Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого» Министерства здравоохранения Российской Федерации

ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России Кафедра медицинской и биологической физики

#### МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ ДЛЯ ОБУЧАЮЩИХСЯ

**по дисциплине «Физика, Математика» для специальностей 31.05.01 – Лечебное дело,**

**31.05.02 – Педиатрия**

(очная форма обучения)

#### К ЛАБОРАТОРНОМУ ЗАНЯТИЮ №10

**ТЕМА: «Биофизические основы плетизмографии.**

**Регистрация и анализ фотоплетизмограммы»**

Утверждены на кафедральном заседании протокол № от

« » 2019г.

Заведующий кафедрой

д.ф.-м.н., Салмин В.В.

Составители:

к.ф.-м.н., доцент Рожко Т.В..

Красноярск 2019

#### СОДЕРЖАНИЕ

[Предисловие 3](#_TOC_250012)

1. [Основные понятия и положения темы 4](#_TOC_250011)
	1. [Система единиц СИ и СГС 4](#_TOC_250010)
	2. [Оценка погрешностей измерений 5](#_TOC_250009)
	3. [Графический метод обработки результатов 16](#_TOC_250008)
	4. [Измерение линейных величин 18](#_TOC_250007)
		1. [Нониус 18](#_TOC_250006)
		2. [Штангенциркуль 19](#_TOC_250005)
		3. [Порядок выполнения работы 20](#_TOC_250004)
2. [Контрольные вопросы по теме занятия 21](#_TOC_250003)
3. [Тестовые задания по теме 22](#_TOC_250002)
4. [Ситуационные задачи по теме 23](#_TOC_250001)

Приложение 1. Проведение оптимального графика y=a+bx по 24

методу наименьших квадратов

Приложение 2. Порядок оформления отчета по лабораторной работе 25

Приложение 3. Краткие правила работы в лабораториях кафедры 26

медицинской и биологической физики

[Рекомендованная литература 27](#_TOC_250000)

Стр.

#### Значение темы:

В современной медицине большое внимание уделяется количественному

определению показателей состояния организма человека и возможности их непрерывной регистрации как непосредственной, так и дистанционной (например, при контроле состояния больных в палатах интенсивной терапии). Для этой цели используются различные типы датчиков. Для усиления биопотенциалов в медицинских приборах и аппаратах широко применяются транзисторы. Они необходимы для усиления электрических сигналов:

а) вырабатываемых в организме (при регистрации электрокардиограмм, электроэнцефалограмм, электромиограмм и др.);

б) получаемых с помощью датчиков медико-биологической информации, возникающих в различных физиотерапевтических приборах;

Специальная технология позволяет миниатюризировать схему, делая возможным изготовление однокристальных ЭВМ).

Принцип работы датчика пульса основан на том, что при сокращении сердца и увеличении объема крови в сосудах, проницаемость биологической ткани для света падает (возрастает оптическая плотность). Кривая фотоплетизмограммы (ФПГ) по форме близка к изменениям давления (сфигмограмме), возникающим в капиллярах при сердечном цикле..

#### Цели работы:

1. Познакомиться с методами фотоплетизмографии и пневмоплетизмографии;

2. Закрепить теоретические знания по теме: «Датчики медико-биологической информации, их классификация и

принцип работы. Биофизические основы плетизмографии».

**Оборудование:** штангенциркуль, измеряемые тела.

#### Основные понятия и положения темы

**1.1. Базисные знания.**

Датчики медико-биологической информации применяют в том случае, когда регистрируется неэлектрическая величина, которую необходимо преобразовать в электрический сигнал.

Датчик – устройство, преобразующее измеряемую или

контролируемую неэлектрическую величину в пропорциональный электрический сигнал. Если в датчике под действием исследуемого процесса непосредственно генерируется электрический ток или напряжение, то такой преобразователь называют генераторным. Помимо этого различают параметрические датчики – это датчики, в которых под действием измеряемого сигнала изменяется какой либо параметр электрической цепи.

Типы генераторных датчиков:

а) Пьезоэлектрические – предназначены для измерения механических давлений, перемещений,

деформаций. В них используется явление пьезоэлектрического эффекта, которым обладают пластинки, вырезанные из некоторых минералов (кварц, сегнетовая соль). Прямой пьезоэлектрический эффект состоит в том, что на поверхности пьезоэлемента под влиянием сжатия, растяжения или изгиба появляются электрические заряды;

б) Фотоэлектрические – преобразуют лучистую энергию в электрический ток. По методу построения эти датчики делятся на два типа: реагирующие на изменения светового потока, прошедшего через исследуемый объект (палец, ухо) и реагирующие на отраженный световой поток;

в) Термоэлектрические – преобразуют тепловую энергию в электрическую (термопары: медь – константан, железо – константан и др.).

Типы параметрических датчиков:

а) Емкостные, в которых изменение ёмкости вызывает изменение параметров электрической цепи, что в последующем и регистрируется;

б) Индуктивные преобразователи. Чувствительным элементом этих датчиков служит катушка, величина индуктивности которой меняется пропорционально приложенному воздействию;

в) Реостатные (омические) преобразователи. Самым простым из них является потенциометрический преобразователь. Он напоминает обычный переменный резистор (потенциометр), подвижный контакт которого перемещается под влиянием измеряемой величины. Такой преобразователь включается в цепь постоянного или переменного тока.

Биофизические основы плетизмографии. Плетизмография (греч. plethysmos увеличение +

grapho писать, изображать) – регистрация изменений объёма органа или части тела, связанных с изменениями кровенаполнения их сосудов. Объём органа слагается из объёма всех его тканей и крови, заполняющей сосуды. Первая величина остаётся постоянной на небольшом отрезке времени, а вторая – непрерывно меняется в связи с процессом кровообращения. Эти изменения объёма крови могут быть зарегистрированы плетизмографом. Плетизмограф состоит из трёх основных узлов: датчика, преобразующего изменения объёма в электрический сигнал, усилителя и регистратора. Датчик находится непосредственно на исследуемой части тела и трансформирует механические колебания в электрический сигнал, а регистрирующая аппаратура отмечает их в виде непрерывной кривой на ленте.

Плетизмография как диагностический метод графического изучения кровенаполнения тканей в динамике предоставляет адекватную информацию о состоянии периферической гемодинамики и сосудистого тонуса. В патогенезе большинства заболеваний лежит нарушение микроциркуляции, диагностика которой позволяет фиксировать ранние стадии заболеваний и отслеживать лечебный процесс. Привлечение функциональных проб позволяет проводить дифференциальную диагностику между органическими нарушениями и функциональными изменениями периферических сосудов.

К возможностям плетизмографии относят измерения: частоты сердечных сокращений, артериального и венозного давления, ударного объема крови, объемного пульса, скорости кровотока, тонуса периферических сосудов, проницаемости капилляров, минутного и систолического объема крови. В основу плетизмографии заложен принцип изменения объема измеряемого участка за счет динамического изменения количества крови. Объем любого органа складывается из объема составляющих его тканей и крови, его заполняющей. Объем тканей в течение времени исследования не меняется, а объем крови постоянно меняется, динамически повторяя фазы сердечного цикла. Эти изменения могут быть зарегистрированы с помощью плетизмографов. Плетизмограф состоит из плетизморецептора, модуля трансформации и усиления сигнала и регистрирующей аппаратуры.

Виды плетизмографии определяются конструкцией плетизмографа и природой получаемого при изменении кровенаполнения сигнала. При механической плетизмографии обследуемая часть тела заключается в герметически закрывающийся сосуд с твердыми стенками, а колебания объема регистрируются благодаря воздушной или водяной передаче. При электроплетизмографии (импедансная плетизмография, реография) измеряют динамику электропроводимости в зависимости от степени кровенаполнения сосудов. Методика фотоэлектрической плетизмографии (фотоплетизмографии) базируется на методе оптической денситометрии с количественной и качественной оценкой характера поглощения и рассеяния света в тканях организма.

**1.2. Метод фотоплетизмографии**

Метод фотоплетизмографии (ФПГ) основан на регистрации оптической плотности живой ткани (органа) с помощью фотоэлектрического плетизмографа. Исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным светом, который после рассеивания (или отражения, в зависимости от положения оптопары), попадает на фотопреобразователь. По интенсивности света, отраженного или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количество содержащейся в нем крови.

В качестве мониторинговой диагностической системы в общеклинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии (ПФПГ). Стандартный метод ПФПГ основан на том, что исследуемая концевая фаланга пальца кисти или стопы просвечивается с одной стороны обычным некогерентным светом, который после рассеивания в ней с противоположной стороны поступает на фотоприемный датчик. Регистрируется количественная и качественная динамика последовательных изменений объема крови в изучаемом участке ткани в период каждого сердечного цикла.

Предметом изучения при проведении пальцевой фотоплетизмографии являются пульсовые волны, или волны первого порядка, а также медленные волны второго и третьего порядка, отражающие деятельность других систем и органов. Волны 1-го порядка относятся к быстрым волнам и соотносятся с пульсом. Они отражают движение объема крови в измеряемой точке во время систолы и диастолы. Волны второго и третьего порядка относятся к медленным колебаниям

(рис. 1.1).



Рис. 1.1. Фрагмент фотоплетизмограммы: волны первого порядка или объемный пульс (I), волны второго порядка (II), совпадающие с дыхательными волнами, и волны третьего порядка (III), имеющие период нескольких дыхательных волн

Использование ПФПГ имеет диагностическую ценность в оценке проходимости периферических сосудов и характеристике локального капиллярного кровотока, предоставляя объективную информацию об изменениях параметров кровообращения при воздействии на организм разных физических факторов, что позволяет использовать ее в физиотерапии для контроля эффективности лечебных процедур. Диагностические возможности фотоплетизмографии позволяют прогнозировать оптимальную дозу фактора воздействия (лекарственного препарата, холода, тепла и т. д.) и предупреждать отрицательные реакции в результате передозировки воздействующего физического фактора. Особенно ценную информацию дают симметричные исследования пораженных и непораженных сосудов у одного и того же человека.

Использование концевой фаланги пальца предоставляет наибольшее количество информации за счет того, что в дистальных фалангах пальцев кисти и стопы наиболее интенсивные значения артериального и венозного кровообращения при небольшом количестве мышечной ткани, активно поглощающей инфракрасное излучение. На один квадратный сантиметр кожи концевой фаланги кисти руки приходится 500 артерио-венозных анастомозов. Интенсивность капиллярного кровотока в дистальных фалангах аналогичен капиллярному кровотоку в мозговой ткани. Для сравнения – в проксимальной фаланге насчитывается приблизительно 93 артерио-венозных анастомозов.

**1.3. Технические методы фотоплетизмографических исследований**

Наибольшее распространение получил аппаратно-программный комплекс «Акутест FPG» (рис. 1.2, *а*), позволяющий методом ПФПГ оценивать адаптационные резервы организма и подбирать оптимальную дозировку различных физических факторов (прил. 7). Этот комплекс состоит из следующих блоков: регистрирующего блока, имеющего источник инфракрасного некогерентного света и фотоприемное устройство; блока оцифровки полученных данных, имеющего связь с компьютером через USB-порт; интерфейсной части (программы), регистрирующей графические изменения пульсовой волны в режиме реального времени.



 *а) б)*

Рис. 1.2. Аппаратно-программный комплекс «Акутест FPG» (*а*) для пальцевой фотоплетизмографии (*б*)

Программа состоит из модуля записи фотоплетизмограмм, в котором производится визуализация записываемой фотоплетизмограммы и регистрация основных параметров фотоплетизмограммы – частоты сердечных сокращений, амплитуды пульсовой волны и ритмоинотропного показателя; модуля расчета параметров пульсовых волн и модулей графического отображения расчетных параметров пульсовых волн (см. прил. 7).

После наложения на дистальную фалангу пальца руки или ноги датчика-прищепки (рис. 1.2, *б*) и активации регистрации ФПГ в интерфейсной части устройства выполняется последовательное измерение значений объемного пульса в различные фазы исследования воздействия на организм человека изучаемого фактора. При исследовании объемного пульса при перемене положения конечности в основу методики положено изменение сосудистых артериальных рефлексов при различных положениях конечности – превалирование сосудорасширяющего рефлекса при поднятии конечности вверх, при опускании конечности вниз превалирует сосудосуживающий рефлекс. При поднятии руки уменьшается кровенаполнение пальца за счет оттока венозной крови и увеличения объемного пульса за счет увеличения артериального притока. При этом дикротическая волна перемещается на вершину и может совсем исчезнуть; систолическое давление увеличивается.

Эти явления выражаются в изменениях амплитуды пульсовых волн – при развитии сосудосуживающего эффекта амплитуда пульсовых волн нарастает, при развитии сосудорасширяющего эффекта амплитуда пульсовых волн уменьшается. Исследование сосудистых рефлексов с помощью ФПГ позволяет выявить подвижность механизмов, регулирующих распределение крови, что имеет существенное значение при выявлении локальных капиллярных нарушений и сосудистых заболеваний на уровне всего организма.

При окклюзионной ФПГ на уровне верхней трети плеча накладывается тонометрическая манжета и в нее нагнетается воздух до давления, превышающего артериальное давление на 30 мм рт.ст. Давление в манжете сохраняется в течение 5 мин, затем воздух быстро стравливается. В течение первых 30 с в норме возникает пиковое значение объемной и линейной скорости кровотока, постепенно снижающееся к третьей минуте.

Окклюзионная ФПГ проводится как по декомпрессионной, так и по компрессионной методике. В первом случае в резиновую манжету, соединенную с манометром, нагнетается воздух до исчезновения периферического пульса. Затем медленно с постоянной скоростью воздух выпускается. Когда давление в манжете соответствует артериальному, объем крови в пальце увеличивается, что проявляется появлением пульсации; когда давление соответствует венозному давлению, объем крови снова уменьшается. Компрессионный вариант измерения давления выполняется в обратном порядке. Разница между показателями измерений этих вариантов составляет 40 ед. Оба варианта измерения артериального давления на нижней конечности используются в флебологии для изучения состояния венозного кровотока.

**1.4. Общие требования к пальцевой фотоплетизмографии**

Правила проведения методики ПФПГ предусматривают наиболее удобное измерение в положении лежа или сидя в расслабленном спокойном состоянии с периодом адаптации к обстановке и аппаратуре. Стабильная температура комфорта в помещении 19 – 23 ˚С. Общее тепловое состояние всего организма оказывает влияние на сосудистые реакции. При температуре 15 – 17˚С развивается спазм артериол, и объемный пульс едва заметен.

Датчик в момент измерения необходимо предохранять от попадания прямых солнечных лучей и сильных источников света. Конечность, на которую наложен датчик-прищепка, должна быть неподвижна для исключения мышечных движений, вызывающих появление артефактов в момент исследования. Измерительный период – до 20 мин сопровождается прямым фотоплетизмографическим наблюдением. Увеличение длительности измерений не рекомендуется из соображений снижения комфорта пациента с последующей потерей качества принимаемой информации.

После измерения артериального давления на стороне измерения необходимо выдержать паузу в течение 10 – 15 мин для восстановления капиллярного кровотока.

**1.5. Анализ фотоплетизмограмм. Параметры пульсовой волны**

Пульсовая волна состоит из двух фаз: анакротической и дикротической. Первый пик пульсовой волны (рис. 1.3, *а*), соответствующий анакротическому периоду пульсовой волны (А1), образуется в период систолы. Амплитудное значение анакротической фазы носит также название амплитуды пульсовой волны и соответствует ударному объему крови при сердечной выбросе, предоставляя косвенные сведения о степени инотропного эффекта.

Второй пик пульсовой волны, соответствующий дикротическому периоду пульсовой волны (А2), образуется за счет отражения объема крови от аорты и крупных магистральных сосудов и частично соответствует диастолическому периоду сердечного цикла. Дикротическая фаза предоставляет информацию о тонусе сосудов.

Точка В1 (рис. 1.3, *б*) соответствует началу периода изгнания систолического периода. Вершина пульсовой волны в точке В2 соответствует моменту максимального расширения сосуда в фазу форсированного изгнания и наибольшему объему крови. Точки В3 и В4 определяют протодиастолический период и начало диастолы соответственно. Точка В5 фиксирует наступление конца диастолы, соответствует наименьшему объему крови в исследуемом участке ткани и указывает на завершение сердечного цикла.



 *а) б)*

Рис. 1.3. Цикл пульсовой волны: схема (*а*): А1 соответствует анакротическому периоду, А2 – дикротическому; фрагмент записи ФПГ (*б*)

Характер пульсовой волны зависит от эластичности сосудистой стенки, частоты пульса, объема исследуемого участка ткани, ширины просвета сосудов. Считается, что частота и продолжительность пульсовой волны зависят от особенностей работы сердца, а величина и форма ее пиков – от состояния сосудистой стенки.

Параметры ФПГ представляют двумя характеристическими группами: измеряемыми (амплитудными и временными) и расчетными.

По вертикальной оси ФПГ графика (см. рис. 1.3, *б*) определяются амплитудные характеристики пульсовой волны, измеряемые в относительных единицах и не имеющие нормативных значений:

* амплитуда пульсовой волны: АПВ = В2 – В1, •амплитуда дикротической волны: АДВ = В4 – В5,
* высота инцизуры: ВИ = В3 – В5.

По горизонтальной оси ФПГ графика (см. рис. 1.3, *б*) определяются временные характеристики пульсовой волны:

* длительность анакротической фазы: ДАФ = В3 – В1, с,
* длительность дикротической фазы: ДДФ = В5 – В3, с,
* длительность фазы изгнания: ДФИ = В2 – В3, с,
* длительность пульсовой волны: ДПВ = В5 – В1, с,
* время наполнения в период систолы: ВН = В2 – В1, с. Нормативное значение 0,06 – 0,12 с.
* продолжительность систолической фазы сердечного цикла:

ДС = В4 – В1, с. Нормативное значение 0,324\*ДПВ,

* продолжительность диастолической фазы сердечного цикла:

ДД= В5 – В4, с. Нормативное значение ДПВ – ДС,

* время отражения пульсовой волны: ВОВ = В4 – В2, с. Нормативное значение 0,03 – 0,04 с,
* частота сердечных сокращений: ЧСС = 60/ДПВ, мин-1.

В этой группе параметры имеют абсолютные значения и могут иметь нормативные показатели (таблица), но по длительности анакротической и дикротической фазы пульсовой волны, фазы изгнания в диастолический период нормативные значения до сих пор не установлены.

Нормативные значения по возрастным группам

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Возраст, лет  | Длительность пульсовой волны, с  | ЧСС, мин  |
| 0 – 1  | 0,43 – 0,50  | 140 – 120  |
| 1 – 3  | 0,50 – 0,57  | 120 – 105  |
| 3 – 5  | 0,57 – 0,60  | 105 – 100  |
| 5 – 8  | 0,60 – 0,67  | 100 – 90  |
| 8 – 10  | 0,67 – 0,70  | 90 – 85  |
| 10 – 20  | 0,70 – 1,00  | 85 – 60  |
| 20 – 30  | 1,00 – 0,92  | 60 – 65  |
| 30 – 40  | 0,92 – 0,88  | 65 – 68  |
| 40 – 50  | 0,88 – 0,83  | 68 – 72  |
| 50 – 60  | 0,83 – 0,75  | 72 – 80  |
| 60 – 70  | 0,75 – 0,71  | 80 – 84  |
| 80 – 90  | 0,73 – 0,70  | 82 – 85  |

К группе расчетных параметров с использованием значений вышеуказанных измеряемых параметров относятся:

* индекс восходящей волны: ИВВ = (В2 – В1)/(В5 – В1)\*100, %, •индекс дикротической волны: ИДВ = (В3 – В5)/(В2 – В1)\*100, %.

Нормативное значение 63 – 73 %,

* отношение амплитуд пульсовой и дикротической волн:

АПВ/АДВ. Нормативное значение 2,

* отношение амплитуд пульсовой волны и высоты инцизуры:

АПВ/ВИ. Нормативное значение 1,5,

* отношение длительностей анакротической и дикротической фаз: ДАФ/ДДФ.

Наибольшую информативность в оценке реакций биосистемы на воздействие внешних физических факторов имеет расчетный ритмоинотропный показатель (РИП). Его значение является относительным и определяется суммированием долевого изменения частоты сердечных сокращений и амплитуды пульсовой волны относительно исходных значений, определяемых по одноименным параметрам накануне проведения исследования. При интерпретации значений РИП отрицательные значения расцениваются как торможение биосистемы, положительные – как качество возбуждения, соответствующее эрготропному состоянию биосистемы.

Количественные показатели совместно с текущей оценкой формы пульсовых волн предоставляют исчерпывающую информацию о характере пульсовой волны.

**1.6.** **Особенности фотоплетизмограмм**

Величина объемного пульса не зависит от времени года, но сосудистые реакции легче вызываются в июле и августе (Hetzman, 1948). При магнитных бурях, прохождении атмосферных фронтов и других колебаниях погоды возникают большие колебания периферического капиллярного кровообращения, особенно у больных ревматизмом – возрастает количество реакций, указывающих на расширение сосудов. При контрольном измерении во время физиотерапевтических процедур отмечается явное уменьшение пороговой дозы физического фактора.

В возрасте с 8 до 18 лет амплитуда пульсовой волны имеет тенденцию к увеличению, с 19 до 30 лет – стабилизируется, после 50 лет – амплитуда пульсовой волны вновь нарастает.

**2. Подготовка и порядок работы:**

2.I. Для проведения опыта усадите испытуемого и наденьте на его палец первичный преобразователь. При измерении пульса человек должем находиться в полном покое.

2 Соедините разъем цифрового датчика пульса с USВ-портом компьютера н запустите программу проведения демонстрационного эксперимента илы программу практикума.

2.3. Порядок проведения измерений и работы с датчиком УКАЖЕТ ПРЕПОДАВАТЕЛЬ.

2.4. При проведении измерений на экран компьютера выводится два графика. Один ю графиков представляет запись пильсовых колебаний (аммьпуда сигнала с датчика в зависимости от времени), а второй - показывает частоту пульса. Частота пульса рассчитывается на основе интервала времени, разделяющего два соседние пульсовые удара.

2.5. Построение графика зависимости частоты пульса от времени начинается с небольшом задержкой относительно времени начала измерений. Это время необходимо для проведений автоматической настройки измерительной системы на основе анализа поступающего

сигнала, характер которого может несколько отличаться для разных людей.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Руководство для лабораторных.

2. Лекции.

3. А.Н. Ремизов. Медицинская и биологическая физика, 1987г., с. 370 - 373.