

## Плетизмография

**Плетизмография́** (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. Как особый метод выделяют так называемую общую плетизмографию, или плетизмографию всего тела, применяемую для исследования функций внешнего дыхания и минутного объема кровообращения.

Впервые П. была применена в 17 в. с целью экспериментального исследования кровенаполнения внутренних органов, помещенных в специальные капсулы (онкография). В клинике П. стали использовать в 19 в. для исследования кровенаполнения артерий конечностей. В 20 в. была завершена разработка теоретических основ метода, созданы методики измерения с помощью П. артериального кровотока и тонуса вен (окклюзионная П.), артериального и венозного давления, разработаны методики изучения с помощью П. функции сосудов преимущественно кожи (пальцевая П.), скелетных мышц (П. голени, предплечья), внутричерепного и наружночерепного бассейнов кровотока (орбитальная и височная П.), слизистой оболочки носа (риноплетизмография) и др.

Осуществляют П., используя специальные приборы — плетизмографы. Классический вариант метода (механическая П.) заключается в следующем: исследуемую часть тела помещают в герметичный сосуд (плетизмореприемник), заполненный воздухом или водой (трансмиссионная среда), которые передают колебания объема на датчик измерительного устройства. В методическом отношении преимущество имеют плетизмографы с воздушной трансмиссией (рис. 1) и механоэлектрическим датчиком, преобразующим механические колебания в электрические, которые затем усиливаются и регистрируются в виде кривой — плетизмограммы (ПГ). Трудоемкость герметизации частей тела для проведения П. в клинических условиях стала одной из причин создания не требующих трансмиссионной среды электрических датчиков, а также методов регистрации изменений кровенаполнения тканей не по динамике их объема, а по сопутствующим изменениям, например, их электрического импеданса (см. Реография) или оптических свойств (фотоплетизмография). Не имеют трансмиссионной среды широко используемые плетизмографы с датчиками из растяжимых трубок, заполненных проводящей средой. Такие датчики в виде браслета накладывают по периметру на конечность. Колебания объема конечности вызывают изменения натяжения трубки, т.е. длины датчика, что приводит к колебаниям его электрического сопротивления. Подобные приборы предназначены в основном для П. конечностей. Получаемые с их помощью ПГ по качеству и возможности точной количественной оценки (в единицах объема) существенно уступают регистрируемым на плетизмографах с воздушной трансмиссией.

Для выражения линейных параметров ПГ в единицах объема плетизмографы с воздушной трансмиссией снабжены калибрующим устройством, которое позволяет практически мгновенно (2—4 сердечных цикла) нагнетать в систему воздухопровода на короткое время стандартный объем воздуха ( $v$ ; обычно 0,04 мл<sup>3</sup>), что приводит к отклонению регистрируемой кривой на некоторую высоту  $i$  (рис. 3). Отношение  $v/i$  характеризует масштаб регистрации в единицах объема на каждый миллиметр амплитудных параметров плетизмограммы.

Естественные колебания кровенаполнения отражаются на ПГ тремя порядками волн. Основными являются волны первого порядка, или объемный пульс (рис. 2, б, I); они соответствуют динамике кровенаполнения за каждый сердечный цикл и по форме напоминают волны сфигмограммы (см. Сфигмография). Амплитуда объемного пульса ( $a$ ), т.е. высота от основания волны до ее вершины (рис. 3), выраженная в единицах объема, характеризует максимальный прирост кровенаполнения артерий за период прироста давления крови в них на величину пульсового давления ( $\Delta P$ ) — разницы между систолическим и диастолическим АД. Волны второго порядка (рис. 2, б, II) имеют период дыхательных волн (рис. 2, а); в норме их амплитуда меньше амплитуды объемного пульса. Волнами третьего порядка (рис. 2, б, III) называют все регистрируемые колебания с периодом, большим, чем период дыхательных волн; они иногда относительно ритмичны и расцениваются как отражение периодичной активности сосудодвигательного центра (волны Траубе — Геринга). При правильной психологической подготовке обследуемого и соблюдении ряда технических условий удается получить так называемые нулевые плетизмограммы, представленные только объемным пульсом и минимально выраженными волнами второго порядка.

Окклюзионная П. проводится при искусственно создаваемом затруднении оттока крови из вен исследуемой части тела путем сдавливания их компрессионной манжетой. Если в манжету мгновенно подается давление, заведомо меньшее, чем диастолическое АД (обычно до 30 мм рт. ст., т.е. меньше капиллярного давления), ПГ претерпевает закономерные изменения (рис. 3). В первые секунды, когда отток крови прекращается, на ПГ отмечается быстрый прирост объема за счет растяжения вен артериальным притоком крови, причем некоторое время этот прирост, например до высоты  $H$ , имеет линейный характер, полностью соответствуя величине артериального притока за единицу времени. По мере растяжения вен давление в них и сопротивление притоку крови возрастают, что на ПГ отражается уменьшением угла наклона кривой. Когда давление в венах превысит давление окклюзии, отток крови восстанавливается, и при достижении его равенства с при-

током кривая приобретает горизонтальное направление (образуется «плато») на некоторой высоте  $h$ , соответствующей полному окклюзионному приросту объема вен, величина которого при одинаковом давлении окклюзии зависит от растяжимости вен, т.е. в основном от их тонуса. Снятие окклюзии (сброс давления из компрессионной манжеты) сопровождается спадом кривой до исходного уровня, причем крутизна спада характеризует скорость эвакуации крови или скорость дренирования вен, что зависит от их проходимости.

Практическое применение плетизмографии и интерпретация плетизмограмм основываются на представлении о тонусе сосудов и кровотоке как физиологических функциях, к изучению которых приложимы элементы теорий упругости и гидродинамики. Функция тонуса выражается напряжением гладких мышц сосудистой стенки, определяющим ее способность сопротивляться растяжению, т.е. проявлять упругие свойства. Наиболее точно величина тонуса выражается модулем объемной упругости ( $E$ ) сосудистой камеры (в диапазоне ее растяжения, исключая напряжение соединительнотканного каркаса сосудистой стенки), который определяется отношением произведения исходного объема камеры ( $v$ ) и прироста давления в нем ( $\Delta P$ ) к вызываемому им приросту объема ( $\Delta V$ ):

$$E = \frac{\Delta P V}{\Delta V}$$

В ряде случаев для диагностических целей предпочтительна оценка тонуса не величиной  $E$ , а характеристикой связанных с ней гемодинамических функций, например сопротивления кровотоку в сосудистом русле, емкостной функции вен, которые также могут быть оценены с помощью плетизмографии.

Измерение кровотока с помощью окклюзионной П. основывается на допущении, что в начале окклюзии венозный отток полностью прекращается (это условие практически выполняется при исследовании участков тела со значительным преобладанием объема мягких тканей над костной). В таком случае объемная скорость кровотока ( $Q$ ,  $\text{см}^3/\text{с}$ ) пропорциональна тангенсу угла  $\alpha$  (рис. 3) и определяется по формуле

$$Q = \frac{H \text{ см}^3}{t \text{ с}}$$

При необходимости  $Q$  выражают в размерности мл/мин на  $1 \text{ см}^3$  ткани, умножая результат расчета по формуле (2) на отношение  $\frac{\epsilon_0}{x}$ , где  $x$  — объем ткани, заключенной в плетизморептор.

Оценка тонуса артерий производится различными способами, из которых наиболее адекватными являются определение  $E$  и подходы, основанные на принципе резистографии (определении местного сопротивления кровотоку).

Применительно к определению модуля объемной упругости артерий мелкого калибра ( $E_a$ ) формула (1) приобретает следующий вид:

$$E_a = \frac{\Delta P \cdot V_d}{\alpha}$$

где  $\Delta P$  — величина пульсового давления (в  $\text{дин}/\text{см}^2$ ),  $a$  — определяемый плетизмографически объемный пульс,  $V_d$  — диастолический объем артерий. При исследовании произвольно избранных участков тела точную величину  $E_a$  установить нельзя, поскольку с помощью только П. невозможно определить  $V_d$ . Поэтому на практике ограничиваются определением показателя тонуса артерий ( $T_a$ ,  $\text{дин}/\text{см}^5$ )

$$T_a = \frac{\Delta P}{\alpha}$$

динамика которого при неизменной величине диастолического АД точно отражает динамику  $E_a$ . Использование параллельно с П. методик измерения  $V_d$  технически сложно, однако оно было предпринято для установления коэффициентов, позволяющих при стандартизации условий П. отдельных участков тела определять величины  $E_a$  и сравнивать их с должными (при значениях АД).

Для оценки тонуса артериол на основе принципа резистографии П. используют для измерения кровотока ( $Q$ ,  $\text{см}^3/\text{с}$ ) одновременно с механокардиографией (Механокардиография) или другими методами измерения среднего АД (см. Кровяное давление), величина которого ( $P$   $\text{дин}/\text{см}^2$ ) необходима для расчета местного сопротивления кровотоку ( $WM$   $\text{дин.с}/\text{см}^5$ ):

$$W_M = \frac{P}{Q}$$

Значения  $WM$  дают ценную информацию о функции резистивных сосудов, однако ее изменения могут быть связаны с динамикой не только тонуса артериол, но и просвета артериовенозных анастомозов (артериоловеноулярных соединений).

Оценка тонуса вен основана на определении его показателя ( $T_v$ ), аналогичного показателю  $T_a$  для артерии:

$$T_v = \frac{P_m - P_a}{h}$$

где  $P_m$  — давление в компрессионной манжете,  $P_a$  — исходное (до компрессии) давление в венах,  $h$  — полный окклюзионный прирост объема (рис. 3).

Чтобы избежать пункции вен для измерения  $P_a$ , можно использовать прием двухэтапной компрессии вен с измерением величины  $h$  между уровнями кровенаполнения, соответствующими двум уровням давления в компрессионной манжете. Абсолютные значения  $T_a$  лишь приблизительно характеризуют модуль объемной упругости, но изменения  $T_b$  в процессе функциональных нагрузок или при фармакологических пробах достаточно достоверно отражают динамику тонуса вен в изучаемой области.

Емкостная функция вен оценивается по абсолютным значениям величины  $h$  (приведенной к стандартному объему ткани) при окклюзии вен дозированным давлением или при повышении гидростатического давления в венах за счет изменений положения тела. При П. всей нижней конечности или голени результаты исследования характеризуют емкостную функцию существенной части венозной системы. Оценка этой функции имеет значение для определения роли снижения венозного возврата крови к сердцу в генезе ортостатических расстройств кровообращения (Ортостатические расстройства кровообращения). С этой целью измеряют  $h$  при значениях  $P_m$ , близких к диастолическому АД, или при пассивном повороте тела обследуемого из горизонтального положения в наклонное на угол  $30\text{—}70^\circ$ . В последнем случае прирост объема голени относят к ортостатическому приросту давления в венах, который определяют по формуле:

$$M = 1,05 \cdot l \cdot \text{tg} \Theta,$$

где  $M$  — прирост давления (мм вод. ст.),  $1,05$  — плотность крови,  $l$  — расстояние от правого предсердия до исследуемого участка голени,  $\Theta$  — угол поворота тела обследуемого.

Измерение кровяного давления с помощью П. осуществляется несколькими приемами, имеющими разное теоретическое обоснование. В большинстве из них плетизмографу отводится вспомогательная роль. Собственно плетизмографическим методом измерения кровяного давления является так называемый волюмометрический метод, основанный на регистрации изменений кровенаполнения участка конечности при повышении давления, которое также регистрируется, в проксимально расположенной от него компрессионной манжете до уровня, превышающего систолическое давление в артериях. При этом на плетизмограмме регистрируется ряд изменений, связанных с достижением в манжете различных уровней давления: начальное увеличение объема, соответствующее началу сдавливания вен (венозное давление): резкое и стойкое замедление прироста объема, обусловленное снижением артериального притока и соответствующее (в начале) диастолическому АД; прекращение прироста объема, соответствующее достижению систолического АД.

Клиническое значение плетизмографии. Как диагностический метод П. используется главным образом при сосудистых заболеваниях для объективной оценки состояния и степени нарушений 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 пораженных и непораженных сосудов у одного и того же больного, а также динамика плетизмограмм под влиянием функциональных нагрузок и при проведении фармакологических проб.

При облитерирующих поражениях сосудов конечностей (Облитерирующие поражения сосудов конечностей), Рейно синдроме П. пораженной конечности или ее части (голени, пальца и т.д.) выявляет значительное снижение кровотока и амплитуды объемного пульса, малую выраженность или отсутствие дикротических волн. Посегментарная П. бедра и голени, а также посегментарное плетизмографическое измерение АД у больных с отсутствием пульса в дистальных артериях позволяет по степени снижения кровотока и АД установить уровень стеноза и степень окклюзии артерии.

С целью различения органической и функциональной природы нарушений артериального кровотока применяют пробы с физической нагрузкой, тепловую пробу, пробу с пассивной гиперемией, фармакологические пробы, регистрируя динамику плетизмографических показателей в процессе этих проб и оценивая степень восстановления кровотока и растяжимости артерий.

Для диагностики варикозного расширения и тромбоза глубоких вен конечностей с помощью П. изучают емкостную функцию вен и различные параметры кровотока в них. Увеличение окклюзионного кровенаполнения вен и значительный венозный рефлюкс в ортостатике наблюдается при варикозном расширении вен голени: для тромбоза вен характерно снижение объема их кровенаполнения и скорости венозного дренирования.

Плетизмографию применяют при сложных формах нарушений регионарного кровообращения для установления типа и патогенеза ангиодистоний. С ее помощью были установлены патогенетические особенности нарушений сосудистого тонуса при акроцианозе, шоке, ортостатических расстройствах кровообращения. Метод одновременной регистрации орбитальной и височной плетизмограмм, особенно в варианте окклюзионной П., является наиболее адекватным бескровным методом изучения мозгового кровообращения и наиболее достоверным методом диагностики типа церебральных ангиодистоний. С помощью П. были впервые установлены основные варианты сосудистых церебральных кризов при гипертонической болезни: острая гипертония мозговых артерий, их гипотония при недостаточности тонуса мозговых вен и первичная гипотония последних. Плетизмографически определяется также органический стеноз внутренней сонной артерии, который характеризуется снижением амплитуды объемного пульса и кровотока на орбитальной ПП и нередко повышением этих показателей на височной ПП пораженной стороны.

Особую ценность представляет П. для изучения фармакодинамики вазоактивных лекарственных средств. С ее помощью установлено, что терапевтический эффект кофеина, эуфиллина, девинкана при церебральных

ангиодистониях часто обусловлен их выраженным тонизирующим влиянием на мозговые вены, а не сосудорасширяющим действием. Возможность изучения влияния лекарств на тонус раздельно вен и артерий разных областей определяют преимущества П. для объективной оценки эффекта и контроля проводимого лечения.

Плетизмография всего тела (ПВТ) осуществляется при помещении обследуемого в герметичную камеру специального плетизмографа. Изучение функции внешнего дыхания с помощью ПВТ основано на регистрации дыхательных колебаний объема грудной клетки при одновременном соединении дыхательных путей обследуемого через воздухопровод с датчиками для регистрации скорости потока воздуха — пневмотахограммы (см. Пневмотахография) и давления в полости рта. Введение в пищевод обследуемого катетера с баллоном позволяет регистрировать внутрипищеводное давление, условно приравняемое к внутриплевральному. Помимо таких параметров дыхания, как дыхательный объем, резервы входа и выхода, максимальная скорость форсированного выдоха и др., которые определяют также методами спирографии и пневмотахометрии, с помощью ПВТ можно получить параметры, позволяющие оценить механику дыхания: растяжимость легких и сопротивление дыхательных путей воздушному потоку (R). Последнее определяется по формуле:

$$R = \frac{P_{\text{атм}} - P_A}{F}$$

где  $P_{\text{атм}}$  — атмосферное давление (см вод. ст.);  $P_A$  — внутриальвеолярное давление (см вод. ст.).  $F$  — скорость воздушного потока (л/с).

Одновременная регистрация пневмотахограммы (изменений  $F$ ) и давления в камере плетизмографа, отражающего  $P_A$ , позволяет при известном  $P$ , определить  $R$  при спокойном дыхании в любой фазе дыхательного цикла — на выдохе и на вдохе.

Растяжимость (податливость) легких, уменьшающаяся при уплотнении легочной ткани, характеризуется отношением прироста объема газа в легких к приросту транспульмонального давления, определение которого сопряжено с дополнительным измерением внутрипищеводного давления. Современные приборы для ПВТ имеют специальные устройства для регистрации петли «давление — объем» в процессе дыхательного цикла, что позволяет определять растяжимость легких и величину общего неэластического сопротивления.

Измерение минутного объема кровообращения (МОК) с помощью ПВТ основано на регистрации снижения давления газа (закиси азота) в камере плетизмографа при растворении его в крови обследуемого. Исследование проводят в герметичной камере, заполненной смесью, содержащей 80% закиси азота и 20% кислорода. Специальным газоанализатором определяют относительное содержание ( $j$ ) закиси азота в альвеолярной газовой смеси. Зная коэффициент растворимости закиси азота в крови (0,47) и установив количество ее поглощения за минуту ( $z$ ) по снижению давления в плетизмографе, МОК (л/мин) определяют по формуле:

$$\text{МОК} = \frac{z}{0,47 \cdot j}$$

Для измерения МОК необходим специальный плетизмограф, обеспечивающий в камере автоматическое замещение поглощенного объема закиси азота эквивалентным объемом воздуха для поддержания в ней постоянного давления.

Применение ПВТ в клинике из-за сложной конструкции и высокой стоимости специальных плетизмографов ограничено; в основном ее используют для научных исследований.

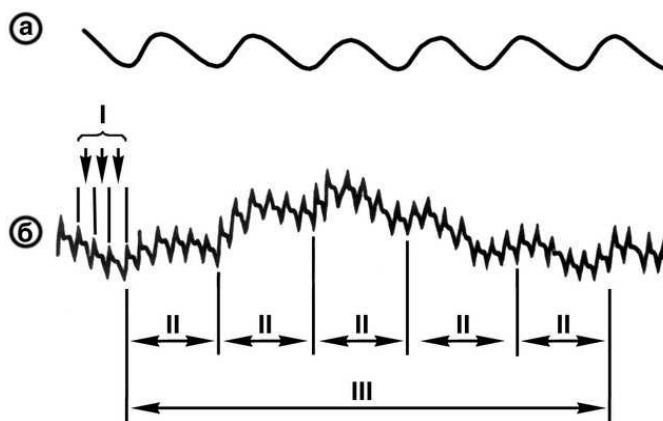


Рис. 2. Синхронно зарегистрированные пневмограмма (а) и пальцевая плетизмограмма (б): I — волны первого порядка, или объемный пульс (указаны стрелками); II — волны второго порядка, имеющие период дыхательных волн, изображенных на пневмограмме (а); III — волна третьего порядка, имеющая период нескольких дыхательных волн.

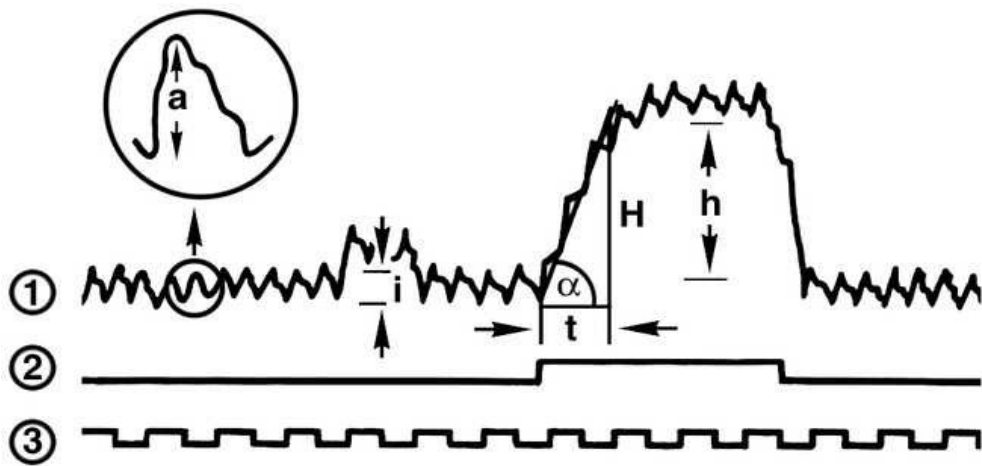


Рис. 3. Основные элементы окклюзионной плетизмограммы (1), зарегистрированной с пальца руки одновременно с отметкой подачи давления (2) в окклюзионную манжету; в круге изображена отдельная волна объемного пульса:  $a$  — амплитуда объемного пульса,  $i$  — отклонение плетизмограммы при калибровке стандартным объемом,  $H$  — начальный прирост объема кровенаполнения пальца при окклюзии вен за время  $t$ ,  $h$  — полный окклюзионный прирост объема кровенаполнения пальца,  $\alpha$  — угол отклонения плетизмограммы в начале окклюзионного прироста кровенаполнения.

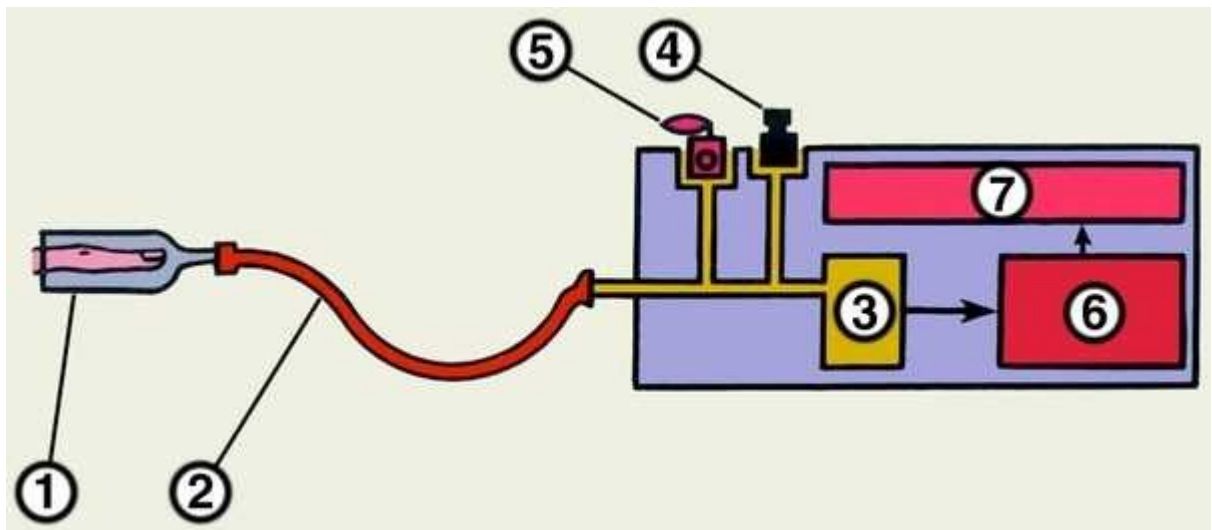


Рис. 1. Схема плетизмографа с воздушной трансмиссией: плетизмографический рецептор (1) для пальца руки, трубка (2), соединяющая воздушное пространство рецептора с механоэлектрическим датчиком (3) и калибратором (4), кран (5) для сообщения воздухопроводов плетизмографа с атмосферой, усилитель (6), регистрирующее устройство (7).