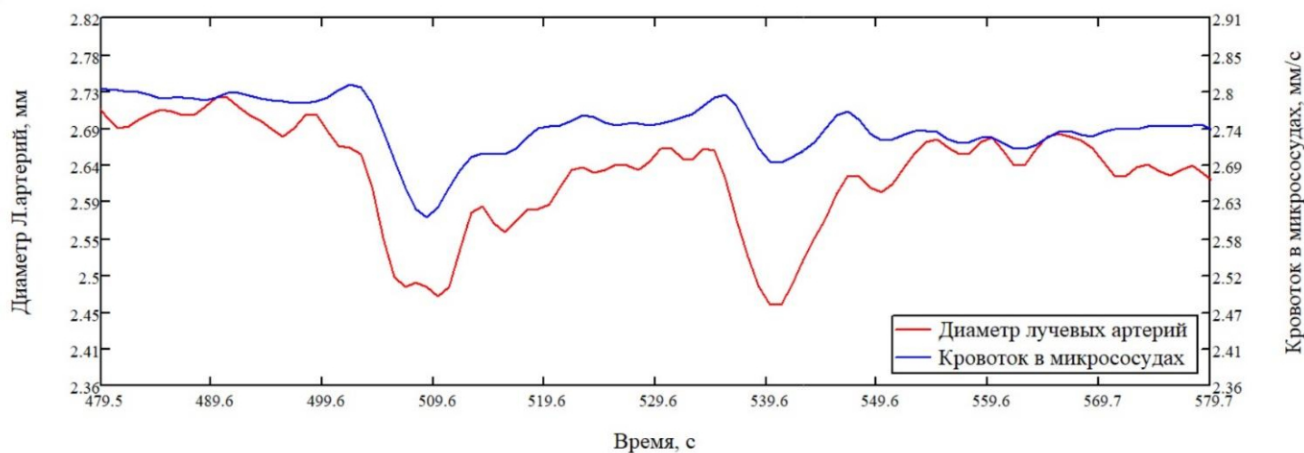


**Рис.6.** Зависимость диаметра лучевой артерии и кровотока в микрососудах от времени у испытуемого.



**Рис.7.** Зависимость диаметра лучевой артерии и кровотока в микрососудах от времени у испытуемого.

Из полученных данных выделили область и обнаружили подобность кривых, показанных на рис.8.



**Рис.8.** График подобия зависимости диаметра лучевой артерии и кровотока в микрососудах от времени.

Из приведённых выше результатов была обнаружена взаимосвязь с диаметром лучевой артерии и кровотока в микрососудах с задержкой 1-2 секунды. Это свидетельствует о том, что изменения диаметра лучевой артерии может быть связаны с колебаниями давления кровотока в пальцах, вероятно, это результаты зависят от вазомоции. Хотя, по анатомическим параметрам лучевые артерии и микрососуды в пальцах различны и эти артерии непосредственно не соединены (сложная сеть ладонного анастомоза между ними), но как мы видим медленные колебания присутствуют во всех графиках.

## Заключение

В данной работе рассмотрены современные оптические и ультразвуковые методы для диагностики вазомоции человека. Развита методика определяющая связь между вазомоторной активностью макро- и микрососудов с помощью таких методов, как фотоплетизмографическая визуализация и ультразвуковая диагностика.

Из работы можно вывести ряд выводов:

- 1. В группе испытуемых наблюдается похожая форма колебаний динамики объема крови в микрососудах кисти и диаметра (скорости) кровотока в лучевой артерии.
- 2. Между колебаниями анализируемых сигналов присутствует задержка по времени. Колебания кровотока в микрососудах отстают от колебаний скорости кровотока в питающей лучевой артерии. Величина запаздывания составляет 1-2 с.
- 3. Во время окклюзии ФПГ убывает плавно, УЗИ резко (быстро). После восстановления кровотока ФПГ сигнал изменяется плавно, УЗИ резко (быстро).
- 4. Метод ФПГ-визуализации более информативен для оценки нарушений механизмов регуляции медленных колебаний гемодинамики.

Исследование демонстрирует репрезентативность динамики тонуса микрососудов в отношении динамики макрососудов. Результаты свидетельствуют о том, что артериальная вазомоция является сложным явлением, резко отличающимся от типа вазомоции, встречающейся в артериолах, который интенсивно изучался в прошлом. Кроме того, представленная в работе методика позволит лучше диагностировать

дисфункцию эндотелия, приводящая к развитию атеросклероза, гипертензии, сосудистым осложнениям в случае сахарного диабета.

На данном этапе было выполнено сравнение колебаний гемодинамики в пальцах кисти и лучевой артерии, но в перспективе требуется глубже изучить данное явление в взаимосвязи с другими макро- и микрососудами организма человека.