



Научно-образовательный центр  
**БИОМЕДИЦИНСКАЯ  
ИНЖЕНЕРИЯ**

*Тема учебной научной работы:*

*«Особенности применения лазерной  
доплеровской флюметрии при  
исследовании системы  
микроциркуляции крови»*

Научный руководитель: к.т.н., доцент  
*Дунаев А.В.*

# СОДЕРЖАНИЕ

## Введение

- Актуальность работы.
- Строение системы микроциркуляции крови (МЦК).
- Обзор существующих методов исследования системы МЦК.
- Основы метода лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ).
- Экспериментальные исследования системы МЦК методом ЛДФ:
  - с помощью функциональных проб;
  - при проведении процедур низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ).

## Заключение.

## Список литературы.

## *Актуальность и цель работы*

Исследование микроциркуляции крови является одной из важнейших проблем экспериментальной и клинической медицины. Это можно объяснить тем, что система микроциркуляции крови является конечным пунктом, в котором реализуется транспортная функция сердечнососудистой системы и обеспечивается транскапиллярный обмен, создающий необходимый для жизни тканевый гомеостаз. Поэтому нормальное функционирование органов и организма в целом, в конечном счете, определяется состоянием отдельных звеньев микроциркуляторного русла и его регуляторных систем.

В последнее время в связи с интенсивным развитием диагностических методов, основанных на неинвазивной медицинской спектрофотометрии – фотоплазмографии (ФПГ), пульсоксиметрии ( $SaO_2$ ), оптической тканевой оксиметрии (ОТО), лазерной доплеровской флюметрии (ЛДФ) и др., всё более актуальным становится вопрос о возможности их применения в качестве методов оценки влияния на систему микроциркуляции крови различных физических воздействий, в частности низкоинтенсивного лазерного излучения или ортопедических средств на основе микросфер.

Наиболее чувствительным методом регистрации динамики процессов микроциркуляции крови в биотканях по технологии неинвазивной медицинской спектрофотометрии является сегодня метод ЛДФ, который является наиболее доступным для оценки состояния МЦК и позволяет в клинических условиях получить объективную информацию о параметрах функционирования микроциркуляторного русла с любого участка поверхности тела в реальном масштабе времени и затем оперативно использовать ее для проведения и коррекции лечебного процесса.

**Целью учебной научной работы** является исследование возможностей и особенностей применения метода лазерной доплеровской флюметрии для диагностики системы микроциркуляции крови.

# Строение микроциркуляторного русла

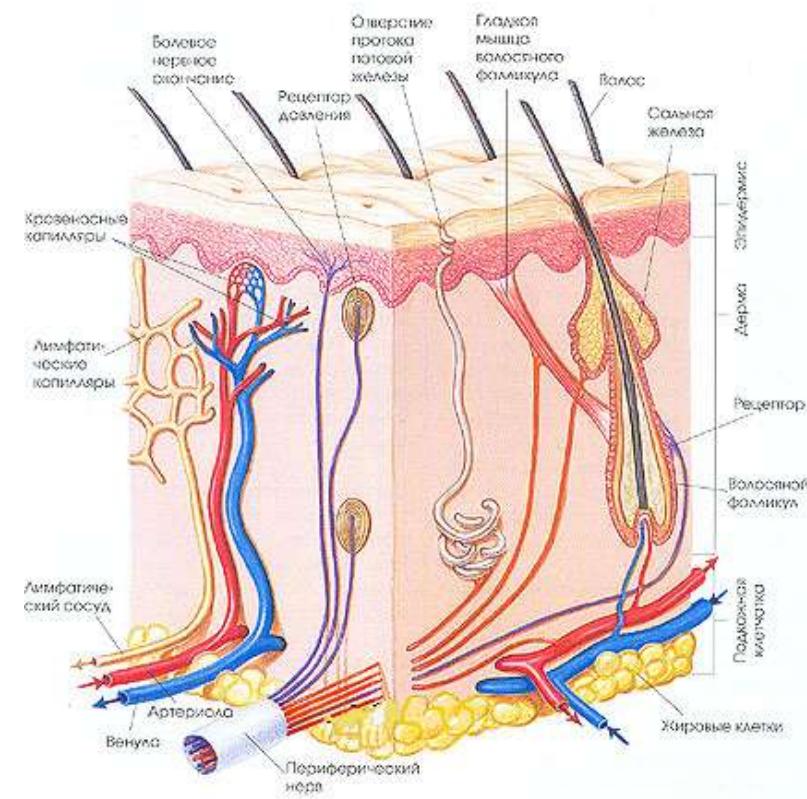
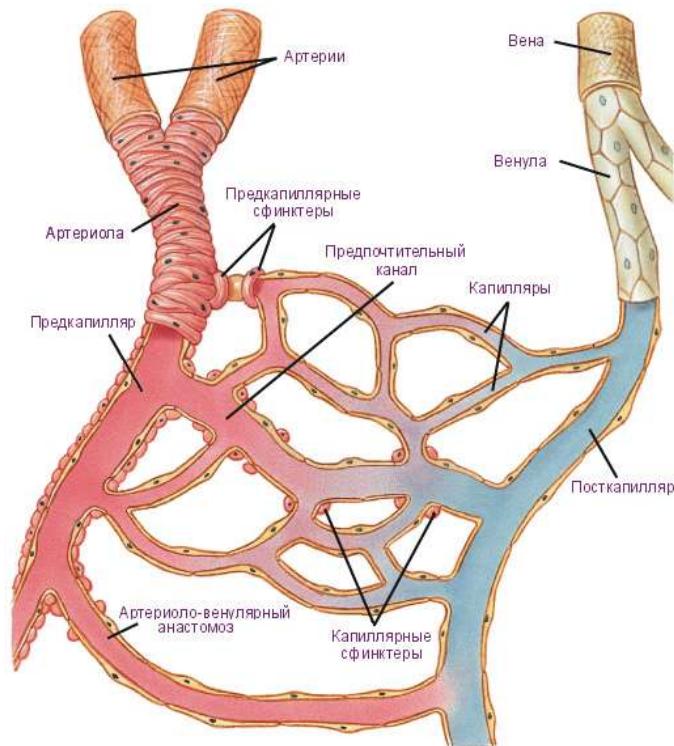


Рисунок 1 – Схема микроциркуляторного русла

Рисунок 2 – Структурное строение кожи

# **Обзор существующих методов исследования системы микроциркуляции крови**

# *Методы и устройства для исследования системы микроциркуляции крови*

## *Метод ультразвуковой допплерографии*



Рисунок 3 – Внешний вид системы доплеровской УЗ-диагностики «Ангиодин-ПМД»

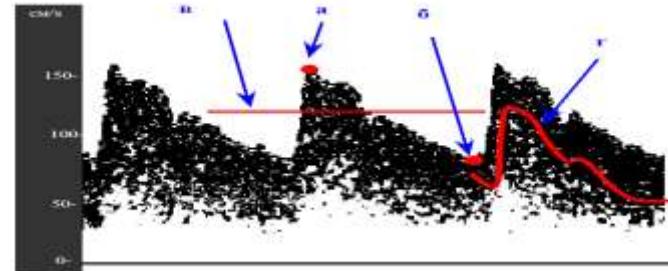


Рисунок 4 – Основные скоростные параметры кровотока: а - систолическая скорость кровотока ; б - конечная диастолическая скорость кровотока ; в - средняя скорость кровотока ;г средневзвешенная скорость кровотока.

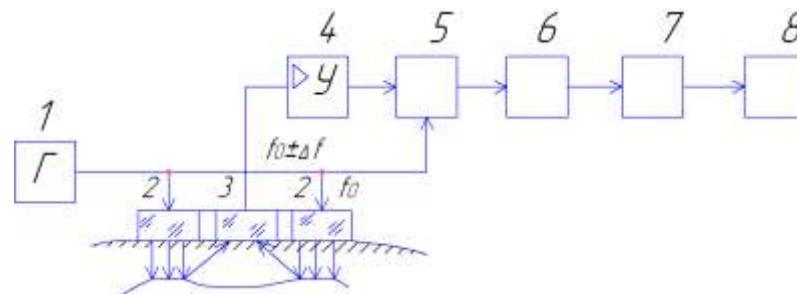
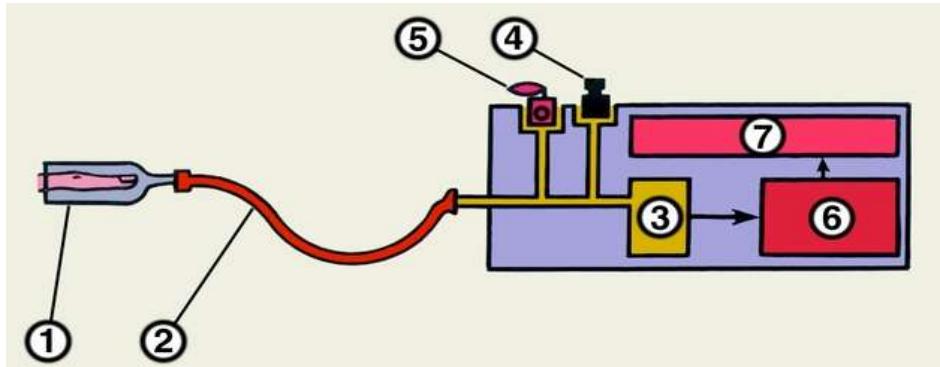


Рисунок 5 – Структурная схема прибора для доплеровской ультразвуковой диагностики: 1-Электронный генератор; 2 – Электроакустический кольцевой преобразователь; 3 – Пьезоэлектрический электроакустический преобразователь; 4 – Усилитель; 5 – Перемножитель; 6 – Фильтр низких частот; 7 – Частотный детектор; 8 – Регистрирующее устройство.

# Метод плецизмографии

Плецизмография – метод исследования сосудистого тонуса и кровотока в сосудах мелкого калибра, основанный на графической регистрации пульсовых и более медленных колебаний объема какой-либо части тела, связанных с динамикой кровенаполнения сосудов.



1 – Плецизмографический рецептор для пальца руки; 2 – Трубка; 3 – Механоэлектрический датчик; 4 – Калибратор; 5 – Кран; 6 – Усилитель; 7 – Регистрирующее устройство

Рисунок 6 – Схема плецизмографа с воздушной трансмиссией



Рисунок 7 – Внешний вид плецизмографа

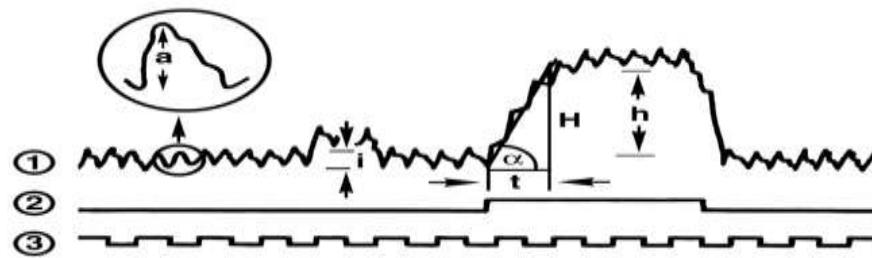


Рисунок 8 – Основные элементы окклюзионной плецизмограммы

# *Метод оптической тканевой оксиметрии*

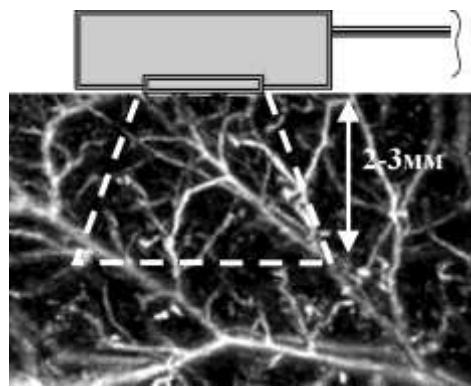


Рисунок 9 – Сплетение микрососудистого русла и диагностический объём в оптической тканевой оксиметрии

Средний уровень оксигенации (сатурации) смешанной крови микроциркуляторного русла  $SO_2$  и уровень объёмного капиллярного кровенаполнения  $V_{kp}$  определяется по формулам:

$$SO_2 = \frac{D_{HbO_2}}{D_{HbO_2} + D_{Hb}}$$

$$V_{kp} = \frac{D_{kp}}{D_{kp} + D_{dp}}$$

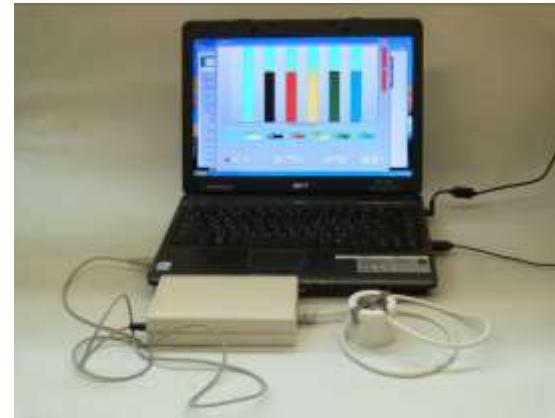


Рисунок 10 – Внешний вид тканевого оксиметра «Спектротест»

где  $D_{kp} = D_{HbO_2} + D_{Hb}$  – доля света, поглощаемого кровью при освещении testируемого объема биоткани;  $D_{HbO_2}$  и  $D_{Hb}$  – доли света, поглощаемые оксигенированной и дезоксигенированной фракциями гемоглобина соответственно;  $D_{dp}$  – доля света, поглощаемого всеми остальными (другими, т.е. сторонними) оптическими поглотителями в ткани.



# **Основы метода лазерной доплеровской флюметрии**

# Метод лазерной доплеровской флюметрии

Доплеровский сдвиг частоты связан со скоростью эритроцитов выражением:

$$\Delta f = \frac{2nV}{\lambda}$$

$\Delta f$  - доплеровский сдвиг частоты;

$n$  - показатель преломления излучения в ткани;

$V$  - скорость эритроцитов.

Результат флюметрии - сигнал, амплитуда которого пропорциональна скорости и количеству эритроцитов  
Может быть представлен выражением:

$$PM = K \cdot \frac{\sum_{i=1}^N V_i A_i}{N}$$

$PM$  - Показатель мкроциркуляции

$K$  - Коэффициент пропорциональности ( $K = 1$ );

$N$  - Количество вчисленных частотных составляющих спектра (гармоник спектра);

$V$  - скорость движения  $i$ -го ансамбля эритроцитов;

$A$  - амплитуда  $i$ -о частотной составляющей.

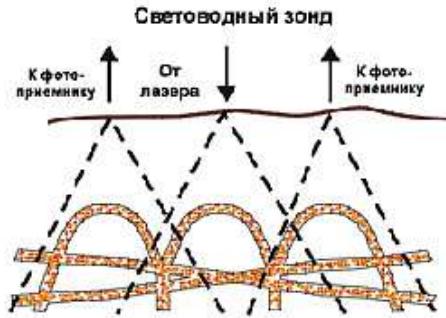


Рисунок 11 – Схема зондирования ткани лазерным излучением

Амплитуда отраженного сигнала формируется в результате отражения излучения от ансамбля эритроцитов, движущихся с разными скоростями и по-разному количественно распределенных в артериолах, капиллярах, венулах и артериовоенулярных анастомозах. Поэтому в методе ЛДФ применяется алгоритм усреднения, который позволяет получить средний доплеровский сдвиг частоты по всей совокупности эритроцитов, попадающих в зондируемую область.

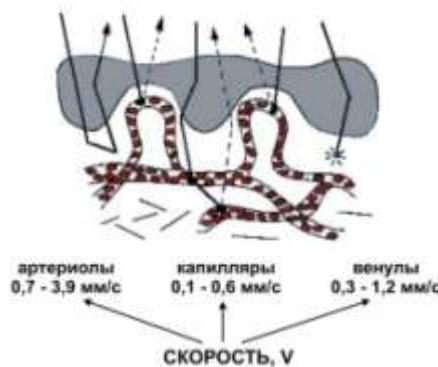


Рисунок 12 – Диапазон скоростей эритроцитов

## Формирование ЛДФ-сигнала

Показатель микроциркуляции- усредненный параметр, не позволяющий судить об абсолютных скоростях движения эритроцитов

ЛДФ-сигнал имеет постоянную и переменную от времени составляющие, поэтому показатель микроциркуляции (перфузии) можно представить следующим выражением:

$$\Pi M(t) = M + \delta \Pi M(t),$$

где:  $M$  – постоянная составляющая перфузии и  $\delta \Pi M(t)$  – переменная составляющая перфузии.

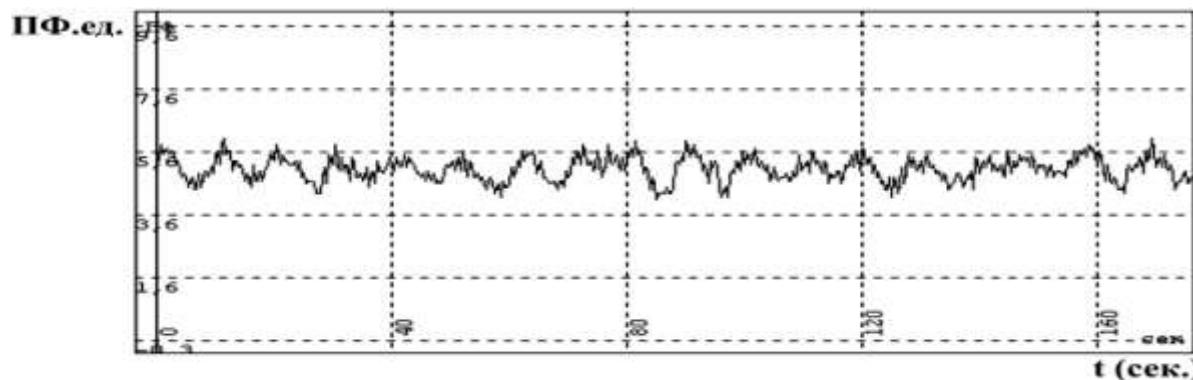


Рисунок 13 - Пример ЛДФ-граммы кожного кровотока

Постоянная составляющая  $M$  - это средняя перфузия в микроциркуляторном русле за определенный промежуток времени исследований или за выбранный временной интервал анализа ЛДФ-граммы.

Переменная составляющая ЛДФ-сигнала  $\delta \Pi M(t)$  обусловлена факторами, влияющими на постоянство потока крови в микроциркуляторном русле, то есть связана с обстоятельствами, изменяющими величину скорости  $V_{ср}$  и концентрацию  $N_{эр}$  эритроцитов.

Характер изменения величины  $\Delta PM(t)$  определяется вариациями во времени как просветами сосудов, их внутренними диаметрами, которые контролируются активными механизмами, так и пассивными факторами в системе микроциркуляции



Рисунок 14 – Факторы определяющие модуляцию кровотока

Активные факторы контроля микроциркуляции (факторы, непосредственно воздействующие на систему микроциркуляции) – это эндотелиальный, миогенный и нейрогенный механизмы регуляции просвета сосудов, тонуса сосудов. Эти факторы контроля регуляции модулируют поток крови со стороны сосудистой стенки и реализуются через ее мышечный компонент

Пассивные факторы (факторы, вызывающие колебания кровотока вне системы микроциркуляции) – это пульсовая волна со стороны артерий и присасывающее действие «дыхательного насоса» со стороны вен.

В переменной составляющей  $\delta\text{ПМ} (t)$  содержится ценная информация о модуляции кровотока. Ее расшифровка, анализ и интерпретация позволяет диагностировать состояние сосудистого тонуса и механизмов регуляции кровотоком в микроциркуляторном русле. Если постоянная составляющая ЛДФ-сигнала  $M$  характеризует величину перфузии, то  $\delta\text{ПМ} (t)$  – механизмы контроля за перфузией.

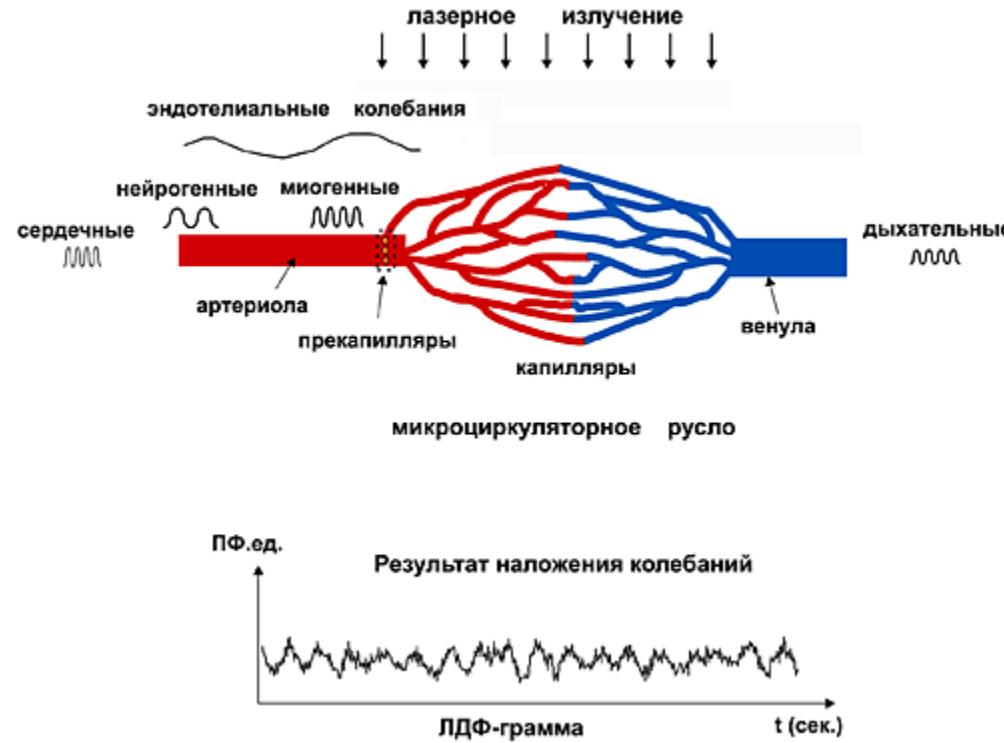


Рисунок 15 – Пространственная локализация воздействий на микроциркуляцию активных и пассивных факторов

# Диагностическое значение ритмов колебаний кровотока в микроциркуляторном русле

## Пульсовая волна – пассивный фактор

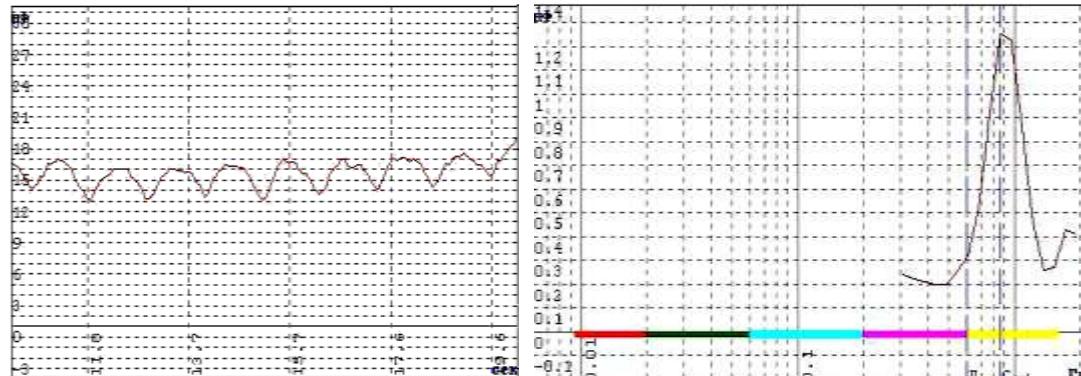


Рисунок 16 – ЛДФ-грамма с пульсовыми ритмами и амплитудно-частотный спектр колебаний

## Дыхательная волна – пассивный фактор

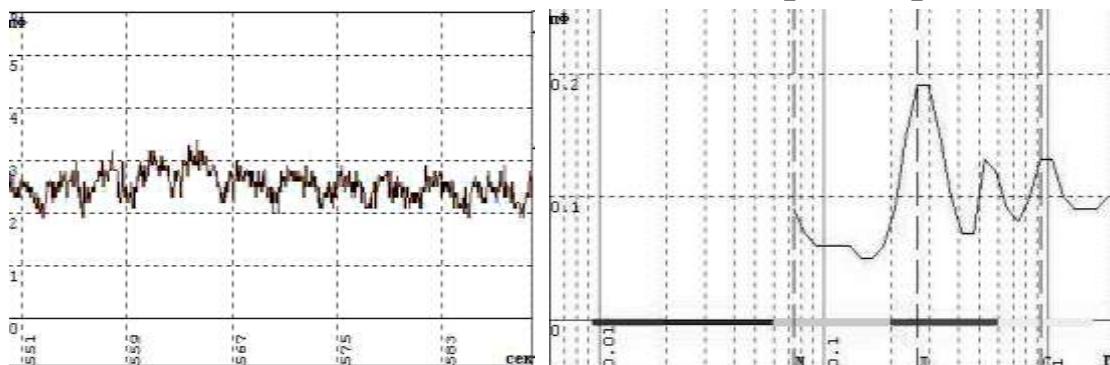


Рисунок 17 – Фрагмент ЛДФ-граммы при снижении градиента микроциркуляторного давления и амплитудно-частотный спектр колебаний

Диагностическое значение пульсовой волны (диапазон 0,8-1,6 Гц): увеличение амплитуды пульсовой волны при повышении перфузии (рост параметра  $M$  – среднего арифметического значения показателя микроциркуляции), регистрируемые в одинаковый временной интервал, означает увеличение притока в микроциркуляторное русло артериальной крови.

Диагностическое значение дыхательной волны (диапазон 0,15-0,4 Гц): заключается в ее связи с венулярным звеном. Это обстоятельство приводит к росту амплитуды дыхательной волны в ЛДФ-грамме, так как в отраженном сигнале при лазерном зондировании увеличивается составляющая, отраженная от эритроцитов венулярного звена. Поэтому возрастание амплитуды дыхательной волны одновременно с увеличением показателя микроциркуляции (более высокое среднее-арифметическое значение  $M$ ) указывает на проявление застойных явлений в микроциркуляторном русле. Иногда активация дыхательной волны связана с колебаниями стенок венул.

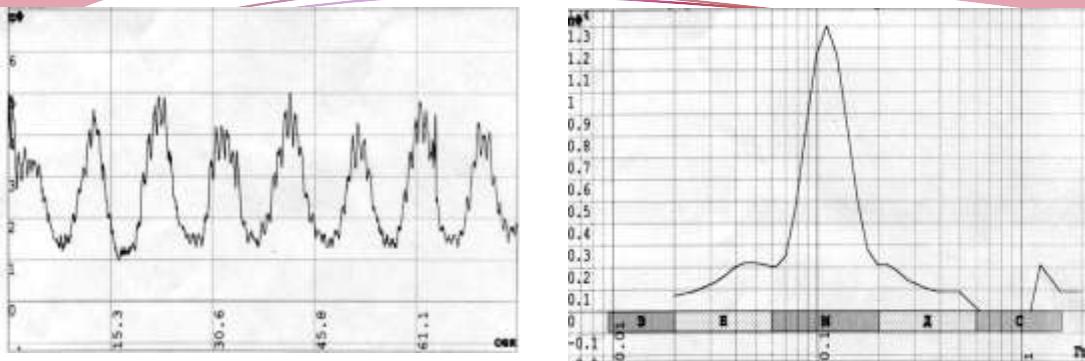


Рисунок 18 – ЛДФ-грамма с выраженнымми миогенными колебаниями и амплитудно-частотный спектр колебаний

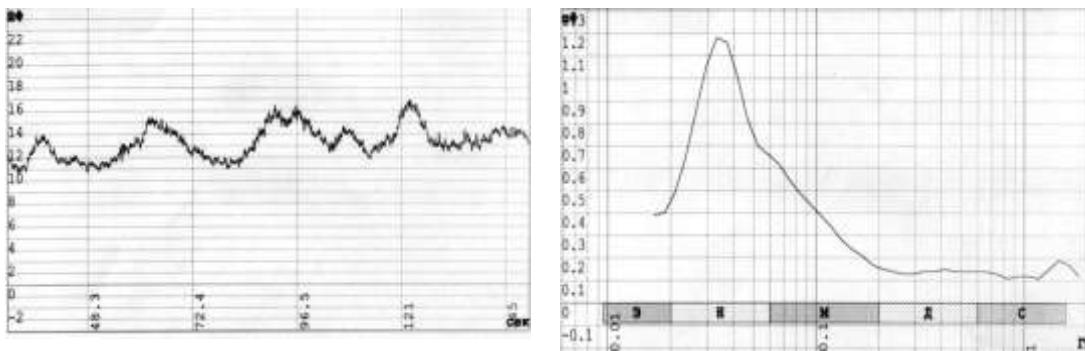


Рисунок 19- ЛДФ-грамма с выраженнымми нейрогенными колебаниями и амплитудно-частотный спектр колебаний

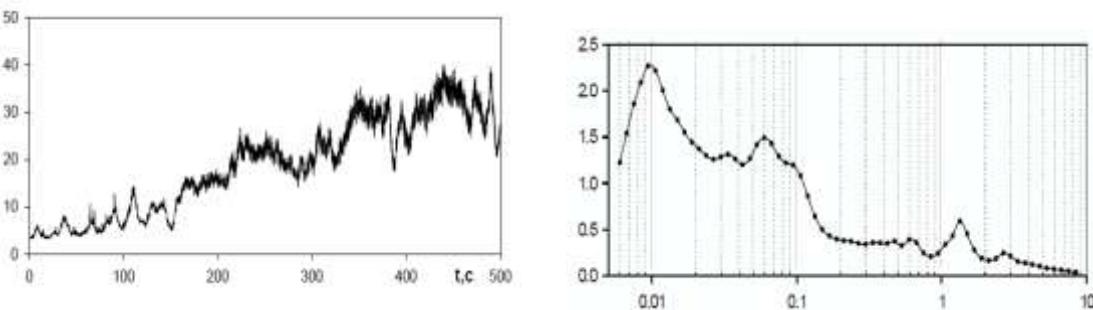


Рисунок 20- ЛДФ-грамма с медленными колебаниями при ионофорезе и амплитудно-частотный спектр колебаний

Диагностическое значение миогенных колебаний (диапазон 0,07-0,15 Гц) заключается в оценке состояния мышечного тонуса прекапилляров, регулирующего приток крови в нутритивное русло.

Диагностическое значение нейрогенных колебаний (диапазон 0,02-0,052 Гц) заключается в возможности оценивать периферическое сопротивление артериол (вход микроциркуляторного русла); увеличение амплитуд нейрогенных колебаний является индикатором снижения сопротивления и возможного усиления кровотока по артериоло-венуллярному шунту при повышении миогенного тонуса.

Диагностическое значение эндотелиальных колебаний (диапазон 0,0095-0,02 Гц) заключается в оценке эндотелиальной дисфункции по относительному изменению амплитуд колебаний вблизи 0,01 Гц.

# **Экспериментальные исследования системы микроциркуляции крови методом лазерной доплеровской флоуметрии**

# Экспериментальное исследование методом ЛДФ динамики изменения микроциркуляции крови с помощью функциональных проб

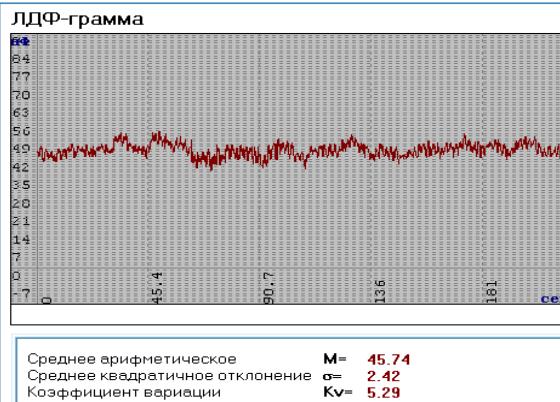


Рисунок 25 – ЛДФ-грамма для условно здорового добровольца (23 года): базовый тест

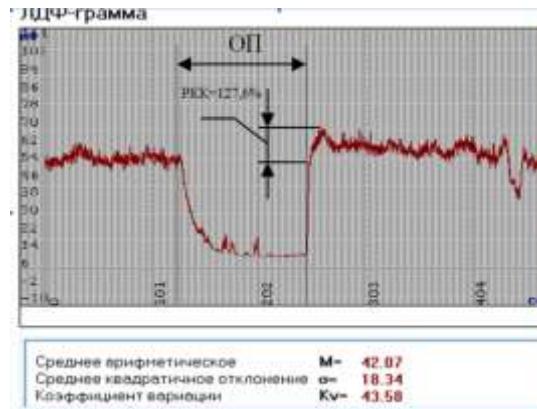


Рисунок 26 – ЛДФ-грамма для условно здорового добровольца (23 года): окклюзионная пробы

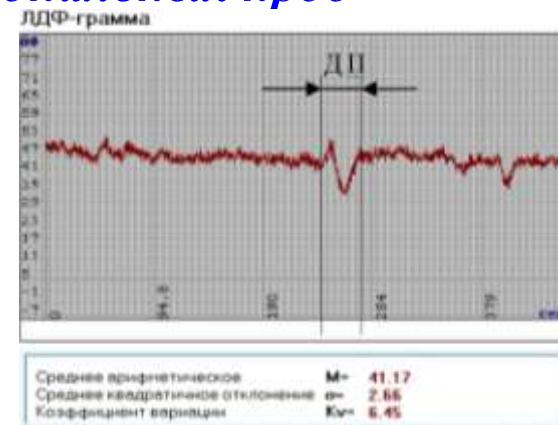


Рисунок 27 – ЛДФ-грамма для условно здорового добровольца (23 года): дыхательная пробы

$$PKK = \frac{PM_{max}}{M_{usx}} 100\% = 127,6\%$$

$$\Delta PM = \frac{M_{usx} - PM_{min}}{M_{usx}} 100\% = 29,3\%$$

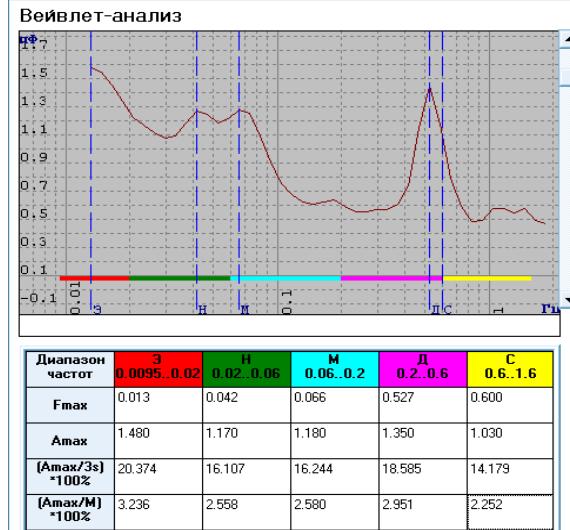


Рисунок 28 – Вейвлет-анализ базового теста

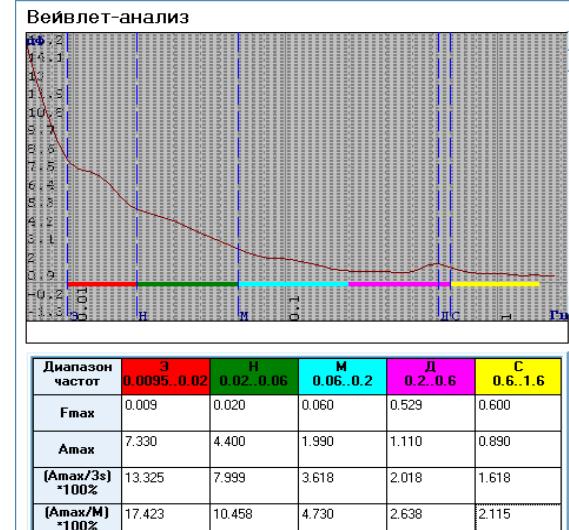


Рисунок 29 – Вейвлет-анализ окклюзионной пробы

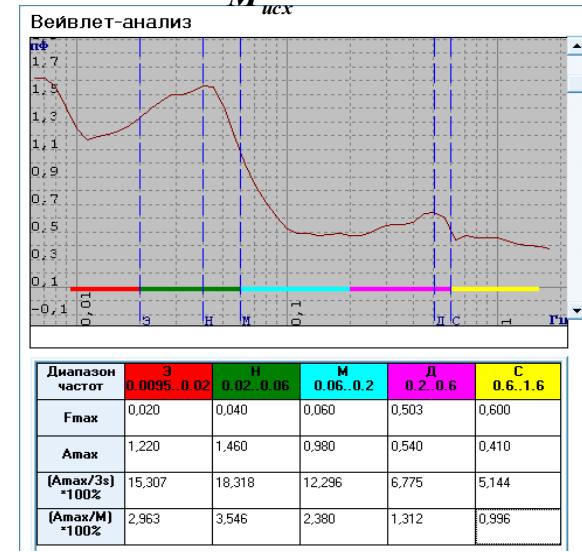


Рисунок 30 – Вейвлет-анализ дыхательной пробы

# Экспериментальное исследование методом ЛДФ динамики изменения микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ)

## Экспериментальное оборудование



Рисунок 31 – Внешний вид АЛТ УЛАН-БЛ-20  
(КМТЛЦ, г. Калуга)

Таблица 1 – Технические параметры АЛТ УЛАН-БЛ-20

Частота импульсов лазерного излучения, Гц	2, 4, 80, 150, 300, 600, 1500, 3000, 8000, 12000, 8000, 21000, 24000, 26000, 28000, 30000
Энергия единичного импульса, мкДж	<3
Пиковая мощность импульса, Вт	<20
Длина волны, нм	890



Рисунок 32 – Внешний вид ЛАКК-02  
(МПО «Лазма», г. Москва)

Таблица 2 – Технические параметры ЛАКК-02

Длина волны, нм	800
Число каналов	2
Частота дискретизации сигнала ЛДФ-грамм	20 Гц

Целью данных экспериментов явилось обнаружение наличия отклика на НИЛТ в параметрах микроциркуляции крови облучаемой ткани



Рисунок 37 – Схема установки излучающего терминала и зонда на кожу

**Эксперименты проводятся в медицинском институте ОГУ.**

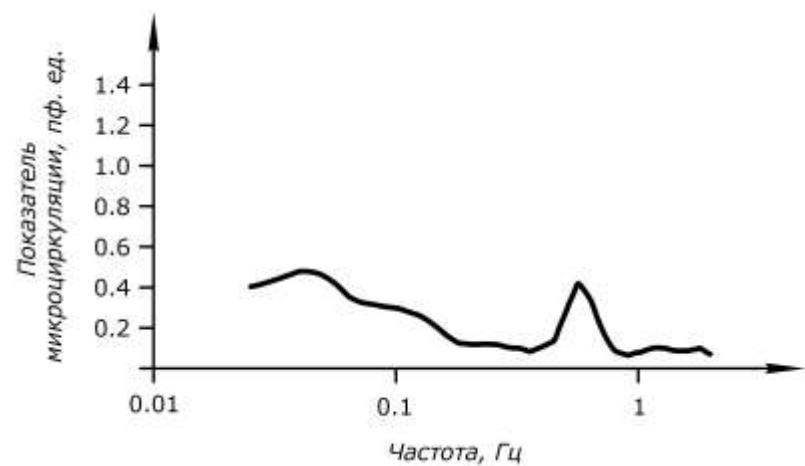
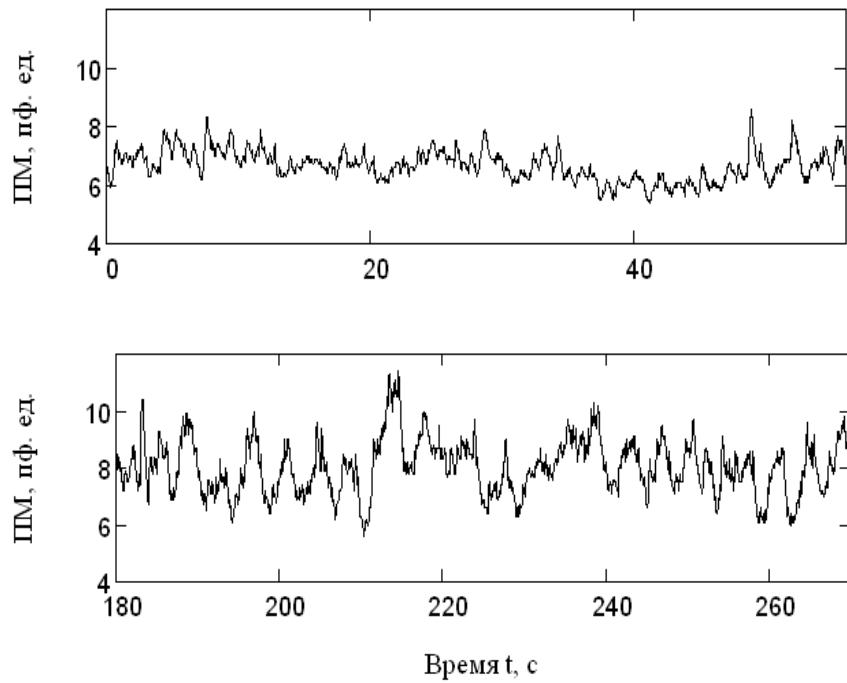


Рисунок 39 – Вейвлет анализ участка ЛДФ-граммы до воздействия

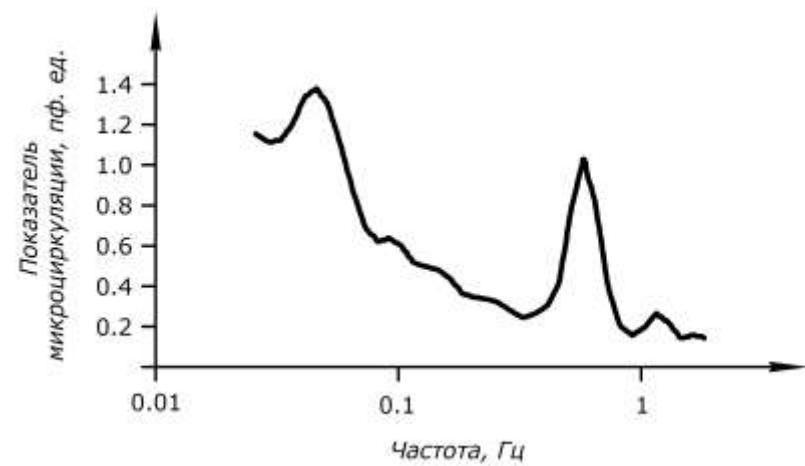


Рисунок 40 – Вейвлет анализ ЛДФ-граммы после воздействия

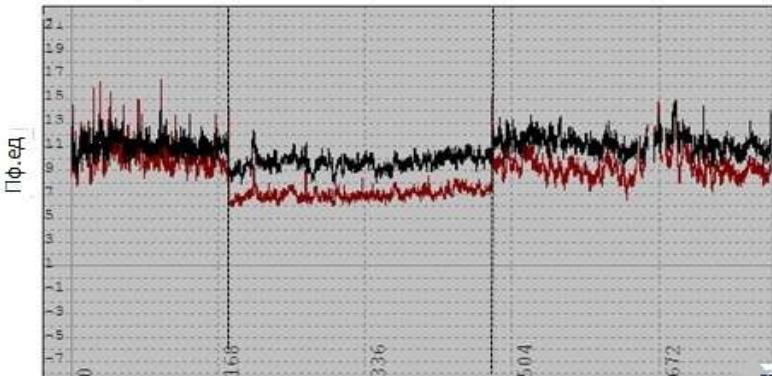
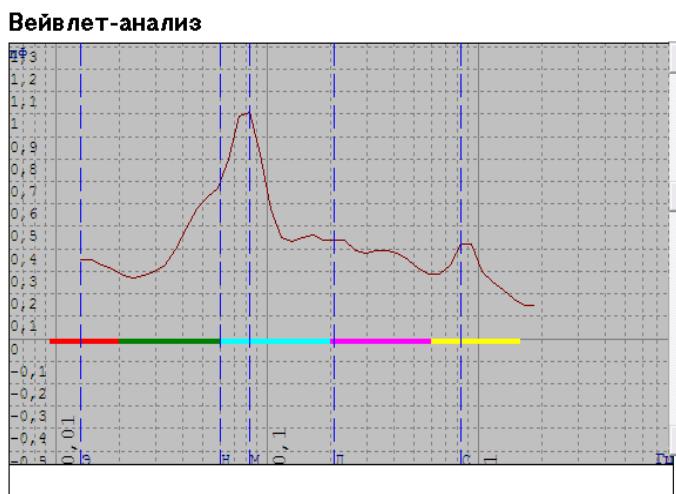


Рисунок 41 – ЛДФ-грамма для условно здорового добровольца №2 (лазерное воздействие 30кГц, фоновая запись 180 с, 300 с –воздействие, 360-фоновая запись)



### Рисунок 42 – Вейвлет анализ участка ЛДФ-граммы до воздействия

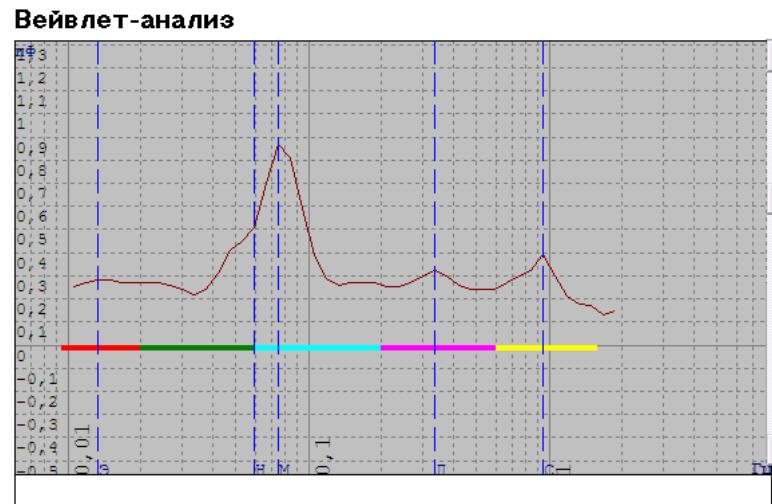


Рисунок 43 – Вейвлет анализ ЛДФ-граммы  
после воздействия

**ФГОУ ВПО «Госуниверситет - УНПК»**

**Научно-образовательный центр  
«Биомедицинская инженерия»**

Тел.: +7 (4862) 41-98-76 Факс: +7 (4862) 41-98-21

Адрес: 302020, г. Орел, ул. Наугорское шоссе 29, каб.334Л

E-mail: [asms-orel@mail.ru](mailto:asms-orel@mail.ru) (научный руководитель)

[dunaev@ostu.ru](mailto:dunaev@ostu.ru) (исполнительный директор)

[aleksei.vk@gmail.com](mailto:aleksei.vk@gmail.com) (зам. исп. директора)

URL: <http://bme.ostu.ru>

**Научные работы, посвященные данной тематике:**

[http://www.bme.ostu.ru/laser\\_control](http://www.bme.ostu.ru/laser_control)