



Тема учебной научной работы:

***«Особенности применения лазерной
доплеровской флоуметрии 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 – фотоплетизмографии (ФПГ), пульсоксиметрии (SaO_2), оптической тканевой оксиметрии (ОТО), лазерной доплеровской флоуметрии (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 флоуметрии для диагностики системы микроциркуляции крови.

Строение микроциркуляторного русла

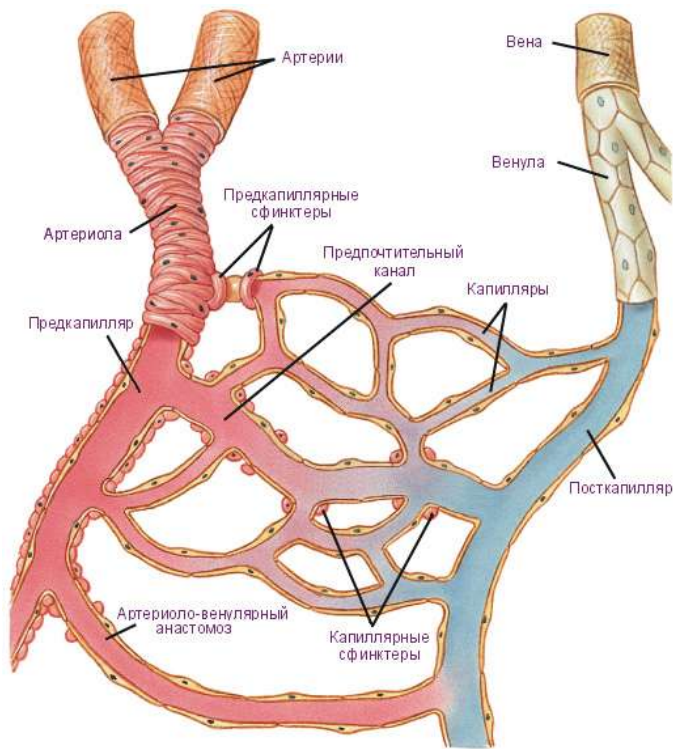


Рисунок 1 – Схема микроциркуляторного русла

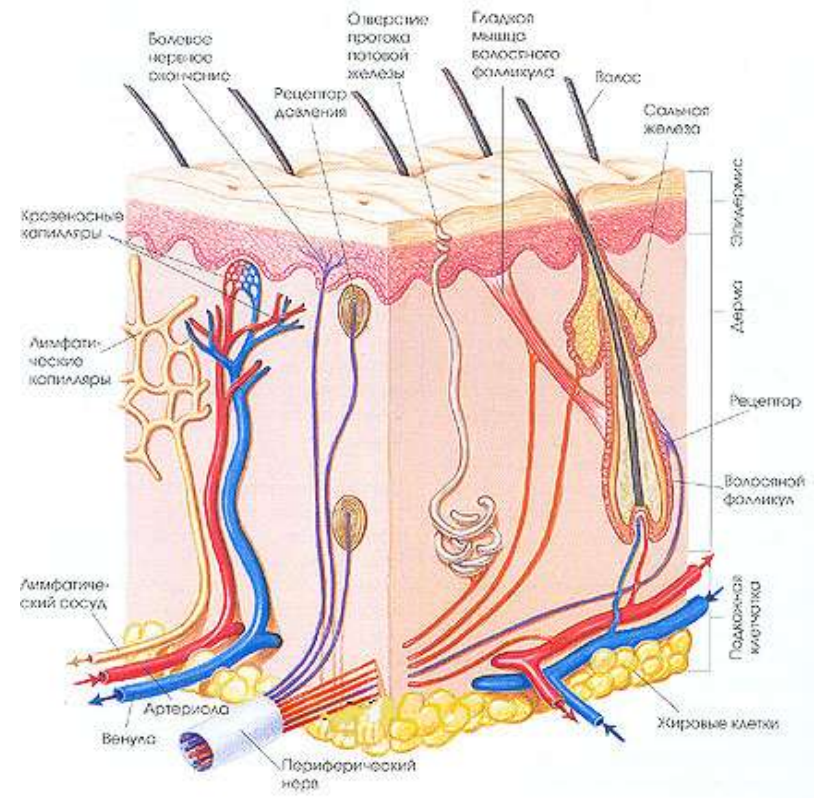



Рисунок 2 – Структурное строение кожи



Обзор существующих методов исследования системы микроциркуляции крови

Методы и устройства для исследования системы микроциркуляции крови

Метод ультразвуковой доплеровграфии



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

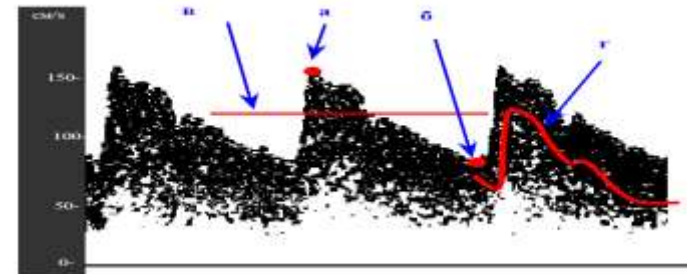


Рисунок 4 – Основные скоростные параметры кровотока: а - систолическая скорость кровотока ; б - конечная диастолическая скорость кровотока ; в - средняя скорость кровотока ; г - средневзвешенная скорость кровотока.

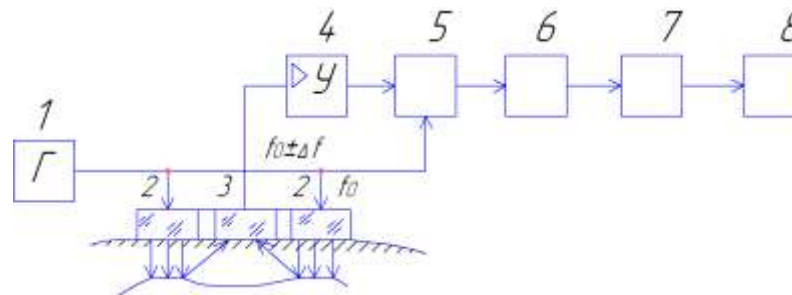
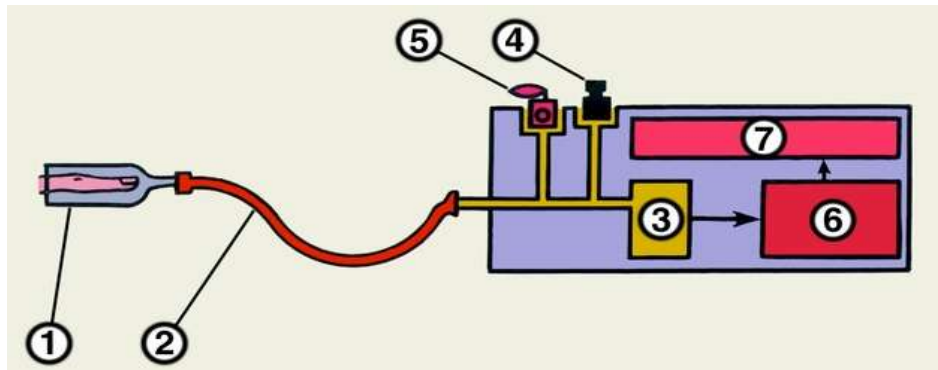


Рисунок 5 – Структурная схема прибора для доплеровской ультразвуковой диагностики: 1-Электронный генератор; 2 – Электроакустический кольцевой преобразователь; 3 – Пьезоэлектрический электроакустический преобразователь; 4 – Усилитель; 5 – Перемножитель; 6 – Фильтр низких частот; 7 – Частотный детектор;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

Метод плетизмографии

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

Рисунок 6 – Схема плетизмографа с воздушной трансмиссией



Рисунок 7 – Внешний вид плетизмографа

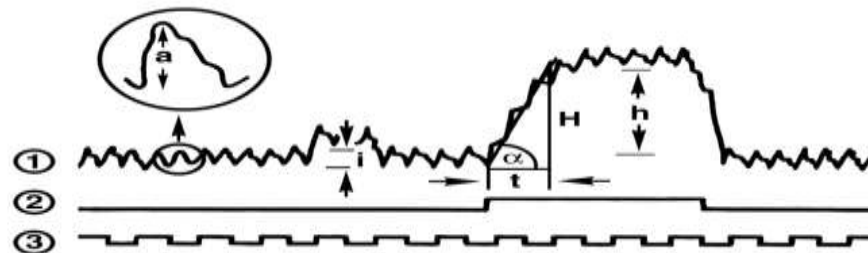


Рисунок 8 – Основные элементы окклюзионной плетизмограммы

Метод оптической тканевой оксиметрии

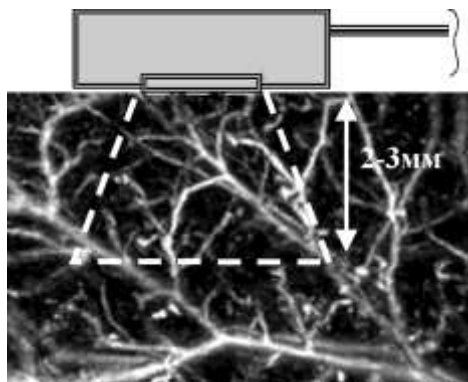


Рисунок 9 – Сплетение микрососудистого русла и диагностический объём в оптической тканевой оксиметрии

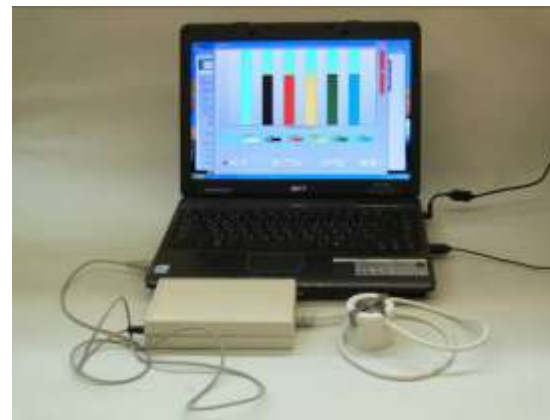



Рисунок 10 – Внешний вид тканевого оксиметра «Спектротест»

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

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

$$V_{кр} = \frac{D_{кр}}{D_{кр} + D_{др}}$$

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



Основы метода лазерной доплеровской флоуметрии

Метод лазерной доплеровской флоуметрии

Доплеровский сдвиг частоты связан со скоростью эритроцитов выражением:

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

Δf – доплеровский сдвиг частоты;

n – показатель преломления излучения в ткани;

V – скорость эритроцитов.

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

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

$ПМ$ – Показатель микроциркуляции

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.

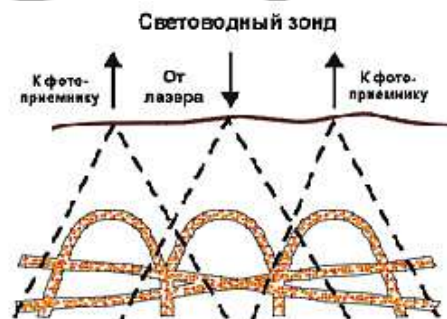


Рисунок 11 – Схема зондирования ткани лазерным излучением

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

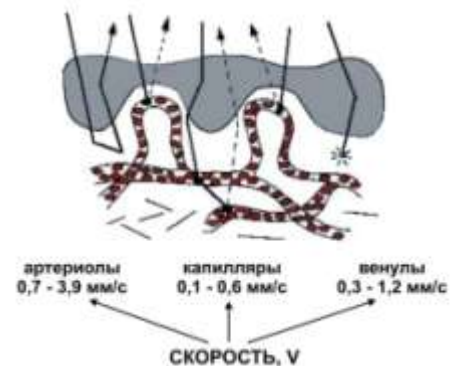


Рисунок 12 – Диапазон скоростей эритроцитов

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:

$$ПМ(t) = M + \delta ПМ(t),$$

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

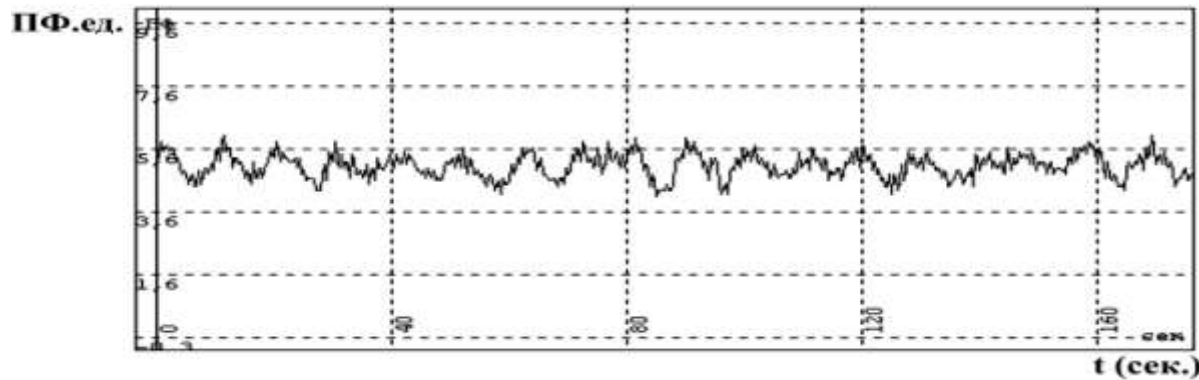


Рисунок 13 - Пример ЛДФ-граммы кожного кровотока

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 $\delta ПМ(t)$ обусловлена факторами, влияющими на постоянство потока крови в микроциркуляторном русле, то есть связана с обстоятельствами, изменяющими величину скорости V_{cp} и концентрацию $N_{эр}$ эритроцитов.

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

Активные факторы
(эндотелиальный, нейрогенный и миогенный механизмы)



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.

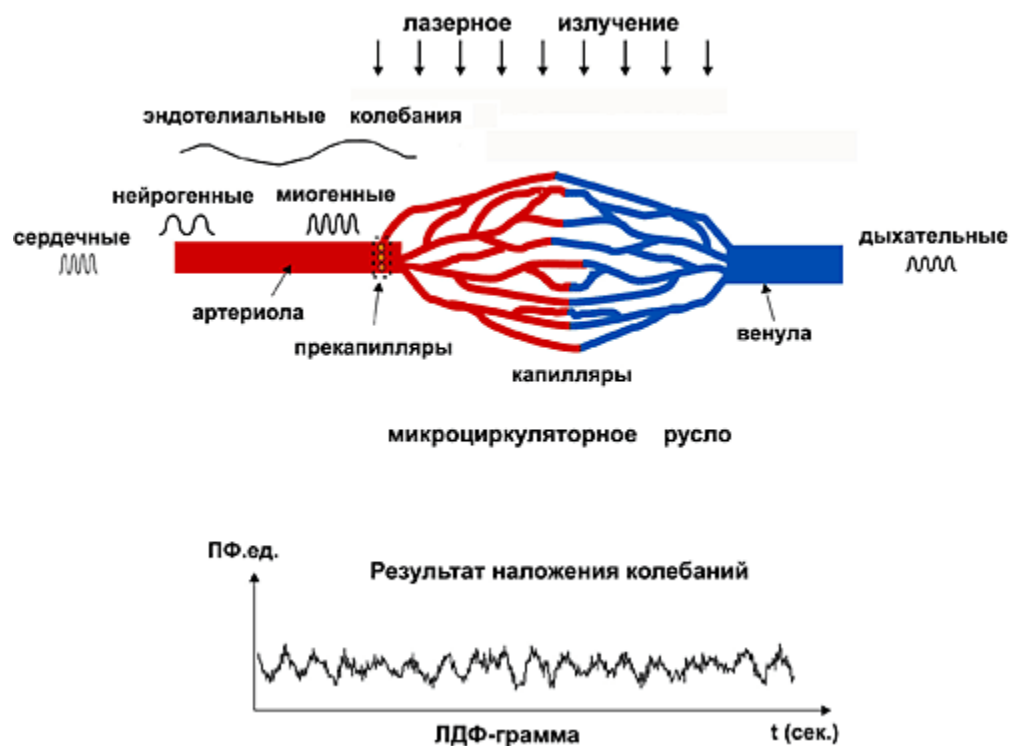


Рисунок 15 – Пространственная локализация воздействий на микроциркуляцию активных и пассивных факторов

Диагностическое значение ритмов колебаний кровотока в микроциркуляторном русле

Пульсовая волна – пассивный фактор

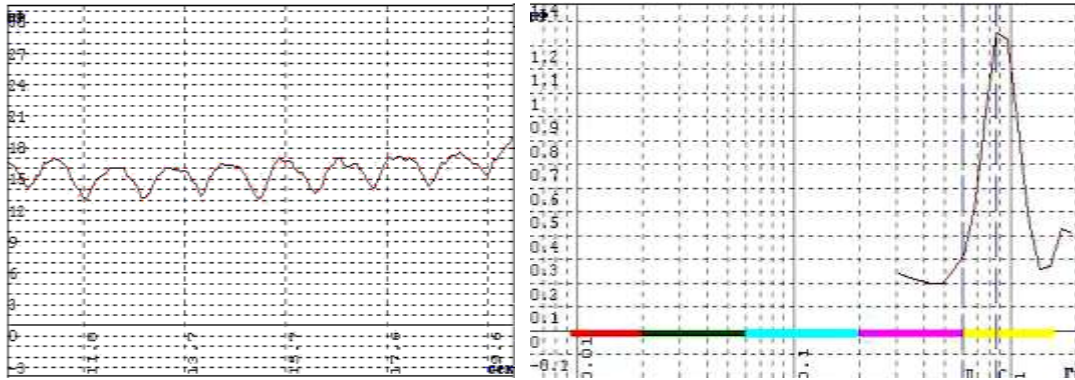


Рисунок 16 – ЛДФ-грамма с пульсовыми ритмами и амплитудно-частотный спектр колебаний

Дыхательная волна – пассивный фактор

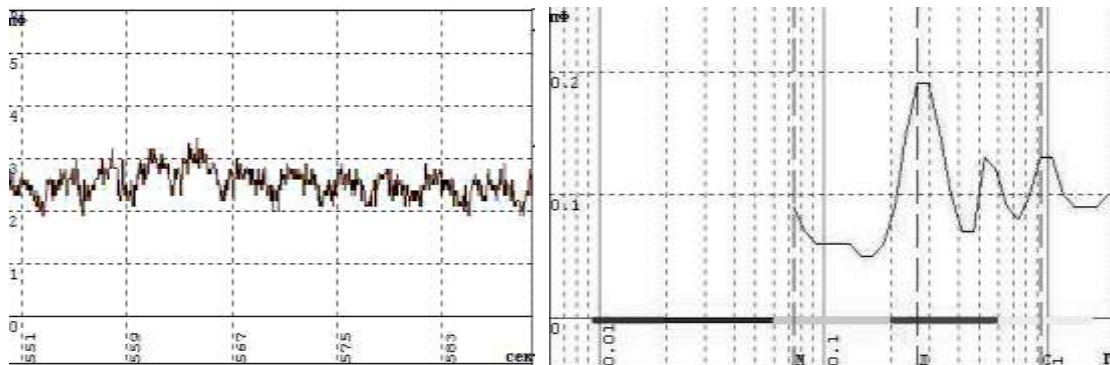
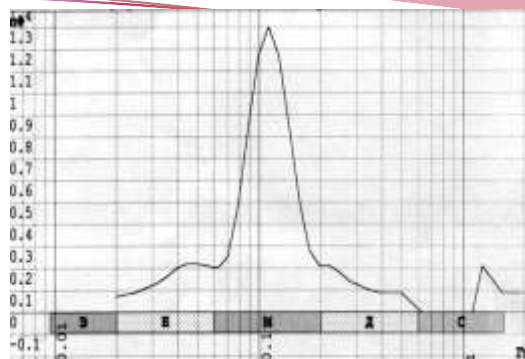
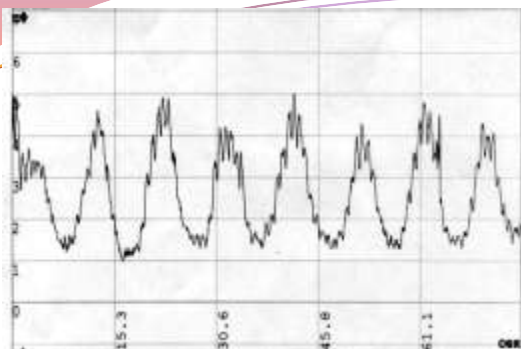


Рисунок 17 – Фрагмент ЛДФ-граммы при снижении градиента микроциркуляторного давления и амплитудно-частотный спектр колебаний

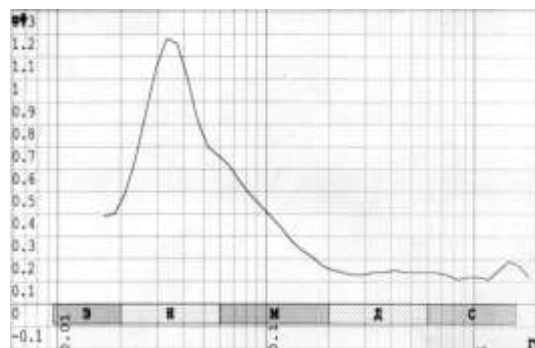
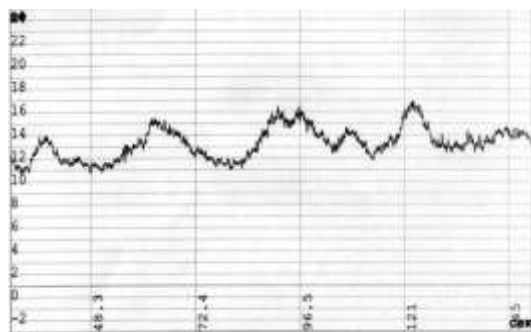
Диагностическое значение пульсовой волны (диапазон 0,8-1,6 Гц): увеличение амплитуды пульсовой волны при повышении перфузии (рост параметра М – среднего арифметического значения показателя микроциркуляции), регистрируемые в одинаковый временной интервал, означает увеличение притока в микроциркуляторное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

Диагностическое значение дыхательной волны (диапазон 0,15-0,4 Гц): заключается в ее связи с веноулярным 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 веноулярного звена. Поэтому возрастание амплитуды дыхательной волны одновременно с увеличением показателя микроциркуляции (более высокое среднее-арифметическое значение М) указывает на проявление застойных явлений в микроциркуляторном русле. Иногда активация дыхательной волны связана с колебаниями стенок венул.



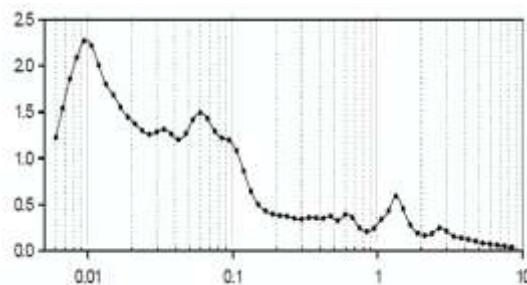
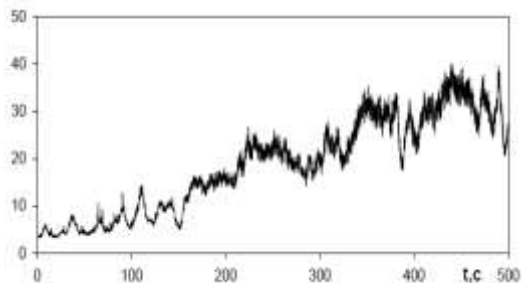
Диагностическое значение миогенных колебаний (диапазон 0,07-0,15 Гц) заключается в оценке состояния мышечного тонуса прекапилляров, регули-рующего приток крови в нутритивное русло.

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




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-венулярному шунту при повышении миогенного тонуса.

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



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

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



Экспериментальные исследования системы микроциркуляции крови методом лазерной доплеровской флоуметрии

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

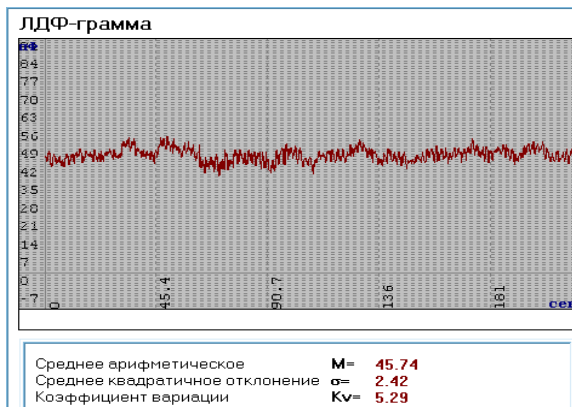


Рисунок 25 – ЛДФ-грамма для условно здорового добровольца (23 года): базовый тест

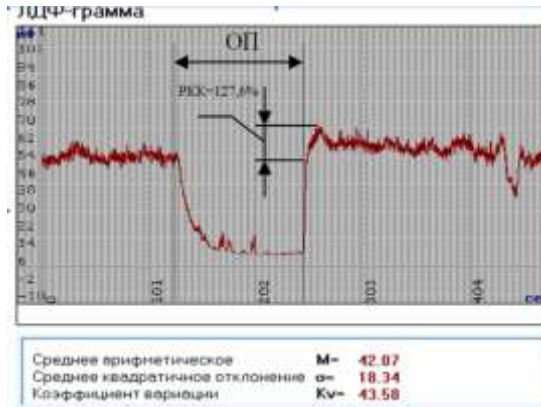


Рисунок 26 – ЛДФ-грамма для условно здорового добровольца (23 года): окклюзионная проба



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

$$РКК = \frac{ПМ_{max}}{М_{исх}} 100\% = 127,6\%$$

$$\Delta ПМ = \frac{М_{исх} - ПМ_{min}}{М_{исх}} 100\% = 29,3\%$$

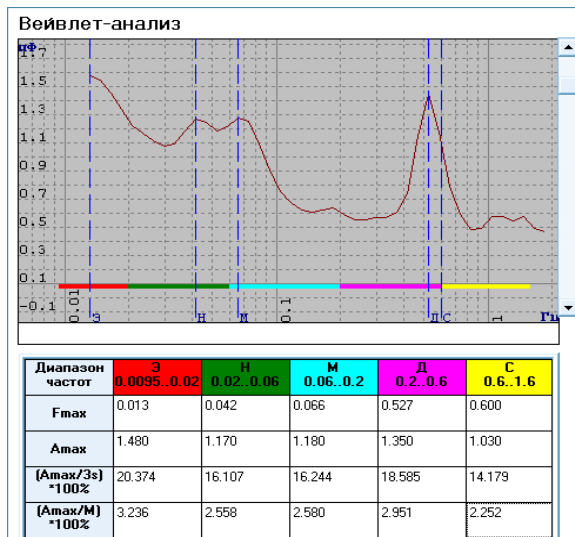


Рисунок 28 – Вейвлет-анализ базового теста

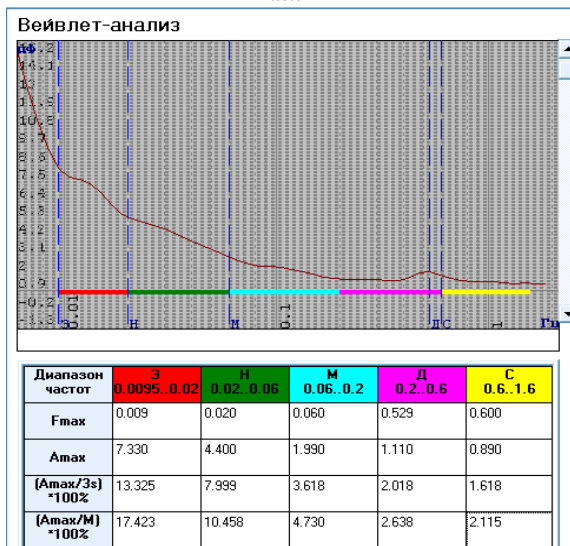


Рисунок 29 – Вейвлет-анализ окклюзионной пробы

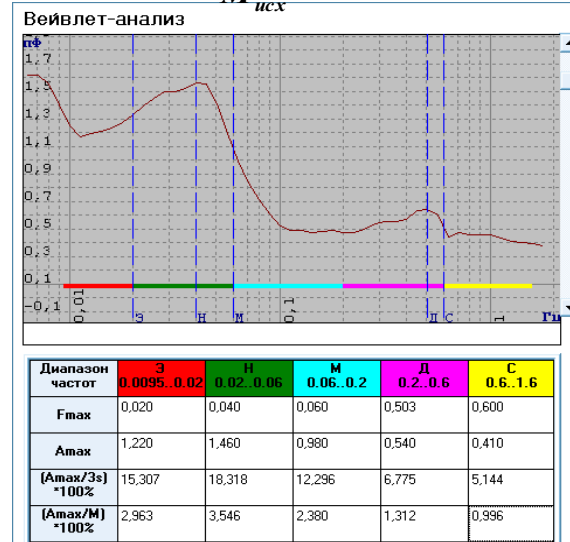


Рисунок 30 – Вейвлет-анализ дыхательной пробы

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-граммы	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.

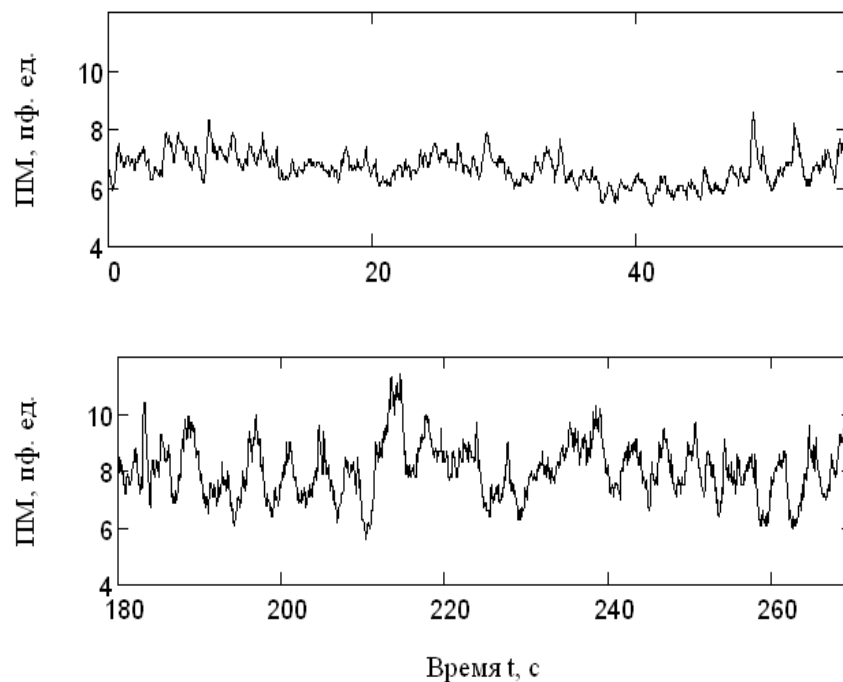


Рисунок 38 - Пример экспериментальных ЛДФ-грамм для условно здорового добровольца №1:
а) участок до процедуры НИЛТ; б) участок после процедуры НИЛТ

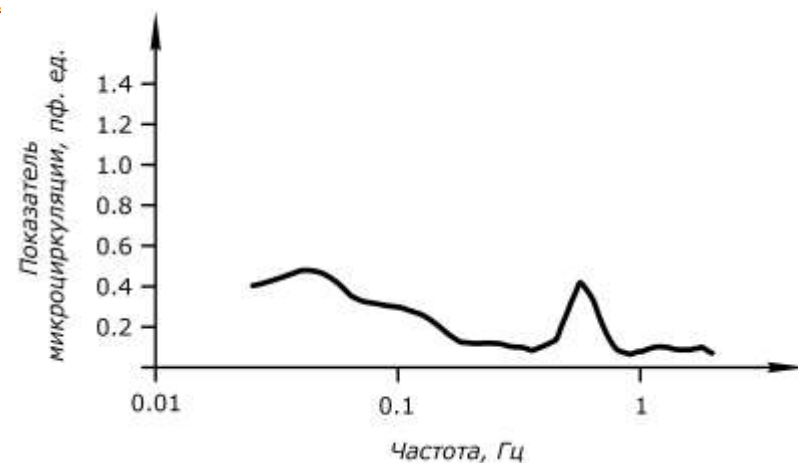


Рисунок 39 – Вейвлет анализ участка ЛДФ-граммы до воздействия

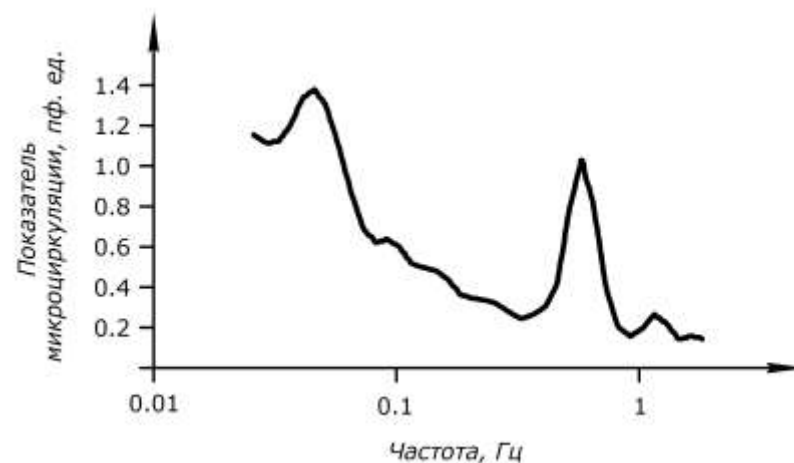


Рисунок 40 – Вейвлет анализ ЛДФ-граммы после воздействия

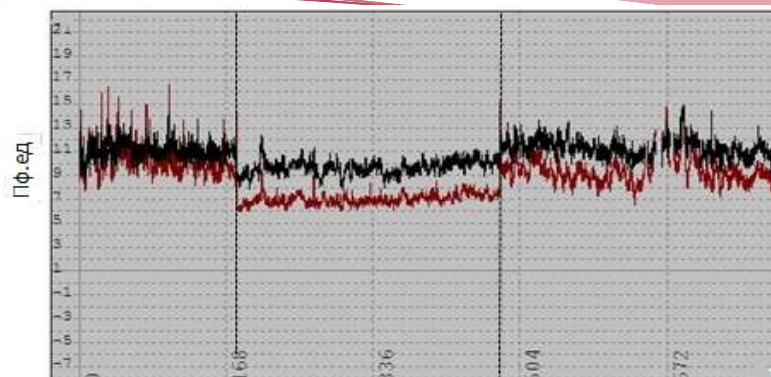


Рисунок 41 – ЛДФ-грамма для условно здорового добровольца №2 (лазерное воздействие 30кГц, фоновая запись 180 с, 300 с –воздействие, 360-фоновая запись)

Вейвлет-анализ

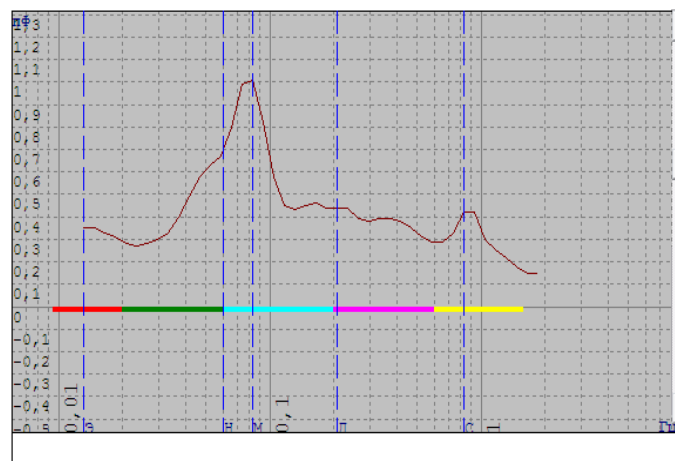


Рисунок 42 – Вейвлет анализ участка ЛДФ-граммы до воздействия

Вейвлет-анализ

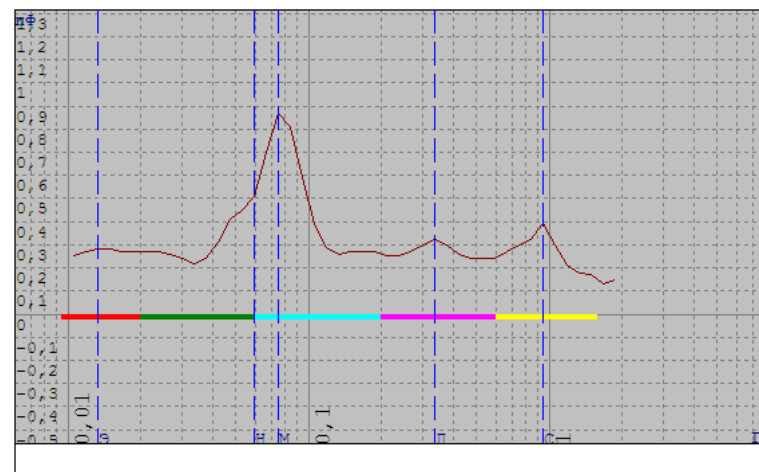


Рисунок 43 – Вейвлет анализ ЛДФ-граммы после воздействия

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 (научный руководитель)

dunaev@ostu.ru (исполнительный директор)

aleksei.vk@gmail.com (зам. исп. директора)

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

Научные работы, посвященные данной тематике:

http://www.bme.ostu.ru/laser_control