

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«АМУРСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ» МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

В.А. СМИРНОВ

**БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПЛЕТИЗМОГРАФИИ. РЕГИСТРАЦИЯ И АНАЛИЗ
ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ**

МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ

г. Благовещенск

**МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ ДЛЯ СТУДЕНТОВ ПО ТЕМЕ:
«БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПЛЕТИЗМОГРАФИИ. РЕГИСТРАЦИЯ И АНАЛИЗ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ. ОПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ».**

Цель занятия:

1. Познакомиться с методом фотоплетизмографии.
2. Закрепить теоретические знания по теме: «Датчики медико-биологической информации, их классификация и принцип работы. Биофизические основы плетизмографии».
3. Закрепить навык работы с ВЮРАС.

ЗАДАНИЕ ДЛЯ САМОПОДГОТОВКИ.

Теоретические вопросы для самоподготовки:

1. Датчики медико-биологической информации, определение, классификация.
2. Типы генераторных датчиков и принцип их работы.
3. Типы параметрических датчиков и принцип их работы.
4. Биофизические основы плетизмографии.
5. Понятие фотоплетизмографии.
6. Физические принципы определения скорости распространения пульсовой волны.
7. Анализ факторов, от которых зависит скорость распространения пульсовой волны.
8. Клиническое значение плетизмографии.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Пособие для самоподготовки студентов.
2. Лекции.
3. А.Н. Ремизов. Медицинская и биологическая физика.

БАЗИСНЫЕ ЗНАНИЯ.

В медицинской электронике используются два вида устройств съема: электроды и датчики. Датчики медико-биологической информации применяются 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.

Все датчики можно разделить на две группы:

- 1) генераторные;
- 2) параметрические.

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) ***фотозлектрические*** – 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) *ёмкостные*, 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 складывается 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.

Существующие способы оценки изменений кровенаполнения связаны или с прямой регистрацией изменений объёма (*пневмоплетизмография*), или

с регистрацией сопутствующих изменений импеданса (реография), или светопроницаемости тканей (*фотоплетизмография*).

Фотоплетизмография.

Фотоплетизмография – метод регистрации оптической плотности ткани с помощью фотоэлектрического плетизмографа; применяется с целью изучения отдельных характеристик регионального кровообращения, спектральных свойств крови, протекающей через изучаемый участок тела.

Светопроницаемость живых тканей зависит от многих факторов, однако, на коротких отрезках времени её изменения связаны в основном с количеством крови и степенью её насыщения кислородом. Если исключить влияние второго фактора, то при помощи фотоэлемента можно регистрировать только изменения светопроницаемости, связанные с изменением кровенаполнения. Это положено в основу метода фотоэлектрической плетизмографии (фотоплетизмографии).

Фотоэлектрические плетизмографы имеют источник света и фоточувствительный элемент (обычно фоторезистор или фотодиод), соединенные так, что при наложении на исследуемый объект фоточувствительный элемент воспринимает свет, идущий от источника, через ткань объекта. При этом датчик даёт информацию не об объёмных характеристиках кровенаполнения, а об оптической плотности ткани, зависящей не только от её кровенаполнения, но и от колебаний спектрального состава крови.

Датчик фотоплетизмографа состоит из следующих частей (рисунок №1): источника света (1), линзы (2), световода (3) и фотоэлектрического преобразователя (5).

Фотоплетизмографический датчик устроен таким образом, что при его наложении на исследуемый объект фоточувствительный элемент (5) воспринимает свет от источника (1), идущий через ткань объекта (4). При этом датчик даёт информацию не прямо об объёмных характеристиках кровенаполнения, а об оптической плотности тканей, зависящей от её кровенаполнения.

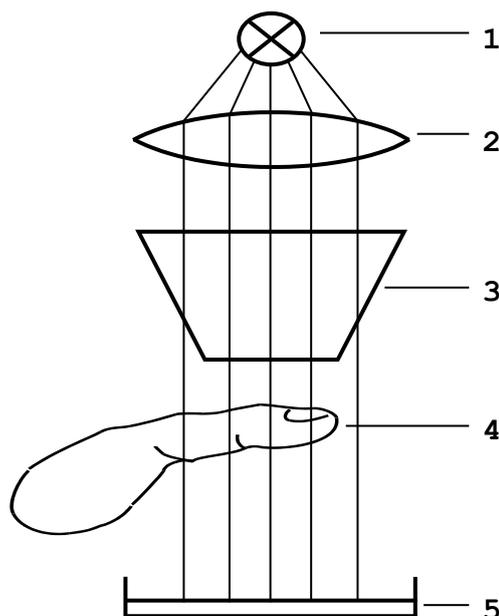


Рисунок №1. Конструкция фотодатчика для исследования в проходящем свете

Комбинированное применение линзы (2) и световода (3) позволяет получить параллельный пучок световых лучей и обеспечить его подведение к объекту исследования (4).

Клиническое значение плетизмографии.

Как диагностический метод плетизмография используется главным образом при сосудистых заболеваниях для объективной оценки состояния и степени нарушения регионарного кровотока, тонуса артерий и вен, для дифференциальной диагностики органических и функциональных заболеваний сосудов, а также для контроля эффективности лечения, применяемого с целью восстановления функции сосудов. Особенно ценную информацию дают симметричные исследования поражённых и непоражённых сосудов у одного и того же больного, а также динамика плетизмограмм под влиянием функциональных нагрузок и при проведении фармакологических проб. При облитерирующих поражениях периферических артерий плетизмограмма поражённой конечности или её части выявляет значительное снижение кровотока и амплитуды объёмного пульса, малую выраженность или отсутствие дикротических волн.

С целью разграничения органической и функциональной природы нарушений артериального кровотока применяют пробы с физической нагрузкой, тепловую пробу, фармакологические пробы, регистрируя динамику плетизмографических показателей.

Плетизмограмма – это кривая, отражающая изменения объёма исследуемого участка тела, который находится в прямой зависимости от кровенаполнения данного участка.

Выделяют три основных вида периодических колебаний объёма, регистрируемых на плетизмограммах, - волны 1-го, 2-го и 3-го порядка.

Волны первого порядка (рисунок № 2) отражают колебания кровенаполнения во время сердечного цикла. Плетизмограмма по своей форме напоминает сфигмографическую волну.

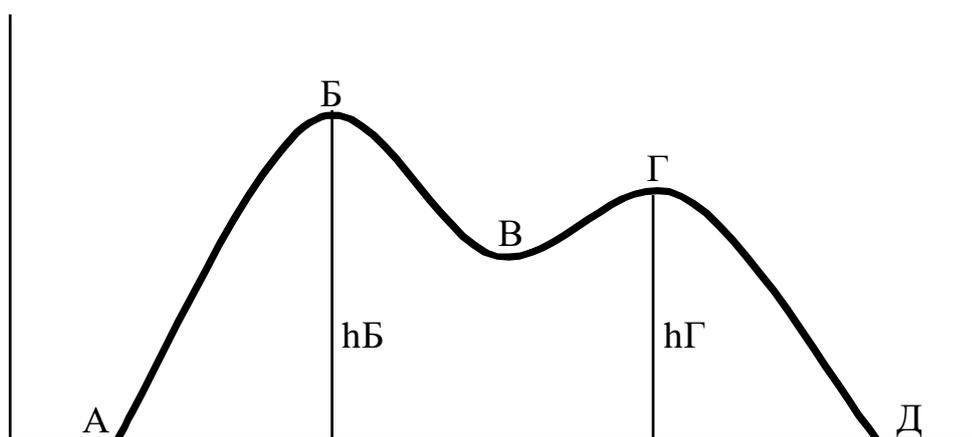


Рисунок № 2. Волна 1-го порядка и обозначения её элементов.

Отдельная волна плетизмограммы имеет восходящую часть (АБ) и нисходящую часть (БВГД) на которой выделяют инцизуру (БВГ) и дикротический подъём (ВГД). Частота и продолжительность волн 1-го порядка полностью определяются работой сердца, их величина и форма зависят от состояния сосудов в изучаемой области и от ткани, подвергаемой исследованию. Высота h_B , опущенная из вершины волны на её основание, обозначается как амплитуда объёмного пульса. Она характеризует абсолютную величину систолического прироста объёма в исследуемой части тела. Величина объёмного пульса и его форма во многом определяются тонусом артериальных сте-

нок. Повышение тонуса сопровождается уменьшением амплитуды волн, сглаживанием их вершины, уменьшением и более высоким расположением диастолического подъёма.

Волны 2-го порядка, или дыхательные, регистрируются на плетизмографической кривой обычно через 4 – 5 колебаний объёмного пульса. Они образуются в результате изменения кровенаполнения вен, связанных с колебаниями внутригрудного давления во время акта дыхания.

Волны 3-го порядка очень медленные. Продолжительность каждой из них составляет несколько дыхательных циклов. Считают, что возникновение этих колебаний связано с активностью вазомоторных центров и во многом зависит от состояния коры головного мозга.

Скорость распространения пульсовой волны (СРПВ).

Скорость распространения пульсовой волны по сосудам гораздо выше, чем скорость кровотока. Пульсовая волна, порожденная выброшенной сердцем кровью, распространяется до артериол стопы за 0,2 с, тогда как частички крови за это время достигают только нисходящей аорты (при скорости кровотока во время систолы порядка 70 см/с).

Скорость распространения пульсовой волны в значительной степени зависит от растяжимости сосудов и от отношения толщины их стенки к радиусу. Чем региднее или толще сосуд и чем меньше его радиус, тем быстрее распространяется по нему пульсовая волна.

Скорость распространения пульсовой волны у людей молодого возраста при нормальном давлении и нормальной эластичности сосудов в аорте равна 5,5 – 8 м/с, а в менее эластичных артериях мышечного типа (например, лучевой) она составляет 8 – 12 м/с. С возрастом эластичность сосудов снижается, а СРПВ возрастает.

Для оценки зависимости величины СРПВ от возраста применяют формулу:

$$C_{\text{Э}} = B^2 + 4B + 380$$

где $C_{\text{Э}}$ – должная СРПВ по сосудам эластического типа (см/с);

B – возраст исследуемого в годах;

Отклонение от рассчитанной величины в пределах ± 80 см/с следует считать нормальным.

Для определения должной СРПВ в сосудах рук и ног (мышечного типа) применяют формулу:

$$C_{\text{Р}} = 8B + 425$$

где $C_{\text{Р}}$ – СРПВ в артериях рук (см/с);

Отклонение от должной не превышающее ± 100 см/с, отражают нормальные вариации СРПВ по сосудам верхних конечностей.

Существенное влияние на СРПВ оказывает степень тонического напряжения гладкой мускулатуры стенки артерий. При повышении тонуса сосудов пульсовая волна распространяется быстрее.

Для расчета скорости распространения пульсовой волны необходимо знать расстояние, которое пульсовая волна проходит в единицу времени, для чего пользуются формулой:

$$C_{\text{РПВ}} = \frac{S}{T}$$

где S – длина сосуда,

T – время запаздывания пульсовой волны на периферию.

Анализ формы артериального пульса ведёт к существенным выводам относительно работы сердца и состояния периферических сосудов.