

## Методы контроля кровенаполнения тканей и измерения скорости пульсовой волны

Скорость распространения пульсовой волны в аорте может составлять 4-6 м/сек, в артериях мышечного типа 8/12 м в сек. Линейная скорость кровотока по артериям обычно не превышает 0,5 м/сек.

**Плетизмография** (от греч. plethysmos - наполнение, увеличение + graphō - писать, изображать) — 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.

Метод **фотоплетизмографии** основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани (органа).

### Физические основы кровотока (гемодинамики).

Объемной скоростью кровотока ( $Q$ ) называют объем жидкости ( $V$ ), протекающий в единицу времени через поперечное сечение сосуда:

$$Q = V/t \quad (1)$$

Линейная скорость кровотока определяется отношением пути, проходимого частицами крови, ко времени:

$$v = l/t \quad (2)$$

Объемная и линейная скорости связаны соотношением:

$$Q = v \cdot S, \quad (3)$$

где  $S$  - площадь поперечного сечения потока жидкости.

Для сплошного течения несжимаемой жидкости выполняется уравнение неразрывности: через любое сечение струи в единицу времени протекают одинаковые объемы жидкости.

$$Q = v \cdot S = \text{const} \quad (4)$$

**В любом сечении сердечно-сосудистой системы объемная скорость кровотока одинакова.**

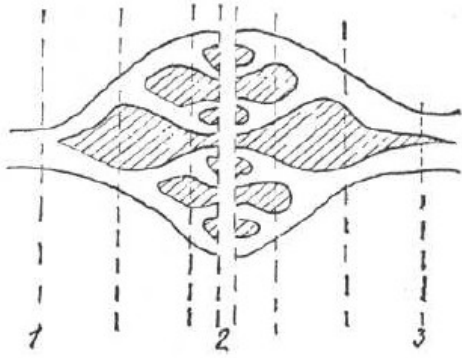


Рис. 1. Схема разветвления сосудов в большом круге кровообращения (модель разветвленной сосудистой трубки).

Цифрами обозначены уровни сечения: 1 — аорта, 2 — капиллярное русло, 3 — полые вены (верхняя и нижняя).

Площадь суммарного просвета капилляров в 700-800 раз больше поперечного сечения аорты. С учётом уравнения неразрывности (4) это значит, что линейная скорость кровотока в капиллярной сети в 700-800 раз меньше, чем в аорте, и составляет примерно **1 мм/с**. В покое средняя скорость кровотока в аорте лежит в интервале от **0.5 м/с до 1 м/с**, а при большой физической нагрузке может достигать **20 м/с**.

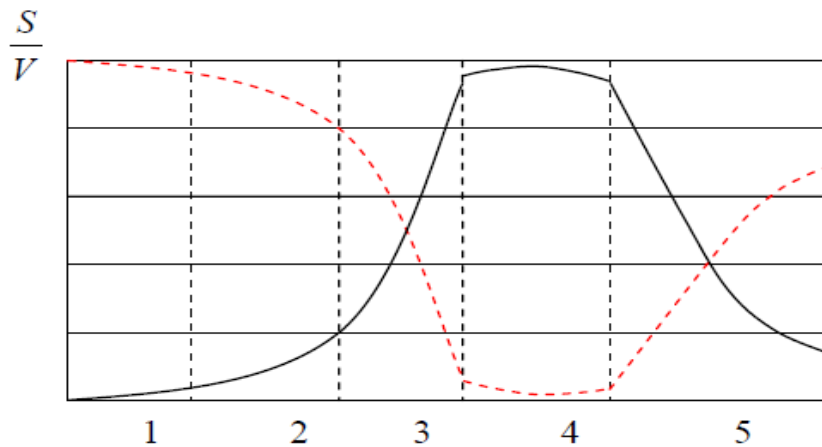


Рис. 2. Соотношение между суммарным поперечным сечением сосудистой системы ( $S$ ) на разных уровнях (сплошная линия) и линейной скоростью кровотока ( $V$ ) в соответствующих сосудах (штриховая линия): 1 — аорта; 2 — магистральные артерии; 3 — артериолы; 4 — капилляры; 5 — вены.

Сила вязкого трения по формуле Ньютона:

$$F_{\text{тр}} = - \eta \cdot S \cdot (du/dy), \quad (5)$$

где  $\eta$  - коэффициент вязкости (динамическая вязкость),  $S$  - площадь соприкосновения контактирующих слоёв. У цельной крови коэффициент вязкости, измеренный на вискозиметре, составляет около 5 мПа·с, что **в 5 раз больше вязкости воды**. При патологических состояниях вязкость крови колеблется от 1.7 мПа·с до 22.9 мПа·с.

Кровь вместе с другими жидкостями, вязкость которых зависит от

градиента скорости, относится к **неньютоновским** жидкостям. Вязкость крови неодинакова в широких и узких сосудах, причём влияние диаметра кровеносного сосуда на вязкость начинает сказываться при просвете менее 1 мм.

**Ламинарное и турбулентное (вихревое) течение.** Переход от одного вида течения к другому определяется безразмерной величиной, называемой числом Рейнольдса:

$$Re = \rho \langle u \rangle d / \eta = \langle u \rangle d / \nu, \quad (6)$$

где  $\rho$  – плотность жидкости,  $\langle u \rangle$  – средняя по сечению сосуда скорость жидкости,  $d$  – диаметр сосуда,  $\nu = \eta / \rho$  – кинематическая вязкость.

**Критическое значение числа Рейнольдса  $Re_{кр}$**

Для однородных жидкостей  $Re_{кр} = 2300$ , для крови  $Re_{кр} = 970 \pm 80$ , но уже при  $Re > 400$  возникают локальные завихрения в разветвлениях артерий и в области их крутых изгибов.

Формула Пуазейля, для объёмной скорости кровотока:

$$Q = \pi r^4 \Delta p / 8 \eta l, \quad (7)$$

где  $Q$  – объёмная скорость кровотока,  $r$  – радиус сосуда,  $\Delta p$  – разность давлений на концах сосуда,  $\eta$  – вязкость крови.

Видно, что при заданных внешних условиях ( $\Delta p$ ) через сосуд протекает тем больше крови, чем меньше её вязкость и чем больше радиус сосуда.

Формуле Пуазейля можно придать и такой вид:

$$Q = \Delta p / R_r, \quad (8)$$

В этом случае формула Пуазейля обнаруживает сходство с законом Ома.

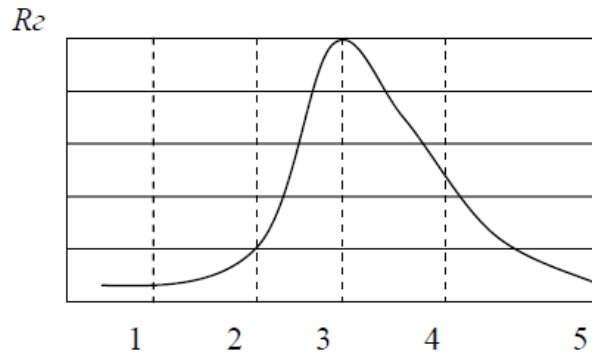
$R_r = 8 \eta l / \pi r^4$  отображает сопротивление сосудистого русла кровотоку, включая все факторы, от которых оно зависит. Поэтому  $R_r$  называют гемодинамическим сопротивлением (или общим периферическим сопротивлением сосудов).

Гемодинамическое сопротивление 3-х сосудов, соединённых последовательно и параллельно, вычисляется по формулам:

$$R_r = R_{r1} + R_{r2} + R_{r3}, \quad (10)$$

$$R_r = (1/R_{r1} + 1/R_{r2} + 1/R_{r3})^{-1} \quad (11)$$

Из анализа модели разветвлённой сосудистой трубки следует, что **вклад крупных артерий в  $R_r$  незначителен, хотя общая длина всех артерий большого диаметра сравнительно велика.**



*Рис. 3. Гемодинамическое сопротивление ( $R_z$ ) разных отделов кровеносного русла:*

*1 — аорта; 2 — магистральные артерии; 3 — артериолы; 4 — капилляры; 5 — вены.*

### **Возникновение и распространение пульсовой волны**

по стенкам сосудов обусловлено упругостью аортальной стенки. Дело в том, что во время систолы левого желудочка сила, возникающая при растяжении аорты кровью, направлена не строго перпендикулярно к оси сосуда и может быть разложена на нормальную и тангенциальную составляющие. Непрерывность кровотока обеспечивается первой из них, тогда как вторая является источником артериального импульса, под которым понимают упругие колебания артериальной стенки.

Пульсовая волна распространяется от места своего возникновения до капилляров, где затухает. Скорость её распространения можно рассчитать по формуле:

$$v_n = (E b / 2\rho r)^{1/2}, \quad (12)$$

где  $E$  - модуль Юнга сосудистой стенки,  $b$  - её толщина,  $r$  - радиус сосуда,  $\rho$  - плотность тканей сосудистой стенки.

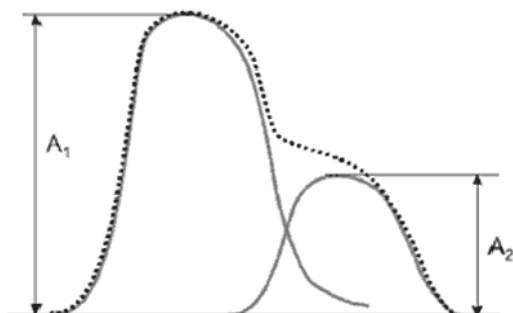
**Скорость пульсовой волны** можно принять в качестве количественного показателя упругих свойств артерий эластического типа - тех свойств, благодаря которым они выполняют свою основную функцию.

Скорость пульсовой волны в аорте составляет **4 - 6 м/с**, а в лучевой артерии **8 - 12 м/с**. При склеротических изменениях артерий повышается их жёсткость, что проявляется в нарастании скорости пульсовой волны.

## Техническая реализация метода фотоплетизмографии, параметры регистрируемого сигнала.

Пальцевая фотоплетизмография.

Исследуемым органом является концевая фаланга кисти или стопы. (в дистальных фалангах пальцев кисти и стопы наиболее интенсивные значения артериального и венозного кровообращения.)



*Рис. 5. Схематическое изображение пульсовой волны.*

*По оси абсцисс — время, по оси ординат — амплитуда сигнала.*

*$A_1$  соответствует анакротическому периоду,  $A_2$  — дикротическому периоду.*

**Анакрота** — восходящий участок пульсовой волны

Нисходящий участок пульсовой волны называется **катакротой**.

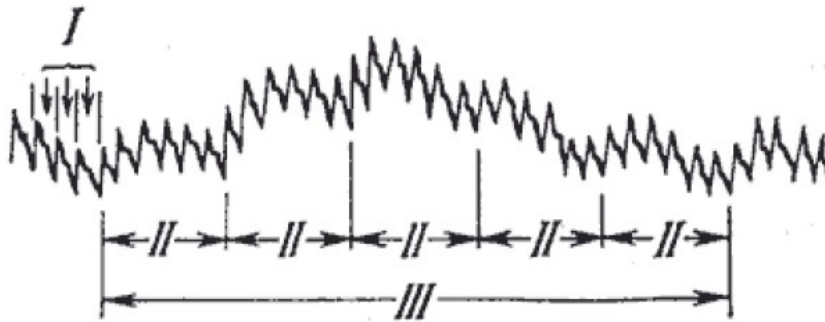
На нисходящем участке есть волна, называемая **дикротической**, обусловленная захлопыванием полулунных клапанов между левым желудочком сердца и аортой.

**( $A_2$ )** образуется за счёт отражения объёма крови от аорты и крупных магистральных сосудов и частично соответствует диастолическому периоду сердечного цикла.

Дикротическая фаза несет информацию о тонусе сосудов.

Вершина пульсовой волны соответствует наибольшему объёму крови, а её противолежащая часть — наименьшему объёму крови в исследуемом участке ткани.

**Частота и продолжительность пульсовой волны зависят от особенностей работы сердца, а величина и форма её пиков — от состояния сосудистой стенки.**



*Рис. 6. Пример непрерывной регистрации фотоплетизмограммы.*

Волны первого порядка (I), или объемный пульс

Волны второго порядка (II) имеют период дыхательных волн

Волнами третьего порядка (III) называют все регистрируемые колебания с периодом, большим, чем период дыхательных волн

### **Использование метода фотоплетизмографии в медицинской практике.**

#### **Базовый вариант.**

После наложения на дистальную фалангу пальца руки или ноги датчика-прищепки и активации регистрации фотоплетизмограммы в интерфейсной части устройства выполняется последовательное измерение значений объемного пульса в различные фазы исследования воздействия на организм человека изучаемого фактора. Исследование объемного пульса при перемене положения конечности.

Механизм: Изменение сосудистых артериальных рефлексов при различных положениях конечности - превалирование сосудорасширяющего рефлекса при поднятии конечности вверх, при опускании конечности вниз превалирует сосудосуживающий рефлекс.

При развитии сосудосуживающего эффекта амплитуда пульсовых волн нарастает, при развитии сосудорасширяющего эффекта амплитуда пульсовых волн уменьшается.

Возможно выявить подвижность механизмов, регулирующих распределение крови, что имеет существенное значение при выявлении локальных капиллярных нарушений и сосудистых заболеваний на уровне всего организма.

#### **Техника окклюзионной фотоплетизмографии**

заключается в следующем: на уровне верхней трети плеча накладывается тонометрическая манжета и в нее нагнетается воздух до давления, на 30

мм рт.ст превышающее артериальное давление. Давление в манжете сохраняется в течение 5 минут, затем воздух быстро стравливается. В течении первых 30 секунд в норме возникает пиковое объемной и линейной скорости кровотока, постепенно снижающееся к 3-й минуте.

### **Методика определения артериального давления в плечевой артерии с помощью фотоплетизмографии.**

#### ***Декомпрессионный вариант:***

В резиновую манжету, соединенную с манометром, нагнетается воздух до исчезновения периферического пульса. Затем с постоянной скоростью выпускается воздух. Когда давление в манжете соответствует артериальному, объем крови в пальце увеличивается, что проявляется появлением пульсации; когда давление соответствует венозному давлению, объем крови снова уменьшается. По экспериментальным данным такая методика регистрации артериального давления является наиболее точной и может использоваться при его уменьшении.

#### **Изучаемые параметры фотоплетизмограммы:**

**По вертикальной оси** изучаются амплитудные характеристики пульсовой волны, соответствующие анакротическому и дикротическому периоду. Несмотря на то, что эти параметры являются относительными, их изучение в динамике предоставляет ценную информацию о силе сосудистой реакции. В этой группе признаков изучаются:

1. амплитуда анакротической и дикротической волны,
2. индекс дикротической волны.

Последний показатель имеет абсолютное значение и имеет собственные нормативные показатели.

**По горизонтальной оси** изучаются временные характеристики пульсовой волны, предоставляющие информацию о длительности сердечного цикла, соотношении и длительности систолы и диастолы. Эти параметры имеют абсолютные значения и могут сравниваться с существующими нормативными показателями.

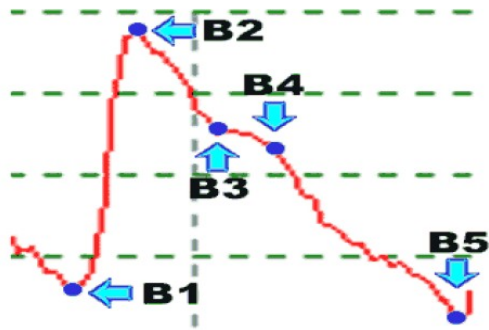


Рис. 8. Контрольные точки на кривой объёмного пульса (

**Амплитуда пульсовой волны** или анакротической фазы (АПВ), определяется по вертикальной оси как:  $АПВ = B2 - B1$ .

- Нормативных значений не имеет, оценивается в динамике.

**Амплитуда дикротической волны** (АДВ), определяется по вертикальной оси как:  $АДВ = B4 - B5$ .

- В норме составляет 1/2 от величины амплитуды пульсовой волны.

**Индекс дикротической волны** (ИДВ), определяется в процентах как:  $ИДВ = ((B3 - B5) / (B2 - B1)) \cdot 100$

- Нормативное значение составляет 63 - 73%.

**Длительность анакротической фазы** пульсовой волны (ДАФ), определяется в секундах по горизонтальной оси как:  $ДАФ = B3 - B1$

- Нормативное значение не установлено.

**Длительность дикротической фазы** пульсовой волны (ДДФ), определяется в секундах по горизонтальной оси как:  $ДДФ = B5 - B3$ .

- Нормативное значение не установлено.

**Длительность пульсовой волны (ДПВ)**, определяется в секундах по горизонтальной оси как:  $ДПВ = B5 - B1$ .

- **Нормативные значения по возрастным группам:**

Возраст, лет	Длительность пульсовой волны, сек
0 - 1	0,43 - 0,50
1 - 3	0,50 - 0,57
3 - 5	0,57 - 0,60
5 - 8	0,60 - 0,67



8 - 10	0,67 - 0,70
10 - 20	0,70 - 1,00
20 - 30	1,00 - 0,92
30 - 40	0,92 - 0,88
40 - 50	0,88 - 0,83
50 - 60	0,83 - 0,75
60 - 70	0,75 - 0,71
80 - 90	0,73 - 0,70

**Длительность систолической фазы** сердечного цикла (ДС), определяется в секундах по горизонтальной оси как:  $ДС = В4 - В1$ .

- Нормативный параметр вычисляемый, равен произведению длительности ДПВ и 0.324.

**Длительность диастолической фазы** сердечного цикла (ДД), определяется в секундах по горизонтальной оси как:  $ДД = В5 - В4$ .

- В норме равна остатку вычитания длительности систолы от общей продолжительности пульсовой волны.

**Частота сердечных сокращений** (ЧСС), определяется в ударах в минуту как:  $ЧСС = 60 / ДПВ$ .

- **Нормативные значения частоты сердечных сокращений по Кассирскому:**

Возраст, лет	ЧСС в мин
0 - 1	140-120
1 - 3	120-105
3 - 5	105-100
5 - 8	100-90
8 - 10	90-85
10 - 20	85-60
20 - 30	60-65
30 - 40	65-68
40 - 50	68-72
50 - 60	72-80
60 - 70	80-84
80 - 90	82-85

## Методики клинической фотоплетизмографии (часть 3).

### Качественные критерии оценки фотоплетизмограмм.

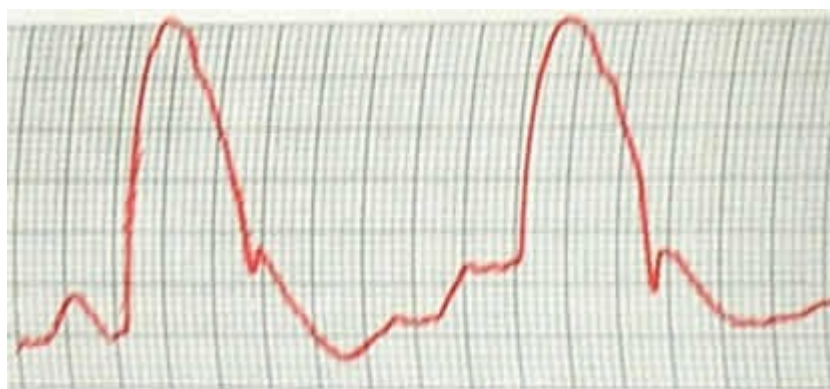
Перечисленные количественные показатели не предоставляют исчерпывающую информацию о характере пульсовой волны. Немаловажное значение имеет качественная оценка формы пульсовых волн нередко имеющее решающее значение. При анализе формы пульсовых волн привлекаются термины, заимствованные из клинической практики, такие, как *pulsus tardus*, *pulsus celer*.

При повышенном периферическом сопротивлении, например, при сочетании атеросклероза и гипертонической болезни, а особенно у больных аортальным стенозом форма пульсовых волн соответствует *pulsus tardus*: подъем пульсовой волны пологий, неравномерный, вершина смещается к концу систолы («позднее систолическое выпячивание»).



**Рис 4 Пульсовые волны типа *pulsus tardus* при повышенном периферической сопротивлении.**

При низком периферическом сопротивлении и большом систолическом выбросе, характерном больным с аортальной недостаточностью, пульсовые волны имеют вид *pulsus celer*: подъем пульсовой волны имеет крутой подъем, быстрое снижение и малозаметную инцизуру. Между локализацией инцизуры, величиной периферического сопротивления и упругим состоянием артерий отмечается определенная зависимость: при пониженной эластичности сосудов инцизура приближается к вершине, а при вазодилатации не выходит за пределы нижней половины пульсовой кривой.



**Рис 5 Пульсовые волны типа pulsus celer при пониженном периферическом сопротивлении.**

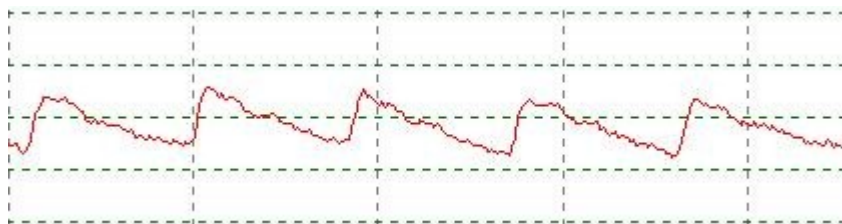
**Патологические признаки пульсовых волн, указывающие на отклонения общей или локальной гемодинамики.**

1. Слабо выражен или слишком высоко поднят дикротический зубец (рис 9).
2. На анакроте имеется ступенька (рис 8).
3. Нисходящая часть пульсовой волны более пологая, по сравнению с восходящим участком (рис 7).
4. Увеличена длительность анакротической фазы пульсовой волны.
5. Вблизи вершины есть дополнительные волны (симптом «петушиного гребня») (рис 6).

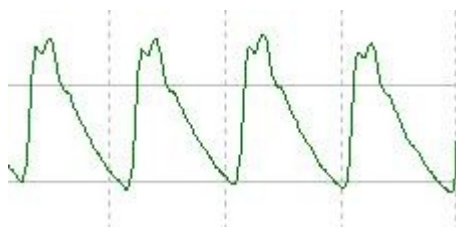
При использовании одиночных признаков наиболее информативны (2) и (5), так как у здоровых людей они полностью отсутствуют, частота их проявления 66.7% и 53.3% соответственно. Наиболее значимый для диагностики заболеваний признак (3), его частота встречаемости составляет 86.7%, но в 10% случаев он регистрируется также и у здоровых людей. Для повышения значимости диагностики следует использовать все 5 признаков.



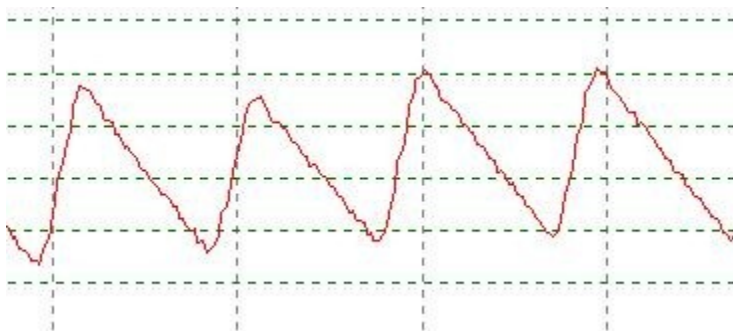
**Рис 6. Симптом «петушиного гребня». Симптомны получены в момент избыточного воздействия дозы инфракрасного терапевтического лазера.**



**Рис 7. Слабо выраженный дикротический зубец, пологая нисходящая часть пульсовой волны. Больная с ваготоническим вариантом вегето-сосудистой дистонии.**



**Рис 8. Ступенька на вершине пульсовой волны.**



**Рис 9. Слабо выраженный и высоко поднятый дикротический зубец.**



**Рис 10. Отсутствие дикротической волны на пульсограмме у больной сахарным диабетом.**

**Кроме того, зарегистрированы следующие патологические отклонения при различных заболеваниях:**

- отсутствие дикротического зубца указывает на наличие атеросклероза, гипертонической болезни  
(рис 10);
- различие объемного пульса на руках и ногах может указывать на коарктацию аорты;
- слишком большой объемный пульс – возможно, у больного незаращенный боталлов проток;
- при облитерирующем эндартериите амплитуда пульсовых волн снижена на всех пальцах пораженной конечности;
- при проведении функциональной пробы с переменой положения конечности у больных в начальной фазе облитерирующего эндартериита резко снижен сосудорасширяющий эффект при подъеме ноги (невысокая амплитуда пульсовых волн) и значительно выражен сосудосуживающий эффект при опускании ноги;
- при проведении функциональной пробы с переменой положения конечности у больных с облитерирующим атеросклерозом в стадии субкомпенсации при опускании конечности амплитуда пульсовых волн значительно уменьшается.

**Половые и возрастные особенности фотоплетизмограмм:**

1. В период с 8 до 18 лет амплитуда пульсовой волны имеет тенденцию к увеличению, с 19 до 30 лет стабилизируется, после 50-ти амплитуда пульсовой волны вновь нарастает.
2. По наблюдениям М.К. Осколковой (1967) пульсовые волны у детей отличаются крутым подъемом. Вершина кривой имеет округлые очертания. Инцизура у 72% здоровых детей располагается в верхней или средней трети пульсовой волны, у 28% - в нижней трети пульсовой волны. У абсолютного большинства детей инцизура и начальная диастолическая волна отчетливо выражены.
3. Половые различия – у девочек до 16 лет по сравнению с мальчиками, амплитуда пульсовой волны выше.

**Другие особенности фотоплетизмограмм:**

1. Величина объемного пульса не зависит от времени года, но сосудистые реакции легче вызываются в июле и августе (Hetzman 1948).
2. 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 неповреждающей дозы физического фактора.