

Учебное пособие по механокардиографии

Фофанов П.Н., Военно-медицинская ордена Ленина

Краснознаменная академия имени С.М.Кирова, Ленинград, 1977 г.

ПРЕДИСЛОВИЕ:

Сердечно-сосудистые заболевания — одна из важнейших проблем современной медицины. В последние годы в ряде стран, в том числе и в СССР, отмечается некоторая тенденция к увеличению числа этих заболеваний.

Предпосылкой хороших результатов лечения является раннее распознавание характера патологии сердечно-сосудистой системы путем умелого использования клинических, лабораторных и инструментальных методов диагностики.

Современное развитие методов функциональной диагностики позволяет достаточно глубоко и всесторонне характеризовать состояние сердечно-сосудистой системы. Так, метод электрокардиографии прочно вошел в медицинскую практику и стал незаменимым в распознавании некоторых заболеваний сердца. Но между проявлениями электрической активности и сократительной функцией миокарда нет прямой зависимости. Изучение же явлений чисто физического порядка (кровеное давление, пульсовые его колебания, энергетика сердечного сокращения и пр.) имеет весьма большое значение для оценки функционального состояния аппарата кровообращения в целом. Для изучения этой физической стороны гемодинамики предложен ряд методов. Однако одни из них не имеют практической значимости ввиду недостаточной точности, другие — сложны и требуют значительного времени. Все это ограничивает их клиническое применение.

В 1935 г. Н. Н. Савицким был разработан новый прибор и предложен совершенно новый метод чтения получаемых с помощью этого прибора осциллограмм — тахоосциллограмм. Метод прост, надежен, легко доступен и достаточно точен, позволяет получить ряд очень важных показателей для оценки состояния гемодинамики.

В настоящее время метод механокардиографии (точнее тахоосциллографии и полисфигмографии) признан как в СССР, так и за рубежом и прочно вошел в клиническую практику.

Данное пособие, безусловно, будет способствовать изучению метода механокардиографии и более широкому использованию его врачами в повседневной практической и научно-исследовательской работе в госпиталях Советской Армии и Военно-морского Флота.

Заслуженный деятель науки РСФСР профессор Д. Я. Шурыгин.

МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Работа сердца и передвижение крови по сосудам сопровождаются ритмическими изменениями объема артериальных сосудов и уровня кровяного давления. Поэтому знание

уровня давления крови, его пульсовых колебаний весьма существенно для оценки функционального состояния аппарата кровообращения. Впервые измерение кровяного давления у животных было осуществлено Галесом в 1733 г. Для этой цели он ввязывал в артерию латунную трубку, соединенную резиновым шлангом с вертикально установленной стеклянной трубкой. У лошади кровь поднималась на 8—9 футов, у собаки на 4 фута. Пуазейль, предположив, что данные Галеса неверны, использовал для измерения кровяного давления U-образный ртутный манометр, соединенный с артерией резиновым шлангом. С тех пор артериальное давление принято выражать в миллиметрах ртутного столба.

Для давления в 1 мм рт. ст./см² в честь Торричелли принят символ “торр”. Пуазейль установил, что артериальное давление у лошади равно 159 торр, у собаки 151 торр (или мм рт.ст./см²).

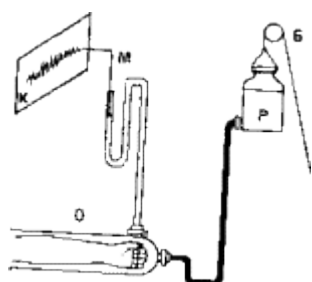


Рис. 1 Схема установки Марея для осциллографии (по Н. Н. Савицкому)

С помощью манометра Пуазейля Февр в 1856 г. впервые измерил кровяное давление у человека во время ампутации бедра и нашел его равным 120 торр (мм рт. ст./см²).

В 1876 г. Мареем (Marey) был предложен косвенный метод определения давления крови у человека. Он помещал предплечье исследуемого в плетизмограф, заполненный теплой водой (рис. 1). Плетизмограф О соединялся с резервуаром Р, подвешенным на блоке Б и заполненным водой, и с ртутным манометром М с поплавком и писчиком, при помощи которого на закопченной ленте кимографа К записывалось изменение давления в плетизмографе.

Когда давление в онкометре достигает величины, соответствующей минимальному давлению, амплитуда осцилляции увеличивается и продолжает нарастать. При так называемом среднем динамическом давлении (о нем подробно будет сказано ниже) осцилляции достигают максимума. Затем они начинают постепенно снижаться до момента, соответствующего величине систолического. В этот момент амплитуда уменьшается скачкообразно (рис. 2а).

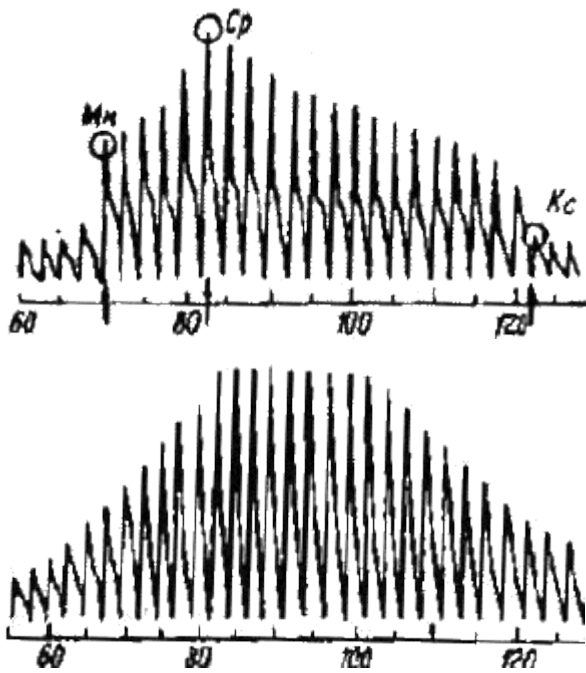


Рис. 2 (а и б). Осциллограмма по Марее (по Н. Н. Савицкому)/ Обозначения: Мн — минимальное, Ср — среднее, Кс—конечное систолическое давление; цифрами обозначено давление в торрах, остальные обозначения в тексте

Метод Марее требовал сложной и хрупкой аппаратуры, но все же вначале казался перспективным, т. к. позволял определять величину среднего динамического давления. Однако несовершенства методики ограничивали возможности использования этого метода, и вскоре интерес к нему значительно ослабел. Причина заключалась в том, что методика чтения, или расшифровки, осциллограмм, предложенная Мареем, давала неудовлетворительные результаты. На рис. 2а представлена типичная (по Марее) форма осциллограммы, которая, по данным Gley и Gomez (1931), получалась лишь в 25% всех случаев, а на рис. 2б — наиболее часто получаемая осциллограмма, встречающаяся в 75% случаев. Расшифровать последнюю кривую не представлялось возможным.

Принципиально новый прием для определения артериального давления был предложен Рива-Роччи (Riva-Rossi, 1896). Он заключался в сжатии плечевой артерии при помощи специальной резиновой манжеты шириной 4—5 см и длиной 40 см, заключенной в футляр из шелковой ткани. Манжета соединялась с ртутным манометром оригинальной конструкции и воздух в нее нагнетался с помощью баллона. О величине артериального давления судили по моменту исчезновения к затем появления пульса на лучевой артерии соответственно при подъеме и спуске давления в манжете, беря из этих показаний среднее. Как показали многочисленные исследования, величины артериального давления по Рива-Роччи существенно превышали истинную его величину. По данным Реклингхаузен (Recklinghausen, 1901), ошибки в определении давления уменьшаются при увеличении

ширины манжеты, и наилучшие результаты можно получить при ширине манжеты не менее 12 см. По Рива-Роччи определялось только систолическое давление. В 1905г. Н.С. Коротковым на межкафедральном заседании Военно-медицинской академии было сделано сообщение об открытом им звуковом феномене, возникающем при сдавливании манжетой плечевой артерии. М.В. Яновский правильно оценил практическое значение открытия Н.С. Короткова и подверг его всестороннему изучению.

Благодаря трудам М.В. Яновского метод Н.С. Короткова получил всеобщее признание и прочно вошел в клиническую практику во всем мире. Достоинством звукового метода являются его простота и доступность, он позволяет определять величину не только максимального, но и минимального давления.

Работами М.В. Яновского с соавторами было установлено, что если поднять давление в манжете выше систолического, а затем постепенно снижать его, то в момент падения до величины, примерно равной или немного меньшей систолического, в дистальном отрезке артерии появятся тоны — первая фаза феномена Короткова. При дальнейшем снижении давления в манжете тоны сменяются шумами — вторая фаза «коротковских» звуков. В дальнейшем снова появляются громкие тоны — третья фаза феномена, затем интенсивность их уменьшается — четвертая фаза, и, наконец, звуки исчезают — пятая фаза.

Типичное чередование звуковых явлений наблюдается не всегда. Фаза шумов часто отсутствует. При повышенном кровяном давлении нередко можно наблюдать появление тонов первой фазы, которые затем исчезают и появляются снова, когда давление в манжете снизится еще на 10—20 мм рт. ст. — феномен «провала». В дальнейшем звуки изменяются обычным образом.

Звуковой феномен особенно атипичен, если плавно поднимать давление в манжете. Нередко звук, иногда очень слабый, появляется только в тот момент, когда давление в манжете достигнет систолического. Если же поднять давление выше и затем его снижать, то все фазы феномена Н.С. Короткова могут отчетливо выступить, т. е. у одного и того же исследуемого звуковой феномен может отсутствовать при компрессии и быть хорошо выраженным при декомпрессии.

Время, в течение которого производится измерение давления по Н.С. Короткову, не должно быть продолжительным — не более одной минуты.

Большое число экспериментальных и клинических работ посвящено выяснению вопроса: в какой мере давление, определяемое по Н.С. Короткову, соответствует истинным величинам кровяного давления (Frank, 1930; Bonsdorff и Wolf, 1933; Г. И. Косицкий, 1958; Kenner и Gauer, 1962). Эти исследования заключались в сопоставлении данных, получаемых методом непосредственного прямого измерения давления крови (артериопункция), с

данными, полученными измерением артериального давления звуковым методом. Следует считать, что при определении артериального давления в покое появление «коротковоского» звука при декомпрессии довольно точно совпадает с величиной конечного систолического давления, превышая величину бокового систолического давления на 10—15 мм рт. ст. (торр). В отношении диастолического давления до настоящего времени дискутируется вопрос — соответствует ли истинная величина диастолического давления четвертой фазе «коротковоских» звуков, т.е. моменту перехода громких звуков в более тихие или пятой фазе, т.е. исчезновению звуков. Американская ассоциация кардиологов считает, что при определении диастолического давления в покое по моменту перехода громких звуков в тихие получаются величины, на 7—10 торр (мм рт. ст.) превышающие диастолическое давление. При определении по моменту исчезновения «коротковоских» звуков показания совпадают с получаемыми прямым методом.

Определение артериального давления по Короткову—Яновскому требует строгого соблюдения определенных условий. Его следует проводить в покое, в удобном для исследуемого положении (лежа или сидя). Рука должна быть слегка согнута и располагаться на уровне сердца. С 1925 г. снова возрастает внимание исследователей, особенно во Франции и Германии, к методу осциллографии, предложенной Мареем (Frank, 1930; Bromser, 1928; А.И. Яроцкий, 1932). Однако несовершенство методики ограничивало возможность использования осциллографии. В дальнейшем все осциллографы, предназначенные для определения артериального давления, строились с использованием принципа дифференциального манометра, но отличались невысокой собственной частотой регистрирующей системы и низкой чувствительностью. Добротность регистрирующей системы удалось значительно повысить, используя оптическую регистрацию механических движений. Оптический метод позволял значительно повысить чувствительность прибора.

В 1935 г. Н.Н. Савицким, совместно с сотрудниками Ленинградского института точной механики и оптики, разработан новый тип очень чувствительного оптического дифференциального манометра. Заслуга Н. Н. Савицкого состоит в том, что он детально разработал и научно обосновал совершенно новый метод чтения осциллограмм. Полученную с помощью созданного им прибора дифференциальную осциллограмму он назвал тахоосциллограммой (tachus — быстрый, скорый; oscillum — качание, колебание; gratta — запись), чтобы подчеркнуть, что она представляет собой первую производную по времени от объемной. Тахоосциллографический метод определения кровяного давления отличается от других осциллографических методов тем, что оптически регистрируются не изменения объема сосуда, расположенного под манжетой, а скорость этих объемных изменений.

Кроме того, использованная оптическая регистрация значительно превосходит по чувствительности имеющиеся другие приборы.

Метод тахоосциллографии прочно вошел в клиническую практику. Стало доступным определение не только диастолического, среднего динамического давления, но и истинного систолического (или бокового) давления.

ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ УСТРОЙСТВА И РАБОТЫ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОГО МАНОМЕТРА И РЕГИСТРИРУЮЩЕГО ПРИБОРА

Долгое время для клинических и экспериментальных целей употреблялись капсулы с резиновой мембраной. Это сильно затрудняло внедрение методов оптической регистрации. Н.Н. Савицкий и С.Т. Цукерман разработали совершенно новый манометр с металлической гофрированной мембраной из тонкого листа фосфористой бронзы (рис. 3).

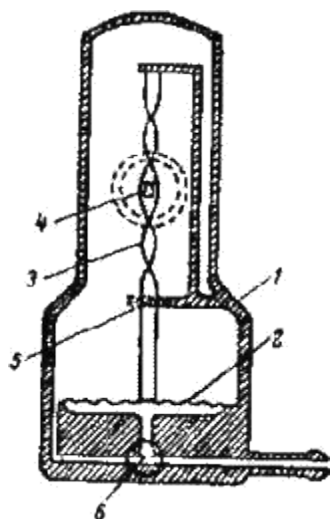


Рис. 3 Принцип устройства манометра (по Н.Н. Савицкому). Обозначения: 1 — корпус; 2 — гофрированная мембрана; 3 — закрученная по оси ленточка; 4 — зеркальце; 5 — капля масла, свободно лежащая в кольце; 6 — трехходовой кран, перекрывающий перепускное отверстие

Металлическая мембрана обладает по сравнению с резиновой высокой упругостью. При повышении давления на 1 торр мембрана смещается всего на 0,005 мм. Однако благодаря использованию принципа закрученной ленточки удалось достигнуть и при этом малом смещении мембраны значительного угла поворота зеркальца. При изменении давления в системе на 1 торр - луч света отклоняется по бумаге на 50 мм.

В центре мембрана жесткосоединена с ленточкой из тонкого дюралюминия, направленной перпендикулярно к плоскости мембраны. Ленточка скручена по оси и на ней укрепле-

но зеркальце. При вибрации, смещении мембраны степень натяжения ленточки меняется — она начинает скручиваться или раскручиваться, поворачивая при этом зеркальце.

Для регистрации осциллограмм в приборе и используется такой дифференциальный манометр. Особенности его работы заключаются в следующем.

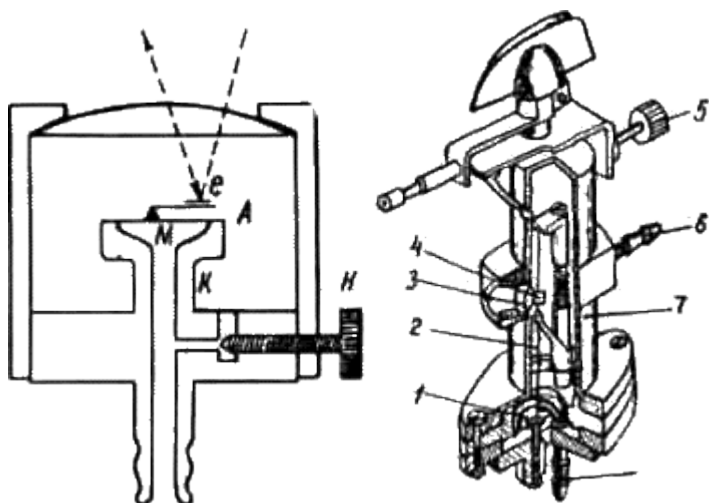


Рис.4. Схема дифференциального манометра(по Н.Н. Савицкому). Обозначения в тексте.

Рис.5. Дифференциальный манометр (общий вид и разрез, по В. С. Чернобурову)

Обозначения: 1-мембрана; 2 - спиральная пружина; 3 - окна для линзы; 4 - зеркальце; 5 - винт для разворота манометра по горизонтальной оси; 6- штуцер для подключения к пневмосистеме прибора; 7 - корпус манометра; 8 - штуцер для соединения рабочей полости манометра с датчиком

Представим себе обычный манометр большой чувствительности (рис. 4), мембрана которого, несущая зеркальце (е), окружена герметическим воздушным пространством — А. Это пространство соединяется боковым отводом (К) с манометрической капсулой (М). Отвод может перекрываться краном — Н. Допустим, что кран открыт. Соединим манометр со шприцем «Рекорд» и будем вдвигать поршень, увеличивая этим давление в системе. Никакого смещения мембраны не произойдет, так как давление будет действовать на мембрану с обеих ее поверхностей с одинаковой силой. Теперь немного прикроем кран. Тогда при вдвигании поршня давление в течение некоторого времени будет действовать на стороны мембраны с неодинаковой силой.

Если прекратить движение поршня, давление по обе стороны мембраны выровняется и она станет в свое нулевое положение. Из этой простой схемы следует, что отклонение мембраны будет тем больше, чем быстрее будет изменяться давление в системе, чем относительно сильнее будет прикрыт кран Н и чем больше будет объем герметического пространства — А. Если записать движения мембраны при изменении давления в системе, то мы получим соответствующие кривые.

При этом манометр отмечает изменения давления в зависимости не от абсолютной величины, на которую изменяется давление, а от времени, в течение которого происходит это изменение, т. е. прибор (манометр) дифференцирует изменения давления или объема по времени. Аппарат снабжен тремя дифференциальными манометрами и одним манометром давления, который отражает изменение нарастания противодействия в манжете во время регистрации тахоосциллограммы (рис. 5).

Оптическая часть регистрирующего прибора состоит из ряда линз и зеркалец (рис. 6). При оптической регистрации луч от источника света, отраженный зеркальцем, должен давать на фотоленте яркое и четкое изображение. Это достигается тем, что лампочка (1) освещает диафрагму (2) с узкими щелями, расположенными перпендикулярно к оси цилиндрической линзы (3). Через эту линзу луч света отбрасывается на зеркальца датчиков (манометров), перед которыми устанавливаются линзы (4). Они проецируют отраженное зеркальцем изображение («зайчик») на плоскоцилиндрическую линзу (5), стоящую перед лентой фотобумаги. Четкость и яркость изображения в значительной степени зависят от качества оптики и источника света. Следует брать лампочку в 30—40 Вт. Качество изображения зависит от свойств отражающего зеркальца. Чем больше размер его, тем ярче изображение, но вместе с тем меньше резкость его контуров. Наилучшие результаты получаются при размерах зеркальца не больше 4 мм².

Движение фотоленты осуществляется с помощью специального лентопротяжного механизма. Посредством ряда шестерен бумага передвигается в специальной кассете с подающего на приемный валик.

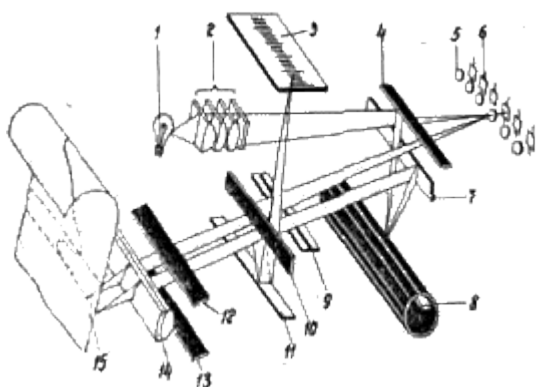


Рис 6. Оптическая схема регистрирующего устройства механокардиографа типа Н-106 (по В. С. Чернобурову).

Обозначения: 1— источник света; 2— цилиндрический конденсор; 3 — установочный экран; 4 — зеркало, направляющее пучок света на отметчик времени; 5 — линза; 6 — зеркальце манометра; 7 — зеркальце, направляющее пучок света от отметчика времени на фотобумагу; 8 — зеркало отметчика времени; 9 — зеркало для регулировки манометра в вертикальной плоскости; 10 — цилиндрическое зеркало, направляющее световой пучок на

установочный экран и фотобумагу; 11—зеркало, отражающее пучок света на установочный экран; 12 и 13 — раздвижные шторы, регулирующие освещенность фотобумаги; 14 — цилиндрический объектив; 15 — фотобумага

При записи тахоосциллограмм скорость движения бумаги должна быть 10 мм/с. Запись на бромосеребряной бумаге требует последующей трудоемкой и длительной обработки. В настоящее время для оптической регистрации имеется бумага, изображение на которой возникает под воздействием ультрафиолетовых лучей и становится видимым после освещения обычным светом. Отпадает необходимость последующей обработки, и изображение практически становится видимым тотчас после выхода ленты из аппарата. Недостатком ультрафиолетовой бумаги является то, что изображение нестойко и с течением времени выцветает, особенно если хранится на свету.

Кроме того, прибор снабжен специальной пневмосистемой, состоящей из двух резервуаров для воздуха, редукторов и системы резиновых воздухопроводов. Один редуктор контролирует уровень давления в пневмосистеме, другой — обеспечивает плавную подачу воздуха из резервуаров в систему манометр — манжета.

Употребляемые в практике различные манжеты не оказывают существенного влияния на форму и амплитуду тахоосциллограммы. Значительное влияние на изменение амплитуды записи оказывает присоединение на пути между манжетой и дифференциальным манометром добавочного воздушного объема. Форма кривой при этом особенно не изменяется, но амплитуда уменьшается примерно в 1,2 раза при увеличении добавочного объема на 100 см³.

Подготовка аппарата к работе и регистрация тахоосциллограммы:

- 1) включить аппарат за 10—15 мин до начала съемки;
- 2) вывести «зайчики» пульсового манометра и манометра давления на шкале визуального наблюдения. «Зайчик» пульсового манометра установить на отметке 70—80, а верхний «зайчик» манометра давления на отметке 0;
- 3) установить кнопчным переключателем скорость протяжки ленты — 10 мм/с;
- 4) наложить датчик, соединенный с пульсовым манометром (1-й канал), на *a. radialis* и поворотом краника этого манометра проконтролировать по визуальной шкале правильность наложения: каждый пульсовой удар должен вызывать смещение «зайчика» на визуальной шкале не менее 1 см;
- 5) наложить на плечо пациента манжету и соединить ее с дифференциальным манометром (2-й канал), «зайчик» манометра установить на отметке 30—40 визуальной шкалы;

б) с помощью резиновой груши заполнить пневмосистему воздухом до момента загорания лампочки — «контроль давления»;

7) перевести краник давления на панели пневмоблока в положение «подъем давления», в результате чего воздух из резервуаров будет плавно поступать в систему манжета — манометр и манжета начнет сдавливать мягкие ткани плеча и плечевую артерию;

8) по визуальной шкале следить за положением "зайчиков" манометра давления: как только нижний «зайчик» сольется с верхним («нулевым»), нажатием тумблера включить лентопротяжный механизм (рис. 7, регистрация тахоосциллограммы);

9) запись тахоосциллограммы проводить до прекращения осцилляции (остановки «зайчика») с a.radialis;

10) выключив лентопротяжный механизм, вернуть в исходное положение краник давления и подождать возвращения «зайчика» давления в нулевое положение;

11) отсоединить от аппарата пульсовой датчик и манжету и снять их с пациента;

12) в специальный журнал занести возраст, рост и массу (вес) исследуемого.

Рекомендуется первую запись делать «холостой», без включения лентопротяжного механизма, т. к. в ответ на сдавливание манжетой происходит рефлекторное сокращение отдельных мышечных волокон, что искажает тахоосциллограмму и затрудняет ее расшифровку.

Запись следует проводить 2—3 раза, чтобы можно было вывести средние величины из 2—3 измерений. Для получения истинных величин АД регистрацию тахоосциллограммы рекомендуется производить в условиях основного обмена. Однако это не всегда возможно и в практической клинической работе запись производят утром после 30—40-минутного отдыха пациента в постели.

Во избежание получения ложных величин гемодинамики запись тахоосциллограммы не следует проводить после исследований желудочного и дуоденального содержимого, радиоизотопного сканирования, физиотерапевтических процедур, лечебной физкультуры и т.п.

ФОРМИРОВАНИЕ ТАХООСЦИЛЛОГРАММЫ И МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

«Тахоосциллограмма— это кривая, отражающая изменение скорости, с которой в зависимости от противодействия в манжете меняется скорость изменений объема тканей и сосуда, расположенных под манжетой» (Н.Н. Савицкий). Иными словами, тахоосциллограмма отражает изменение скорости опорожнения сосудов под манжетой в зависимости от противодействия в манжете.

Изучение особенностей тахоосциллограммы показало, что наиболее четкие изменения ее формы наблюдаются при постепенном и плавном повышении давления в манжете. Н.Н. Савицким было установлено, что наиболее тонким индикатором, характеризующим гемодинамику в сжимаемой артерии, служит диастолическая часть осциллограммы. Это определило принципиально новую возможность расшифровки тахоосциллограмм.

Форма тахоосциллограммы, снятой в период компрессии сосуда, имеет характерный вид (рис. 8), позволяющий с наименьшей погрешностью определить величины давления по деформации диастолического отрезка кривой. По существу, этот отрезок характеризует скорость опорожнения сжимаемой артерии, которая меняется в зависимости от величины давления, оказываемого манжетой на артерию.

Амплитуда положительных (направленных вверх) осцилляции характеризует скорость, с которой объем артерии или тканей под манжетой увеличивается в момент систолы, и бывает тем больше, чем быстрее происходят эти изменения объема.

Если постепенно повышать давление в манжете, то в какой-то момент на диастолическом отрезке кривой появляется отрицательный зубец, который в последующем еще больше опускается ниже нулевой линии. Этот отрицательный зубец и будет соответствовать уровню минимального (M_n), диастолического, давления.

В этот момент изменения объема приобретают отрицательное значение, что может наблюдаться только в том случае, если давление в манжете в конце диастолы начнет несколько превышать давление в артерии. Соответствующие этому моменту положительные осцилляции начинают резко, скачкообразно увеличиваться.

При дальнейшем повышении давления отрицательные колебания увеличиваются и непосредственно переходят в восходящую часть осцилляции. В какой-то момент непосредственный переход в положительную осцилляцию нарушается, когда давление в манжете соответствует среднему давлению в сосуде. На нижнем колене восходящей части осцилляции появляется узловатое (муфтообразное) утолщение, которое становится все более и более широким. Это так называемая волна закрытия, волна «Р». Появление волны «Р» свидетельствует, что противодействие в манжете достигает такой величины, при которой стенки артерии в конце диастолы спадаются до полного их соприкосновения. Этот момент соответствует уровню среднего гемодинамического давления (C_p). Появление волны закрытия («Р») обычно совпадает с наибольшей положительной осцилляцией. Во время систолы артерия полностью или почти полностью расправляется.

Далее величина положительных осцилляции может начать сразу уменьшаться или они некоторое время остаются неизменными, образуя плато. Но нижний отрезок продолжает испытывать дальнейшую деформацию. Описанное выше утолщение растягивается; это

свидетельствует о том, что сосуд в период диастолы остается закрытым все больший и больший промежуток времени. Амплитуда отрицательных осцилляций начинает прогрессивно увеличиваться, а положительных— уменьшаться. В момент появления наибольшей отрицательной осцилляции противодействие в манжете соответствует величине бокового (или истинного) систолического давления (Бс). Процесс формирования отрицательных осцилляций протекает двояко. В одних случаях начинает постепенно увеличиваться преддикротическое западение, в других— отрицательная осцилляция образуется в конце диастолического периода. Исходя из этого, Н.Н. Савицкий все формы тахоосциллограмм делит на два типа— преддикротический и постдикротический (рис. 9-а и 9-б). Как видно из представленного рисунка, определение минимального давления при постдикротическом типе тахоосциллограммы производится по первому отрицательному западению (зубцу) перед положительной осцилляцией, а при преддикротическом типе— после положительной осцилляции.

Постдикротический тип свойствен больше нормотоническим и гипертоническим состояниям. При нем чаще наблюдается плато, что обычно сопровождается расщеплением верхушки положительных осцилляций.

Второй тип наблюдается как при нормо-, так и при гипотонических состояниях. Здесь реже образуется плато и отсутствует обычно расщепление верхушки положительной осцилляции.

При дальнейшем повышении давления в манжете исчезает пульс *a. radialis*, а следовательно, и пульсовые колебания на одновременно регистрируемой сфигмограмме лучевой артерии. Этот момент соответствует конечному систолическому давлению (Кс).

Описанные, изменения диастолического отрезка тахоосциллограммы как индикатор соответствия противодействия в манжете величинам переменного артериального давления отличаются в подавляющем большинстве случаев постоянством и четкостью.

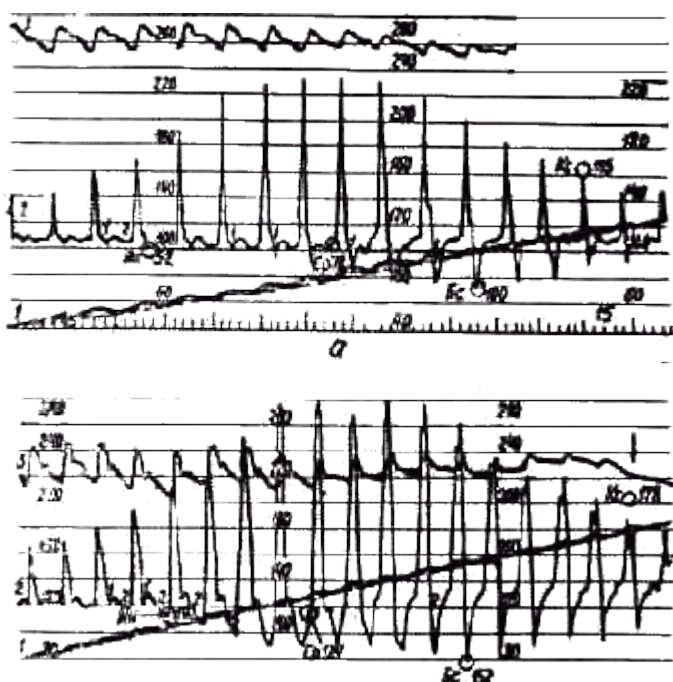


Рис. 9. Тахоосциллограммы: а—преддикротического; б— постдикротического типа (по Н.Н. Савицкому)

При сопоставлении данных измерения артериального давления методом Короткова—Яновского и тахоосциллографическим получены хорошие совпадения величин систолического и диастолического давлений. Метод тахоосциллографического определения артериального давления характеризуется достаточно высокой точностью— ошибка обычно не превышает ± 3 мм рт.ст. Однако точность определения величин артериального давления может зависеть от ряда причин (скорость подъема давления в манжете, частота сердечных сокращений и др.). Преимуществом тахоосциллографии является измерение артериального давления в период компрессии, то есть в условиях, когда отсутствуют местные нарушения циркуляции, наступающие при измерении давления в условиях декомпрессии, и форма кривой при определенных условиях не зависит ни от окружающих артерию тканей, и от свойств и состояния сосудистых стенок.

Отчетливо выявляются преимущества тахоосциллографии в тех случаях, когда аускультативным путем трудно определить уровень артериального давления, например, при значительном снижении его в результате сосудистых катастроф (инфаркт миокарда, кровоизлияние в мозг и т.п.), в условиях феномена «провала» коротковских тонов, связанного с дыхательными колебаниями артериального давления или при феномене «бесконечного тона», когда наблюдается самостоятельное звучание стенок артерий. Этот феномен бывает при недостаточности аортальных клапанов, но может быть и у здоровых людей при больших физических нагрузках. Однако гемодинамические причины возникновения данного феномена в этих условиях различны, и только объективная регистрация на тахоосциллограмме позволяет правильно определить истинное диастолическое давление. При

определении величин артериального давления по тахоосциллограмме производится измерение (с помощью миллиметровой линейки) расстояния между «нулевой» линией и кривой подъема давления в манжете. Полученный результат удваивают и прибавляют величину, соответствующую «нулю» прибора (40—45 мм рт. ст. по паспорту).

Так, например, для определения величины минимального давления на уровне диастолического западения, появления отрицательного зубца или на уровне момента резкого нарастания положительных осцилляций на дифференциальной кривой измерим расстояние между «нулевой» линией и линией подъема давления. Эту величину следует удвоить и прибавить величину соответствующего нулевой линии данного прибора.

Допустим, что при измерении на уровне, соответствующем минимальному давлению, расстояние между «нулевой» линией и линией подъема давления равно 18 мм. Удваиваем это число: $18 \times 2 = 36$ мм. К этой величине прибавляем величину нулевой линии прибора, к примеру, 40 мм рт. ст., и получаем $36 + 40 = 76$ мм рт. ст. Значит, величина минимального давления в данном случае равняется 76 мм рт. ст.

Таким же образом производим измерение и эти несложные арифметические действия на уровне, соответствующем среднему артериальному давлению (зубец «Р» на переходной части кривой), боковому систолическому давлению (наибольшая отрицательная осцилляция) и конечному давлению (прекращение осцилляций на *a. radialis*).

Для определения истинной пульсовой амплитуды или пульсового давления производят вычитание минимального из бокового (или истинного) систолического ($B_c - M_n = ДР$ или $Пд$). Разность между конечным систолическим и боковым систолическим давлением составляет величину так называемого гемодинамического удара или ударного давления ($K_c - B_c = ГДУ$). Для большей точности измерения производят по двум тахоосциллограммам и из двух полученных величин берут среднее значение.

ВИДЫ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ, ИХ ХАРАКТЕРИСТИКА

Изменяющееся давление крови в сосудистой системе есть сложная результирующая взаимодействия ряда факторов. Уровень кровяного давления, по Н.Н. Савицкому, в основном обуславливается:

- а) количеством крови, поступающей в сосудистую систему в единицу времени;
- б) интенсивностью оттока на периферию;
- в) емкостью артериального отрезка сосудистого русла (отношение прироста объема к приросту давления);
- г) упругим сопротивлением стенок сосудов;
- д) скоростью поступления крови во время систолы;

- е) вязкостью крови;
- ж) соотношением времени систолы и диастолы;
- з) частотой сердечных сокращений.

Величина кровяного давления зависит в неодинаковой степени от перечисленных факторов и их взаимоотношений. Безусловной является зависимость уровня кровяного давления от степени проходимости артериол (периферического сопротивления).

Минимальное давление (Мн)

Минимальное (или диастолическое) давление— это наименьшая величина давления крови в конце диастолического периода.

Принято считать, что высота минимального давления в основном определяется степенью проходимости системы прекапилляров. Чем больше сопротивление прекапилляров, тем выше минимальное давление. Н.Н. Савицкий считает, что стойкое повышение минимального давления— более неблагоприятный признак, чем повышение максимального давления.

Н.Н. Савицкий в серии специально поставленных опытов показал, что величина минимального давления существенно зависит от проходимости прекапилляров, частоты пульсаций и от эластических свойств сосудов. Минимальное давление тем выше, чем больше сопротивление прекапилляров, чем ниже эластическое сопротивление крупных сосудов и чем больше частота пульса. В норме у здоровых людей уровень минимального артериального давления колеблется в пределах 65 ± 10 мм рт. ст. (Н.Н. Савицкий). В возрасте 19—50 лет наиболее часто диастолическое давление бывает 70—79 мм рт. ст., а 50—70 лет— 80—89 мм рт. ст. (А.Л. Мясников).

По формуле, предложенной З.М. Волынским, получены индивидуально должные величины в зависимости от возраста обследуемого (см. приложение— табл. 1).

Среднее гемодинамическое давление (Ср)

Под средним артериальным давлением не следует понимать среднее арифметическое между максимальным и минимальным давлением.

Если на кривой центрального пульса взять среднюю из всех переменных значений давления, то это и будет величина среднего динамического давления.

По Н.Н. Савицкому: «среднее динамическое артериальное давление есть результирующая всех тех переменных значений давления, которые имеют место в течение одной инволюции сердца.

Математически это интеграл, или среднее из бесконечно малых изменений давления в пределах от минимального до бокового систолического давления в течение времени одного сердечного цикла».

Еще И.М. Сеченов и И.П. Павлов придавали очень большое значение среднему динамическому давлению.

И.П. Павлов в своих исследованиях кровяного давления и его изменений показал, что животный организм при воздействии на него ряда факторов (сухоядение, перерезка нервов и др.) достаточно упорно удерживает среднее давление на одном и том же уровне. В своих лекциях по кровообращению он писал: «Нужно запомнить факт, что величина среднего давления удерживается на постоянном уровне. Она не должна сильно повышаться, потому что тогда не хватит вместительности для крови, и сосуды могут не выдержать напора, но она и не должна сильно падать, потому что уменьшится разница давлений в артериальной и венозной системах, и нормальное кровообращение нарушится, что, как вы понимаете, тоже очень опасно для организма. Значит, кровяное давление в артериях характеризуется, с одной стороны, его постоянными колебаниями, с другой— постоянством, неизменяемостью среднего кровяного давления. Среднее кровяное давление упорно сохраняется организмом на постоянном уровне».

Учение И.П. Павлова о постоянстве среднего динамического давления получило в последующем подтверждение в работах других авторов.

Работами школы Н.Н. Савицкого также показано, что при нормальной регуляции кровообращения среднее динамическое давление— достаточно постоянная величина.

В клинической литературе имеется большое количество работ по изучению среднего давления в норме и при различных патологических состояниях.

Величина среднего динамического давления является важнейшим показателем гемодинамики, при правильном использовании которого открываются широкие возможности изучения состояния прекапиллярного русла и оценки сложной взаимосвязи и взаимообусловленности различных гемодинамических величин.

В норме среднее давление составляет 80—90 мм рт. ст., однако следует учитывать возраст обследуемого. Так, по данным Н.Н. Савицкого, среднее динамическое давление в возрасте до 45 лет составляет в среднем 80 мм рт. ст., с пределами колебаний 75—92 мм рт. ст.; старше 45 лет— 85—95 мм рт. ст., а в более пожилом возрасте в некоторых случаях достигает 100—110 мм рт. ст.

Иногда среднее давление может быть постоянно ниже средней нормы. Это не обязательно выражение патологии и может быть следствием определенной установки в нервно-рефлекторной регуляции кровообращения. Низкие величины среднего давления характе-

ризируют гипотонию, которая, впрочем, может встречаться и как вариант нормы (Н.С. Молчанов, Е.В. Гембицкий, 1958, 1962). Соотношения между средним давлением, минимальным и боковым систолическим при гипотонии менее постоянны, чем в норме.

При гипертонических состояниях различного происхождения среднее давление всегда выше 90 и может иногда достигать 180—190 мм рт. ст. В отличие от этого при нейроциркуляторных дистониях уровень среднего динамического давления сохраняется нормальным, что может использоваться при дифференциальной диагностике с гипертонической болезнью первой стадии.

Характерно, что границы между минимальным, средним и боковым систолическим давлением при гипертонических состояниях значительно раздвинуты, что свойственно системам с ригидными сосудистыми стенками. В отличие от нормы при гипертонии высота среднего давления чаще ближе к минимальному, чем к боковому систолическому. Между высотой среднего давления и степенью ригидности сосудов имеется некоторая нестрогая зависимость (В.П. Никитин, 1959).

Среднее давление должно быть тем больше, чем выше периферическое сопротивление, т.е. чем растяжимее стенки сосудов и чем короче время диастолы. Уровень среднего давления зависит также и от величины минутного объема сердца. Таким образом, величина среднего гемодинамического давления находится в пропорциональной зависимости от периферического сопротивления и минутного объема циркуляции.

Боковое (или истинное) систолическое давление (Бс)

Боковое систолическое давление— это давление, которое испытывает внутренняя стенка сосуда (артерии) во время систолы. Единственным «бескровным» методом определения бокового систолического давления является тахоосциллографический. Наибольшая отрицательная осцилляция появляется в момент, когда в сжимаемый сосуд проникает максимально возможный объем крови, изгоняемый при наибольшей скорости. Клиническое значение бокового систолического давления состоит в том, что по его уровню удается определить истинное давление во время систолы и истинную пульсовую амплитуду. Величина бокового систолического давления в норме колеблется в пределах 90—110 мм рт. ст.

Гемодинамический удар, или ударное давление (ГДУ)

Если внезапно остановить движущийся в какой-нибудь трубе поток жидкости, то перед местом остановки давление сразу повысится— кинетическая энергия движущегося столба жидкости на короткий момент превратился в давление. Это так называемый гидродина-

мический удар, или феномен Н.Е. Жуковского (им впервые подробно изучено образование этого явления).

Большинство авторов, занимавшихся изучением артериального давления, считают, что и в артериальной системе при определенных условиях можно наблюдать явления типа гидродинамического удара.

Известен феномен Хила, который заключается в том, что при одновременном измерении давления крови безынерционным эластическим манометром, вставленным в бедренную артерию и в одну из крупных артерий, непосредственно отходящих от аорты, систолическое давление в бедренной артерии оказывается выше, чем в аорте.

При экспериментальных исследованиях было показано, что если измерять давление в каком-либо крупном сосуде, например в сонной артерии, манометром, непосредственно соединенным с центральным отрезком артерии, и манометром, соединенным с Т-образной канюлей, вставленной в эту же артерию, то систолическое давление во втором случае будет более низким. Если зажать артерию дистальнее Т-образной канюли, то манометр будет показывать более высокие цифры систолического давления.

Приведенные данные свидетельствуют о том, что при определенных условиях и в сосудистой системе может проявляться действие инерционных сил, определяемых как прирост давления.

В отличие от гидродинамического удара в трубах, где действие его прекращается, как только движение остановлено, в сосудистой системе он будет проявлять свое действие при каждом пульсовом ускорении, при каждой пульсации, когда сосуд сжат манжетой или непосредственно соединен с манометром.

Н.Н. Савицким на упрощенной гидродинамической схеме показано, что чем больше меняется скорость движения жидкости и скорость распространения пульсовой волны, тем больше прирост давления. С другой стороны, чем больше частота пульсации, тем меньше прирост давления.

Величина гемодинамического удара тем больше, чем место измерения давления дальше от аорты. Гемодинамический удар должен быть также тем больше, чем больше систолический объем сердца.

В организме условия для проявления инерционных сил в артериальной системе значительно сложнее. В отличие от опытов на модели, в сосудистой системе необходимо учитывать еще одно обстоятельство— ветвление сосудов.

По мере увеличения числа ветвей диаметр каждой из них уменьшается, тогда как суммарная площадь сечения ветвей увеличивается. Уменьшается, следовательно, масса крови,

движущаяся в каждой отходящей от основного ствола ветви, и уменьшается скорость ее движения.

Следовательно, кинетическая энергия по мере уменьшения диаметра сосудов в каждом данном отрезке сосудистой системы будет уменьшаться. В области артериол действие инерционных сил практически исчезает. Разница между конечным и боковым систолическим давлением должна быть наибольшей примерно в области плечевой и, особенно, бедренной артерий. Затем она снова уменьшается.

Таким образом, на величину гемодинамического удара влияют:

- 1) скорость движения крови;
- 2) величина массы крови;
- 3) функциональное состояние крупных артериальных сосудов;
- 4) степень проходимости артериол.

По данным Н.Н. Савицкого, нарастание гемодинамического удара у больных гипертонической болезнью обычно сопровождается ухудшением общего состояния, усилением головных болей; оно часто предшествует кровоизлиянию на дне глаза, мозговому инсульту. Иными словами, высокие цифры гемодинамического удара могут указывать на надвигающуюся катастрофу в сосудистой системе. Увеличение его дает возможность предвидеть эту катастрофу и обязывает к срочному проведению действенных лечебно-профилактических мероприятий.

Чем относительно большая часть кинетической энергии, освобождаемой сердцем, будет превращаться в потенциальную энергию растянутой сосудистой стенки, тем меньше будет разница между боковым и конечным систолическим давлением, тем совершеннее будет работа сосудистой системы. Гемодинамический удар (ударное давление) следует определить как инерционный момент движущейся массы крови, когда при определенных условиях кинетическая энергия движения переходит в энергию давления. В организме такие инерционные силы создаются в основном в месте перехода артерий в артериолы.

Определив по тахоосциллограмме величину бокового и конечного систолического давлений, находим их разность, которая и будет составлять величину гемодинамического удара:

$$K_c - B_c = \Gamma ДУ.$$

В норме величина гемодинамического удара колеблется от 10 до 20 мм рт. ст. (в среднем 15 мм рт. ст.).

При гипертонических состояниях Гемодинамический удар значительно увеличивается, достигая 50—70 мм рт. ст.

Иногда при значительном увеличении ГДУ происходит разрыв сосудистой стенки, чему способствуют ее ригидность и склеротические изменения.

Истинная пульсовая амплитуда (AP), или пульсовое давление (ПД)

Г.Ф. Ланг (1950) при изучении кровяного давления у больных с гипертонической болезнью обратил внимание на большую величину пульсового давления как фактора прогностически неблагоприятного.

Обычно принято пульсовую амплитуду определять как разницу между конечным систолическим и минимальным давлением. Не располагая до настоящего времени методами определения бокового систолического давления у человека, мы вынуждены были довольствоваться определением пульсовой амплитуды по разнице между конечным и минимальным давлением, что является неточным. В этом случае недоучитывается величина гемодинамического удара. Под пульсовым давлением (или истинной пульсовой амплитудой) следует понимать разницу между боковым систолическим и диастолическим (минимальным) давлением.

Некоторые исследователи, основываясь на величине пульсового давления, пытались оценивать сократительную способность миокарда. Однако значительные цифровые ошибки (до 30%) при определении МО заставили отказаться от такого метода расчета. Высчитав по тахоосциллограмме минимальное и боковое (или истинное) систолическое давление, находим истинную пульсовую амплитуду (пульсовое давление):

$$Бс—Мн = D P \text{ (ПД)}.$$

В норме пульсовое давление равно в среднем 35 ± 10 мм рт. ст. Как указывает Н.Н. Савицкий, пульсовая амплитуда, исчисленная по разнице между боковым систолическим и минимальным давлением, в возрасте до 35 лет колеблется от 25 до 40 мм рт. ст., в более старшем возрасте могут встречаться лица с пульсовой амплитудой 40 и даже 50 мм рт. ст.

Увеличение пульсовой амплитуды рассматривается в большинстве случаев как признак неблагоприятный (Г.Ф. Ланг, Н.Н. Савицкий, В.А. Вальдман).

Конечное систолическое (максимальное) давление (Кс)

Под конечным систолическим давлением понимают наибольший уровень артериального давления в артериальной системе во время систолы. Конечное систолическое давление— это весь запас энергии, которым фактически обладает струя крови в данном участке сосудистой системы. Она выражает сумму величин потенциальной и кинетической энергии на данном отрезке сосудистой системы.

Конечное систолическое давление зависит от величины бокового давления и одновременно от прироста его за счет превращения кинетической энергии движения столба крови в давление.

Лабильность конечного систолического давления зависит от сократительной функции миокарда, систолического объема сердца, состояния эластичности сосудистой стенки, гемодинамического удара и частоты сердечных сокращений. Имеется довольно большое число клинических исследований о разнице между величинами конечного систолического давления на верхних и нижних конечностях. Все авторы, занимавшиеся этим вопросом, ограничивались учетом разницы между систолическим давлением на нижних и верхних конечностях безотносительно к величине бокового систолического давления. Поэтому, определяя разницу между величиной конечного систолического давления на ноге и руке и полагая, что боковое систолическое давление одинаково, мы, по существу, определяем разницу между силой гемодинамического удара в плечевой и подвздошной артериях. Конечное систолическое давление в бедренной артерии всегда выше, чем в плечевой.

Конечное систолическое давление в покое у здоровых лиц равно в среднем 125 ± 10 мм рт. ст. Следует заметить, что тахоосциллографический метод, как правило, дает более высокие цифры (на 5—10 мм рт. ст.) систолического давления, чем аускультативный. Индивидуально должны быть величины максимального давления в зависимости от возраста, вычисленные по формуле З.М. Вольнского, приведены в табл. 1.

УПРУГОВЯЗКИЕ СВОЙСТВА СТЕНОК АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ. СОСУДИСТЫЙ ТОНУС

А.Г. Полотебнов, работавший у С.П. Боткина, в 1869 г. опубликовал работу «Склероз артериальной системы как причина последовательного страдания сердца». Это была первая клиничко-экспериментальная работа по изучению упруговязких свойств сосудистых стенок и их роли в патологии аппарата кровообращения. А.Г. Полотебнов доказал, что сосуды выполняют очень важную роль благодаря своей эластичности. Они волнообразно проталкивают кровь на периферию и тем самым облегчают работу сердца. М.В. Яновский деятельность сосудов называл «периферическим сердцем». А.Г. Полотебнов, вызывая уплотнение стенки сосудов, показал, что в этом случае сосуды как бы выходят из строя и вся нагрузка ложится на сердце. Это приводит к гипертрофии левого желудочка.

Через 12 лет появляются работы Марея и других, посвященные определению величины упругого сопротивления сосудистых стенок и значению этого фактора для движения струи крови в сосудах. Интерес к этому вопросу не ослабевает и в настоящее время.

При поступлении крови во время систолы в аорту часть кинетической энергии сердца тратится непосредственно на передвижение крови по сосудам, часть же превращается в потенциальную энергию растянутой стенки артериальных сосудов. Если представить, что артериальные стенки нерастяжимы— тогда вся работа по передвижению крови должна быть закончена во время периода изгнания, т.е. примерно за 0,3 с. При этом мощность сердечного сокращения будет равна:

$$M_1 = A/0,3$$

Если представить, наоборот, что стенки артерий чрезвычайно податливы, растяжимы, то вся кинетическая энергия сердечного сокращения превратится в потенциальную энергию растянутых артериальных стенок, которая уже в течение всего периода инволюции сердца (примерно 0,9 с) будет совершать работу по передвижению той же массы крови. Отсюда мощность сердечного сокращения будет равна:

$$M_2 = A/0,9$$

то есть

$$M_1/M_2 = A \cdot 0,9 / (0,3 \cdot A) \text{ или } M_1 = 3M_2.$$

Следовательно, мощность сердечного сокращения в первом случае должна быть в 3 раза больше, чем во втором.

Из приведенного примера становится ясным, что сосуды, как доказал А.Г. Полотебнов, играют очень большую роль. При искажении растяжимости сосудистой стенки нагрузка на сердце резко возрастает. И.П. Павлов на своих лекциях по кровообращению всегда подчеркивал большое значение упруговязких свойств сосудистых стенок для передвижения крови по сосудистой системе.

Скорость распространения пульсовой волны

Как уже было указано, в момент систолы некоторый объем крови поступает в аорту, давление в начальной части ее повышается, стенки растягиваются. Затем волна давления и сопутствующее ее растяжение сосудистой стенки распространяются дальше к периферии и определяются как пульсовая волна. Таким образом, при ритмическом выбрасывании крови сердцем в артериальных сосудах возникают последовательно распространяющиеся пульсовые волны. Пульсовые волны распространяются в сосудах с определенной скоростью, которая, однако, отнюдь не отражает линейной скорости движения крови. Эти процессы в принципе различны. Сали (H. Sahli) характеризует пульс периферических артерий как «волнообразное движение, которое происходит вследствие распространения образующейся в аорте первичной волны по направлению к периферии».

Определение скорости распространения пульсовой волны, по мнению многих авторов, является наиболее достоверным методом изучения упруговязкого состояния сосудов.

Для определения скорости распространения пульсовой волны производится одновременная запись сфигмограмм с сонной, бедренной и лучевой артерий (рис. 10). Приемники (датчики) пульса устанавливаются: на сонной артерии— на уровне верхнего края щитовидного хряща, на бедренной артерии— в месте выхода ее из-под пупартовой связки, на лучевой артерии— в месте пальпации пульса. Правильность наложения датчиков пульса контролируется положением и отклонениями «зайчиков» на визуальном экране прибора.

Если одновременная запись всех трех пульсовых кривых по техническим причинам невозможна, то одномоментно записывают сначала пульс сонной и бедренной артерий, а затем сонной и лучевой артерий. Для расчета скорости распространения пульсовой волны нужно знать длину отрезка артерии между приемниками пульса. Измерения длины участка, по которому распространяется пульсовая волна в эластических сосудах ($L_э$) (аорта— подвздошная артерия), производятся в следующем порядке (рис. 11):

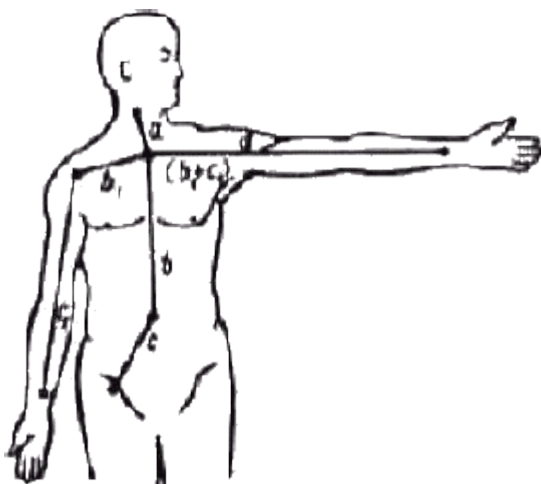


Рис.11. Определение расстояний между приемниками пульса — «датчиками» (по В. П. Никитину). Обозначения в тексте:

а— расстояние от верхнего края щитовидного хряща (местоположение приемника пульса на сонной артерии) до яремной вырезки, где проецируется верхний край дуги аорты;

б— расстояние от яремной вырезки до середины линии, соединяющей обе *spina iliaca anterior* (проекция деления аорты на подвздошные артерии, которая при нормальных размерах и правильной форме живота точно совпадает с пупком);

с— расстояние от пупка до местоположения приемника пульса на бедренной артерии.

Полученные размеры б и с складываются и из их суммы вычитается расстояние а:

$$b+c-a = L_э.$$

Вычитание расстояния a необходимо в связи с тем, что пульсовая волна в сонной артерии распространяется в противоположном к аорте направлении. Ошибка в определении длины отрезка эластических сосудов не превышает 2,5—5,5 см и считается несущественной. Для определения длины пути при распространении пульсовой волны по сосудам мышечного типа (L_M) необходимо измерить следующие расстояния (см. рис. 11):

- от середины яремной вырезки до передней поверхности головки плечевой кости (b_1);
- от головки плечевой кости до места наложения приемника пульса на лучевой артерии (*a. radialis*)— c_1 .

Более точно измерение этого расстояния производится при отведенной под прямым углом руке— от середины яремной вырезки до местоналожения датчика пульса на лучевой артерии— $d(b_1+c_1)$ (см. рис. 11). Как и в первом случае, из этого расстояния необходимо вычесть отрезок a . Отсюда:

$$b_1 + c_1 - a = L_M, \text{ но } b + c_1 = d$$

или

$$d - a = L_M$$

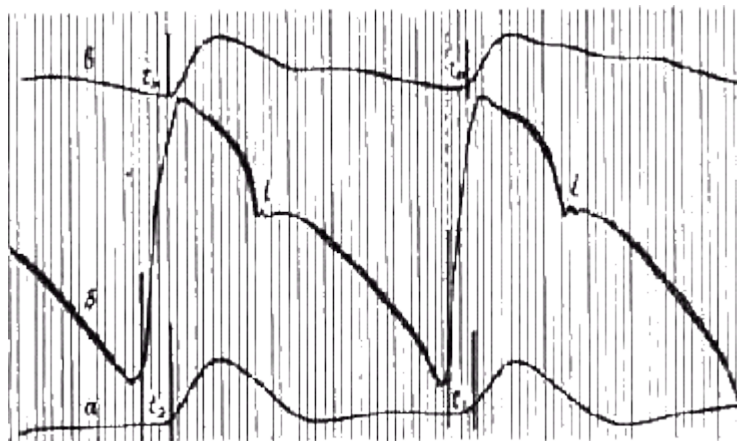


Рис.12. Определение времени запаздывания пульсовой волны по началу подъема восходящего колена кривых (по В. П. Никитину)

Обозначения:

a — кривая бедренной артерии;

b — кривая сонной артерии;

v — кривая лучевой артерии;

t_3 — время запаздывания по эластическим артериям;

t_M — время запаздывания по мышечным артериям;

i — инцизура

Второй величиной, которую необходимо знать для определения скорости распространения пульсовой волны, является время запаздывания пульса на дистальном отрезке артерии по отношению к центральному пульсу (рис. 12). Время запаздывания (γ) определяется

обычно по расстоянию между началами подъема кривых центрального и периферического пульса или по расстоянию между местами изгиба на восходящей части сфигмограмм.

Время запаздывания от начала подъема кривой центрального пульса (сонной артерии— a. carotis) до начала подъема сфигмографической кривой бедренной артерии (a. femoralis)— время запаздывания распространения пульсовой волны по эластическим артериям (t_3)- Время запаздывания от начала подъема кривой a. carotis до начала подъема сфигмограммы с лучевой артерии (a. radialis)— время запаздывания по сосудам мышечного типа (t_M). Регистрация сфигмограммы для определения времени запаздывания должна производиться при скорости движения фотобумаги— 100 мм/с.

Для большей точности в подсчете времени запаздывания пульсовой волны регистрируется 3—5 пульсовых колебаний и берется среднее значение из полученных при измерении величин (t) Для вычисления скорости распространения пульсовой волны (C) теперь необходимо путь (L), пройденный пульсовой волной (расстояние между приемниками пульса), разделить на время запаздывания пульса (t)

$$C=L(\text{см})/t(\text{с}).$$

Так, для артерий эластического типа:

$$C_3=L_3/T_3,$$

для артерий мышечного типа:

$$C_M=L_M/t_M.$$

Например, расстояние между датчиками пульса равно 40 см, а время запаздывания— 0,05 с, тогда скорость распространения пульсовой волны:

$$C=40/0,05=800 \text{ см/с}$$

В норме у здоровых лиц скорость распространения пульсовой волны по эластическим сосудам колеблется в пределах 500—700 см/с, по сосудам мышечного типа— 500—800 см/с.

Упругое сопротивление и, следовательно, скорость распространения пульсовой волны зависят прежде всего от индивидуальных особенностей, морфологической структуры артерий и от возраста обследуемых.

Многие авторы отмечают, что скорость распространения пульсовой волны с возрастом увеличивается, при этом несколько в большей степени по сосудам эластического типа, чем мышечного. Такое направление возрастных изменений, возможно, зависит от понижения растяжимости стенок сосудов мышечного типа, что в какой-то мере может компенсироваться изменением функционального состояния ее мышечных элементов. Так, Н.Н. Савицкий приводит по данным Людвига (Ludwig, 1936) следующие нормы скорости распространения пульсовой волны в зависимости от возраста (см. таблицу).

Возрастные нормы скорости распространения пульсовой волны по сосудам эластического (C_3) и мышечного (C_M) типов:

Возраст, годы	C_3 , м/с	Возраст, годы	C_3 , м/с
14-30	5,7	14-20	6,1
31-50	6,6	21-30	6,8
51-70	8,5	31-40	7,1
71 и старше	9,8	41-50	7,4
		51 и старше	9,3

При сопоставлении средних значений C_3 и C_M , полученных В.П. Никитиным (1959) и К.А. Морозовым (1960), с данными Людвига (Ludwig, 1936) следует отметить, что они довольно близко совпадают.

Особенно повышается скорость распространения пульсовой волны по эластическим сосудам с развитием атеросклероза, о чем с очевидностью свидетельствует ряд анатомически прослеженных случаев (Ludwig, 1936).

Е.Б. Бабским и В.Л. Карпманом предложены формулы для определения индивидуально должных величин скорости распространения пульсовой волны в зависимости или с учетом возраста:

$$C_3 = 0,1 \cdot B^2 + 4B + 380;$$

$$C_M = 8 \cdot B + 425.$$

В этих уравнениях имеется одно переменное B — возраст, коэффициенты представляют собой эмпирические постоянные. В приложении (табл. 1) приведены индивидуально должные величины, вычисленные по этим формулам, для возраста от 16 до 75 лет. Скорость распространения пульсовой волны по эластическим сосудам зависит также от уровня среднего динамического давления. При повышении среднего давления скорость распространения пульсовой волны увеличивается, характеризуя усиление «напряженности» сосуда за счет пассивного растяжения его изнутри высоким артериальным давлением. При изучении упругого состояния крупных сосудов постоянно возникает необходимость определять не только скорости распространения пульсовой волны, но и уровень среднего давления.

Несоответствие между изменениями среднего давления и скоростью распространения пульсовой волны в известной степени связано с изменениями тонического сокращения гладкой мускулатуры артерий. Это несоответствие наблюдается при изучении функционального состояния артерий преимущественно мышечного типа. Тоническое напряжение мышечных элементов в этих сосудах меняется довольно быстро.

Для выявления «активного фактора» тонуса мускулатуры сосудистой стенки В.П. Никитин предложил определение соотношения между скоростью распространения пульсовой волны по сосудам мышечного (C_M) и скорости по сосудам эластического (C_3) типов. В норме это соотношение (C_M/C_3) составляет от 1,11 до 1,32. При усилении тонуса гладкой мускулатуры оно возрастает до 1,40—2,4; при понижении— уменьшается до 0,9—0,5. Уменьшение C_M/C_3 наблюдается при атеросклерозе, за счет увеличения скорости распространения пульсовой волны по эластическим артериям. При гипертонической болезни эти величины, в зависимости от стадии, различны.

Таким образом, при увеличении упругого сопротивления скорость передачи пульсовых колебаний нарастает и иногда достигает больших величин. Большая скорость распространения пульсовой волны является безусловным признаком увеличения упругого сопротивления артериальных стенок и уменьшения их растяжимости.

Скорость распространения пульсовой волны нарастает при органическом поражении артерий (увеличение C_3 при атеросклерозе, сифилитическом мезоартите) или при усилении упругого сопротивления артерий за счет повышения тонуса их гладкой мускулатуры, растяжении стенок сосуда высоким артериальным давлением (увеличение C_M при гипертонической болезни, нейроциркуляторной дистонии гипертензивного типа). При нейроциркуляторной дистонии гипотонического типа уменьшение скорости распространения пульсовой волны по эластическим артериям связано в основном с низким уровнем среднего динамического давления.

На полученной полисфигмограмме по кривой центрального пульса (a. carotis) определяется также время изгнания (5) — расстояние от начала подъема пульсовой кривой сонной артерии до начала падения ее главной систолической части.

Н.Н. Савицкий для более правильного определения времени изгнания рекомендует пользоваться следующим приемом (рис. 13). Проводим касательную прямую через пятку инцизуры a. carotis вверх по катакроте, из точки отрыва ее от катакроты кривой опускаем перпендикуляр. Расстояние от начала подъема пульсовой кривой до этого перпендикуляра и будет временем изгнания.

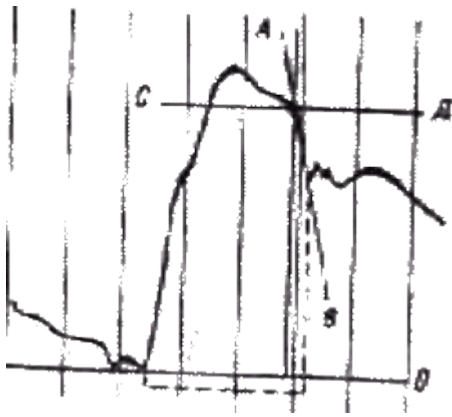


Рис.13. Прием для определения времени изгнания (по Н.Н. Савицкому). Проводим линию АВ, совпадающую с нисходящим коленом катакроты У места отхожденя ее от катакроты проводим линию СД, параллельную нулевой. Из точки пересечения опускаем перпендикуляр на нулевую линию. Время изгнания определяется расстоянием от начала Рис 13. Прием для определения времени изгнания (по Н.Н. Савицкому). Проводим линию АВ, совпадающую с подъема пульсовой кривой до места пересечения перпендикуляра с нулевой линией. Пунктиром показано определение времени изгнания по месту расположения инцизуры.

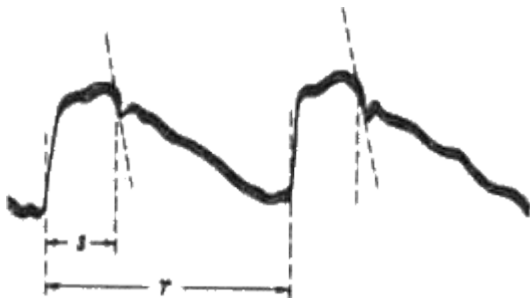


Рис.14. Определение времени изгнания (σ) и времени полной инволюции сердца (τ) по кривой центрального пульса (по В.П. Никитину).

Время полной инволюции сердца (длительность сердечного цикла) τ определяется по расстоянию от начала подъема кривой центрального пульса (a. carotis) одного сердечного цикла до начала подъема кривой следующего цикла, т.е. расстояние между восходящими коленами двух пульсовых волн (рис. 14).

Модуль упругости

Для каждого тела существует некоторый предел упругости и если деформация переходит этот предел, то тело либо не возвращается к исходному состоянию (остаточная деформация), либо ломается, разрушается, рвется.

Прирост длины стержня (полоски) прямо пропорционален растягивающему грузу и для данного вещества есть величина постоянная, которая носит название коэффициента ли-

нейного растяжения (или сжатия)— a . Обратная величина $E = 1/a$ носит название модуля упругости.

Усилие, которое нужно приложить, чтобы длина тела увеличилась вдвое, принято называть модулем Юнга.

При удлинении, вытягивании стержня (полоски) пропорционально уменьшается площадь его поперечного сечения. Вытягиваясь, тело сжимается в поперечном направлении. Степень поперечного сжатия к растягивающему усилию есть также величина постоянная— коэффициент поперечного сжатия (ν).

Отношение поперечного сжатия к величине продольного растяжения— носит название коэффициента Пуассона (μ).

Коэффициент Пуассона является очень важной величиной для характеристики упругих свойств тел. При физиологических условиях в организме упруговязкие свойства сосудов обусловлены не только структурными особенностями тканей, составляющих стенку сосуда, но и активным состоянием мышечных элементов сосудистой стенки. В условиях целостного организма следует различать упруговязкие свойства сосудистых стенок, которые определяются индивидуально особенностями их структуры, и упруговязкое состояние, которое зависит не только от структуры, но и от активности мышечного слоя стенки сосуда. Клиника в основном изучает упруговязкое состояние.

Определяя математическую зависимость между скоростью распространения пульсовой волны и модулем упругости, получим:

$$E = C^2 / 310 * R$$

(т.е. модуль упругости сосудистой стенки прямо пропорционален квадрату скорости распространения пульсовой волны и обратно пропорционален коэффициенту K), где E — модуль упругости;

C — скорость распространения пульсовой волны;

R — коэффициент, учитывающий отношение толщины стенки сосуда к его радиусу;

(j — ускорение силы тяжести, g — удельный вес крови).

Величина R для артерий эластического типа равна— 0,24, а для артерий мышечного типа— 0,35. Положим, у исследуемого в покое • скорость распространения пульсовой волны по мышечным артериям равна 600 см/с, тогда модуль упругости сосудистой стенки:

$$E = 600^2 / 310 * 0,35 = 3225,8 \text{ дн/см}^2.$$

Величину упругого сопротивления выражают в динах, и обозначают для сосудов эластического типа— $E_э$, для сосудов мышечного типа— $E_м$. С учетом этого модуль упругости для сосудов эластического типа:

$$E_э = C^2 / 74,$$

мышечного типа:

$$E_M = C^2/112.$$

Н.Н. Савицким на основании этих формул составлена номограмма для определения модуля упругости стенки сосудов эластического и мышечного типов по скорости распространения пульсовой волны (см. приложение— номограмма 1).

Н.Н. Савицкий приводит средние величины модуля упругости сосудов с учетом возраста (см. таблицу).

Возраст, годы	Модуль- E_3 , тыс дн	Модуль- E_M , тыс дн
27	3,7	4,3
28-35	5,0	5,0
до 55	6,4	6,3

ЭНЕРГЕТИКА СЕРДЕЧНОГО СОКРАЩЕНИЯ

О функциональной способности миокарда и, в частности, о его механической функции можно судить по количеству крови, которое перекачивает сердце в единицу времени. Величиной, наиболее полно характеризующей состояние системы кровообращения, является минутный объем сердца.

Методы исследования минутного объема сердца можно разделить на три группы:

- 1) методы, основанные на определении разницы в содержании кислорода в единице объема артериальной и смешанной венозной крови (артериовенозная разница);
- 2) методы определения минутного объема с помощью внутривенного (внутриартериального) введения красок и радиоактивных изотопов;
- 3) физические (графические) методы исследования ударного и минутного объемов циркуляции.

Прямые методы определения артериовенозной разницы путем газоанализа крови, добытой пункцией артерии или катетеризацией правого предсердия, нельзя признать физиологичными.

Методы же косвенного определения артериовенозной разницы (например, ацетиленовый метод Гроллямана)— весьма трудоемки, неприемлемы для повторных исследований и для исследований больных с хроническими заболеваниями легких, сердца и др.

Красочный и изотопный методы исследования менее трудоемки, однако и их широкое использование в практике военного врача вряд ли возможно.

Для массовых и динамических исследований функционального состояния сердечно-сосудистой системы наиболее удобны физические методы определения ударного и минутного объемов сердца.

Теоретически и экспериментально наиболее обоснованным графическим методом является определение ударного и минутного объемов сердца по Бремзеру и Ранке. В результате математического анализа авторами был выведен ряд формул, характеризующих строгие соотношения между ударным объемом сердца, временем изгнания крови, упругим сопротивлением сосудистой системы, степенью проходимости прекапиллярного русла, пульсовым давлением и общей длительностью сердечного цикла. Систолический или ударный объем— количество крови, выбрасываемое сердцем во время систолы. Исчисление ударного и минутного объема по Бремзеру и Ранке нашло широкое применение в клинической практике.

Формула Бремзера и Ранке для определения систолического объема имеет следующий вид:

$$CO = z * Q * DP * S * T * 1333 / ((T - S) * C_3), \text{ где:}$$

z - фактор поправки (отношение длины артериального русла ко всему сосудистому руслу), который лежит в пределах от 0,48 до 0,607 (для человека z в большинстве случаев около 0,6 и потому обычно берут эту величину);

DP — истинная пульсовая амплитуда (разность между боковым систолическим и минимальным давлением),

S - время изгнания;

T — время полной сердечной инволюции (длительность сердечного цикла), определяемое по сфигмограмме центрального пульса (a. carotis);

1333 — множитель для перевода мм рт. ст. в дини;

$(T - S)$ — время диастолического периода в секундах;

C_3 — скорость распространения пульсовой волны по артериям эластического типа;

Q — площадь поперечного сечения аорты. Эту величину находят по номограмме, составленной Н.Н. Савицким по данным Тома и Зутера (приложение— номограмма 2). Как показал опыт, она дает вполне удовлетворительные результаты. У женщин получаются немного завышенные цифры. Неверные результаты могут иметь место при ожирении, отеках, истощении и т.п. На оси ординат нанесено значение роста, косыми линиями— масса (вес) тела в кг, на оси абсцисс— площадь поперечного сечения аорты.

Допустим: рост- 162 см, масса— 65 кг. От точки 162 на оси ординат проводим горизонтальную линию до пересечения с линией 65, из точки пересечения опускаем перпендикуляр на ось абсцисс, где находим величину поперечного сечения аорты в см².

Экспериментальными проверками показано, что вычисление систолического объема по формуле Бремзера и Ранке дает наиболее удовлетворительные, достоверные результаты. По данным сотрудников Н.Н. Савицкого (В.П. Никитина, В.И. Кузнецова, М.С. Кушаковского, К.А. Морозова, Л.В. Весельникова), полученные физическим методом величины ударного и минутного объемов сердца близки к величинам, полученным ацетиленовым методом, если пульсовое давление определялось от бокового систолического давления.

В норме у здоровых людей в состоянии покоя СО равен 60—75 мл (70—80 мл— по данным других авторов).

Минутный объем сердца (МО)

Минутный объем кровообращения равен ударному объему (СО), умноженному на число сердечных сокращений в 1 мин (ЧСС):

$$\text{СО} \times \text{ЧСС} = \text{МО}.$$

Минутный объем— это количество крови, выбрасываемое сердцем в аорту или легочную артерию в течение 1 мин. При наличии соустьев между правым и левым отделами сердца это соотношение может изменяться.

Величина минутного объема сердца имеет большое диагностическое значение, так как она наиболее полно характеризует кровоснабжение в целом.

Минутный объем кровообращения зависит от возраста, пола, веса, положения тела, от окружающей температуры воздуха и степени физического напряжения.

Физиологические факторы, способствующие увеличению минутного объема сердца,— физическая работа, нервное возбуждение, обильный прием жидкости, высокая окружающая температура воздуха, беременность.

К увеличению минутного объема приводит и ряд патологических состояний: эмфизема легких, анемия, базедова болезнь, повышенная температура тела, нейроциркуляторная дистония и др. Уменьшение минутного объема наблюдается в вертикальном положении, при кровопускании, инфаркте миокарда, левожелудочковой недостаточности, слипчивом перикардите, микседеме и др.

Для большей достоверности определение минутного объема сердца проводят в условиях основного обмена.

В норме величина минутного объема, по данным механокардиографического метода, колеблется в пределах от 3 до 6 л. В среднем нормальная величина МО в покое составляет 3,5—5,5 л.

По данным других авторов, величина минутного объема составляет 3—5 и 6—8 л.

При физических нагрузках минутный объем сердца может достигать 18—28 и даже 30 л.

Для индивидуальной оценки объема кровообращения Н.Н. Савицким было предложено определять величину должного минутного объема (ДМО), исходя из табличных величин основного обмена, т.е. с учетом напряженности обменных процессов в зависимости от возраста и пола. Для этого необходимо принять условно, что артериовенозная разница у здорового человека в условиях основного обмена есть величина постоянная и равная 60 мл на 1 л, или 6%.

Поделив найденную по таблицам Гарриса—Бенедикта величину основного обмена для данного исследуемого на средний калорийный эквивалент кислорода 4,88 и приведя все к минуте, получим индивидуально должную величину минутного объема сердца в литрах:

$$\text{ДМО} = \text{основной обмен} / (4,88 * 0,06 * 24 * 60) = \text{основной обмен} / 422$$

Источником ошибки при таком вычислении может быть величина артериовенозной разницы, которая не является для всех величиной постоянной.

Определив величину фактического минутного объема, сравнивают ее с вычисленным должным минутным объемом. Процент расхождения при подобных расчетах обычно не превышает +5,5%.

Сердечный индекс (СИ)

Среди констант или индексов, индивидуально характеризующих состояние гемодинамики, определенного внимания заслуживает индекс Гроллямана (Grollman). Он представляет собой отношение минутного объема сердца (в литрах) к поверхности тела (в квадратных метрах):

$$\text{СИ} = \text{МО} / S_T, \text{ где:}$$

МО — минутный объем сердца, л;

S_T — поверхность тела, м^2 (ПТ).

В норме в покое, по данным Гроллямана, у здоровых лиц на 1 м^2 поверхности тела приходится в среднем 2,2—2,4 л крови.

Проведенные сотрудниками Н.Н. Савицкого (С.О. Вульфвич, А.В. Куковеров, 1935; В.И. Кузнецов, М.С. Кушаковский, 1962) исследования показали, что сердечный индекс лежит в пределах 2,00—2,45, что дает право пользоваться его средним значением— 2,23. Величина сердечного индекса находится в определенной зависимости от возраста и пола.

Определение систолического и минутного объемов циркуляции позволяет рассчитать работу, которую выполняет сердце. Но расчет работы сердца не позволяет судить о величине напряжения, которое развивает сократительный миокард при ее выполнении и таким

образом, не дает количественного представления о силе сердечных сокращений. И.П. Павлов еще в 1882—1887 гг. использовал для оценки силы сокращений левого желудочка методику определения секундного объема сердца— скорости изгнания крови в аорту.

Внедрение механокардиографии в клиническую практику позволяет получить ряд величин, в известной мере характеризующих силу сердечных сокращений: объемную скорость выброса (ОСВ), линейную скорость движения крови (ЛСДК), мощность сокращений левого желудочка (М), расход энергии сердечных сокращений на 1 л минутного объема циркуляции крови (РЭ).

Определение этих величин создает наиболее полное представление о сократительной функции миокарда.

1. Объемная скорость выброса крови левым желудочком в начальный отрезок аорты в 1 с (ОСВ) рассчитывается по следующей формуле:

$$\text{ОСВ} = \text{СО} / \text{S} \text{ см}^3/\text{с}$$

где: СО — систолический объем, см³; S — время изгнания, с.

Объемная скорость выброса крови в аорту у здоровых молодых людей в условиях основного обмена (на основании исследования 300 чел.) составляет в среднем 253 см³/с. Она увеличивается при нейроциркуляторной дистонии, гипертонической болезни, лихорадочных заболеваниях и др.

2. Линейная скорость движения крови (ЛСДК) в начальной части аорты — расстояние в сантиметрах, проходимое кровью в 1 с в начальном отрезке аорты. Оно определяется по формуле:

$\text{ЛСДК} = \text{ОСВ} / \text{Q} \text{ см}/\text{с}$, где:

ОСВ — объемная скорость выброса крови левым желудочком в аорту, см³/с;

Q — площадь поперечного сечения аорты, см².

Площадь сечения аорты находим на номограмме, предложенной Н.Н. Савицким, по данным роста и массы тела.

Линейная скорость движения крови у здоровых молодых людей в условиях основного обмена составляет в среднем 60 см/с.

У больных нейроциркуляторной дистонией и гипертонической болезнью она больше, чем у здоровых.

3. Мощность сокращения левого желудочка (М). Как известно, работа левого желудочка (А) определяется произведением систолического объема (СО) на среднее гемодинамическое давление (Ср):

$$\text{А} = \text{СО} * \text{Ср} + \text{mV}^2/2$$

Величина $mV^2/2$ составляет всего 1—2% от общей работы, выполняемой левым желудочком, и поэтому, по мнению большинства исследователей, может быть без большой погрешности опущена.

И тогда:

$$A = CO \cdot C_p.$$

Мощность сокращения левого желудочка (М) измеряется работой, совершаемой в единицу времени, например в 1 с. Отсюда формула для расчета мощности сокращений левого желудочка принимает следующее выражение:

$$M = A/S$$

Подставив в формулу значение А, получим:

$$M = CO/S \cdot C_p, \text{ но } CO/S = ОСВ.$$

Отсюда формула примет следующий вид: $M = ОСВ \cdot C_p$.

Чтобы получить окончательный вариант формулы для количественного расчета мощности, нужно подставить соответствующие множители для выражения получаемых величин в ваттах:

$$M = ОСВ \cdot C_p \cdot 13,6 \cdot 9,8 \cdot 10^6 \text{ Вт, где:}$$

ОСВ — объемная скорость выброса;

C_p — среднее динамическое давление;

13,6 — удельный вес ртути — множитель для перевода давления в миллиметры водяного столба;

9,8·10⁶ — множители для выражения мощности в ваттах.

Мощность сокращения левого желудочка у молодых здоровых людей в условиях основного обмена колеблется в пределах от 2 до 4,5 Вт, составляя в среднем 2,65 Вт.

4. Расход энергии на передвижение одного литра крови (РЭ). Мощность сокращений левого желудочка является мерой напряжения, или энергии, развиваемой сократительным миокардом при выполнении им работы по передвижению крови в замкнутой системе сосудов.

Зная величины мощности сокращений левого желудочка (М), минутного объема сердца (МО) и суммарное время изгнания (Т) за 1 мин, можно рассчитать расход энергии сердечных сокращений на перемещение 1 л МО циркуляции крови.

Расход энергии на поддержание движения 1 л крови в течение 1 мин (РЭ) вычисляется по формуле:

$$РЭ = M \cdot T / MO \text{ Вт, где:}$$

М — мощность сокращений левого желудочка, ватты;

T —суммарное время изгнания, секунды (S — время изгнания * число сердечных сокращений в 1 мин);

МО — минутный объем сердца, литры.

Учет расхода энергии на обеспечение постоянства движения 1 л МО крови создает представление об эффективности или экономичности условий работы сердца. Расход энергии на поддержание движения 1 л МО циркуляции крови у здоровых молодых людей в условиях основного обмена колеблется в пределах от 9 до 12,5 Вт, составляя в среднем 10,5 Вт. Расход энергии на 1 л МО у больных с повышением сосудистого тонуса значительно увеличивается по сравнению со здоровыми лицами.

ПЕРИФЕРИЧЕСКОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ

Периферическое сопротивление является одним из основных факторов, определяющих колебания артериального давления и относительное постоянство среднего динамического давления.

Величина периферического сопротивления в основном (на 90%) определяется степенью проходимости прекапиллярного русла.

Знать общую проходимость прекапиллярного русла необходимо даже для суждения о том, насколько компенсируются у обследуемого те регионарные сосудистые реакции, которые возникают в различных областях тела при воздействии разнообразных условных и безусловных раздражителей. Расчет периферического сопротивления позволяет изучить артериальный тонус, его изменения в различных физиологических и патологических условиях. Для оценки периферического сопротивления зарубежные авторы используют его абсолютные величины. Для расчета применяется формула Пуазейля, с видоизменениями ее применительно к сосудистой системе:

$W = C_p * 1333 * 60 / MO$ дн/см/с⁻⁵, где:

W — периферическое сопротивление в абсолютных единицах;

C_p — среднее динамическое давление;

1333—множитель для выражения полученного результата в динах;

60 — число секунд в минуте;

МО — минутный объем циркуляции.

Периферическое сопротивление в системе большого круга кровообращения колеблется в весьма широких пределах от 1200 до 2500 дн. Но абсолютные цифры периферического сопротивления, вследствие их больших колебаний, нельзя использовать для индивидуальной оценки состояния прекапиллярного русла. Поэтому Н.Н. Савицким разработано учение о так называемом удельном периферическом сопротивлении, определение которого

дает возможность не только установить степень проходимости прекапиллярного русла, но и получить данные о том, насколько фактическое периферическое сопротивление отличается от индивидуально должной величины для данного лица и насколько оно соответствует рабочему периферическому сопротивлению.

Исходя из величины удельного периферического сопротивления, можно наблюдать за изменением системы прекапилляров при различных физиологических и патологических состояниях.

Как известно, энергетические процессы интимно связаны с поверхностью тела. Для определения удельного сопротивления, поэтому, пользуются отношением абсолютной величины периферического сопротивления к поверхности тела. Удельное периферическое сопротивление (УПС) равно среднему динамическому давлению, деленному на сердечный индекс (СИ):

$$\text{УПС} = \text{среднее давление} / \text{сердечный индекс} .$$

Удельное периферическое сопротивление в условиях покоя (основного обмена) является величиной достаточно постоянной и колеблется у здорового человека в пределах от 35 до 45 условных единиц.

С целью анализа индивидуальных особенностей периферического сопротивления определяют: 1) должное, 2) фактическое, 3) рабочее.

Должное удельное периферическое сопротивление (УПС_д)— сопротивление, имеющееся у данного человека в условиях основного обмена при «должных» величинах минутного объема и среднего динамического давления:

$$\text{УПС}_{д} = \text{Ср}_{д} / (\text{ДОМ} / \text{S}_{Т}) = \text{Ср}_{д} / \text{СИ}_{д}$$

При вычислении УПС_д можно пользоваться должными величинами среднего динамического давления, приведенными в «Справочнике по функциональной диагностике», 1970 (см. таблицу).

Мужчины		Женщины	
возраст, годы	УПС _д , мм рт. ст.	возраст, годы	УПС _д , мм рт. ст.
До 30	80	До 35	80
30-55	85	старше 35	85
старше 55	90		

В норме должное периферическое сопротивление составляет 35—45 условных единиц.

Фактическое удельное периферическое сопротивление— это периферическое сопротивление, обнаруженное у данного лица (обследуемого) в условиях покоя:

$$\text{УПС}_{ф} = \text{Ср}_{ф} / (\text{МО}_{ф} / \text{S}_{Т}) = \text{Ср}_{д} / \text{СИ}_{ф}, \text{ где:}$$

Ср_ф — фактическая величина среднего динамического давления у данного лица;

МО_ф — фактический минутный объем крови.

Величину фактического сопротивления сопоставляют с величиной должного для данного лица.

Рабочее удельное периферическое сопротивление— это сопротивление, которое должно было бы быть у испытуемого (обследуемого) для сохранения среднего давления при меняющемся минутном объеме циркуляции. Иначе говоря, это такое оптимальное состояние (сопротивление) артериол, которое наилучшим образом соответствовало бы данному минутному объему крови и сохраняло бы среднее динамическое давление на нормальном уровне:

$УПС_р = Срд / (МО_ф / S_T) = Срд / СИ_ф$, где:

Срд—должное среднее давление;

МО_ф — фактический минутный объем крови.

Рабочее удельное периферическое сопротивление, при сравнении его с фактическим, позволяет судить об особенностях ответной реакции прекапилляров на изменения минутного объема циркуляции.

Величина периферического сопротивления находится в тесном взаимоотношении с количеством крови, выбрасываемой сердцем, а сосудистое русло. В норме, вследствие регуляции просвета мельчайших артерий и прекапилляров, на периферии должно быть некоторое оптимальное соотношение между величиной минутного объема крови и уровнем периферического сопротивления, отчего зависит и кровенаполнение капиллярной сети.

Это соотношение должно удовлетворять возможности поддержания тканевого обмена на определенном оптимальном уровне. Показателем степени соответствия проходимости артериол величине минутного объема крови является разность между фактическим и рабочим удельным периферическим сопротивлением.

Величина разности УПС_ф—УПС_р связана корреляционной зависимостью со всеми параметрами артериального давления и, следовательно, отражает общий уровень регуляции последнего в отношении минутного объема крови.

В норме у здорового человека расхождения между величинами УПС_ф и УПС_р не должны превышать ±15%.

ОБЩАЯ ОЦЕНКА ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ

Метод механокардиографии (тахоосциллография и полисфигмография) позволяет получать до 20 различных гемодинамических величин и, таким образом, дает достаточно большую информацию для оценки гемодинамики в целом.

Механокардиографический метод дает возможность достаточно глубоко и полно оценить функциональное состояние системы кровообращения и выявлять нарушения в отдельных звеньях корреляционной зависимости гемодинамических величин.

Параметры определяемых видов артериального давления оцениваются в сравнении с приведенными выше нормальными и индивидуально должными величинами.

Оценка показателей сосудистого тонуса также производится в сопоставлении с приведенными колебаниями нормальных значений и индивидуально должных величин.

При необходимости вычисляется модуль упругости, дополняющий оценку упруговязких свойств сосудистой стенки. Полученные при вычислении систолического и минутного объема данные также сопоставляются с нормальными и должными величинами.

После вычисления величин периферического сопротивления по разности между фактическим и рабочим удельным периферическим сопротивлением оценивается реакция прекапиллярного русла в ответ на данное изменение минутного объема циркуляции.

Получив все указанные выше гемодинамические показатели, можно дать общую оценку изменений, их адекватность и корреляционную зависимость, характеризовать состояние гемодинамики в целом. Приведем 3 примера изменений гемодинамики, выделенных Н.Н. Савицким, при гипертонической болезни (см. таблицу).

I вариант	II вариант	III вариант
Ср — 130 мм рт. ст.	Со — 110 мм рт. ст.	Со — 115 мм рт. ст.
МОФ - 3л	МОФ - 7л	МОФ - 6л
ДМО — 3,9 л	ДМО — 3,5 л	ДМО — 3,4 л
УПС _д — 38 у. е.	УПС _а — 4. у. е.	УПС _а — 42 у. е.
УПС _ф — 80 у. е.	УПС _ф — 30 у. е.	УПС _ф — 52 у. е.
УПС _р - 48 у. е.	УПС _р - 19 у. е.	УПС _р - 35 у. е.
МО снижен, артериолы должны были сузиться до 48, но не до 80 у. е. Слишком резкое сужение артериол (неадекватная реакция изменению МО) привела к повышению среднего гемодинамического давления	МО увеличен в 2 раза по сравнению с должным, артериолы должны были расшириться до 19, а расширились только до 30 у. е., в результате чего произошло повышение среднего гемодинамического давления	МО повышен в сравнении с должным, артериолы должны были расшириться до 35 у. е., а фактически произошло их сужение до 52 у. е. (неадекватная парадоксальная реакция), вследствие чего среднее гемодинамическое давление повысилось

На приведенных примерах можно с очевидностью убедиться, что между отдельными величинами гемодинамики существует тесная корреляционная связь. Так, изменениям

минутного объема циркуляции должна соответствовать адекватная реакция прекапиллярного русла, которая бы нивелировала эти изменения и сохраняла среднее давление на нормальном уровне. Если этого не происходит, согласованность нарушается, возникают те или иные нарушения в состоянии гемодинамики.

Таким образом, метод механокардиографии позволяет оценивать не только состояние гемодинамики в целом, но также зависимость и согласованность изменений гемодинамических величин. Метод механокардиографии может быть с успехом использован для динамического исследования состояния системы кровообращения, при массовых обследованиях, при изучении действия лекарственных средств, влияния экстремальных воздействий, климатических условий, суточного ритма гемодинамики и т.п. Метод относительно прост, доступен и достаточно точен, позволяет получить широкую информацию о состоянии гемодинамики. Наряду с бесспорными достоинствами, механокардиографический метод исследования имеет и некоторые недостатки. Метод не может быть использован для изучения гемодинамики при таких нарушениях ритма, как мерцательная аритмия, частая (особенно желудочковая) экстрасистолия. Хотя описанная методика достаточно проста, но сопряжена с необходимостью в последующем выполнения большой вычислительной работы.

В 1969 г. В.С. Чернобурым был предложен ряд расчетных таблиц, которые в значительной степени облегчают и ускоряют вычисление некоторых гемодинамических величин. Мы сочли целесообразным привести в приложении некоторые наиболее необходимые из них: определение скорости распространения пульсовой волны (табл. 2), определение должного минутного объема сердца (табл. 3), сердечного индекса (табл. 4), определение удельного периферического сопротивления (табл. 5).

Для более правильного и полного анализа получаемых кривых предлагается следующая последовательность расшифровки и оценки гемодинамических показателей.

1. Оценить правильность записи, наличие артефактов (сокращения мышечных элементов, групп), характер дифференциальной кривой тахоосциллограммы, кривой центрального пульса (наличие инцизуры) и т.п.

2. Выделить характерные признаки для определения видов артериального давления на тахоосциллограмме.

3. Измерить расстояние (в мм) от нулевой линии до кривой подъема давления в соответствии с описанными признаками для определения видов артериального давления и высчитать величину (удвоение полученного расстояния плюс величина нулевой линии). Полученные показатели артериального давления сопоставить с индивидуально должными величинами (табл. 1 приложения).

4. Вычислить пульсовое и ударное давление.
 5. Измерить время запаздывания пульсовой волны по сосудам на полисфигмограмме— от начала крутого подъема а. carotis до начала подъема сфигмографических кривых— а. radialis a. femoralis.
 6. Определить время изгнания по описанной выше методике Н.Н. Савицкого.
 7. Измерить время полной сердечной инволюции (между двумя циклами кривой центрального пульса).
 8. Вычислить число сердечных сокращений (60 с разделить на время полной сердечной инволюции— время одного сердечного сокращения).
 9. Определить по таблице (табл. 2 приложения) или рассчитать (в соответствии с описанной методикой) скорости распространения пульсовой волны по эластическим и мышечным артериям, отношение $C_M/C_Э$. Сопоставить с индивидуально должными величинами.
 10. При необходимости определить модуль упругости по номограмме Н.Н. Савицкого.
 11. Вычислить по формуле Бремзера и Ранке систолический объем сердца, а затем минутный объем.
 12. Определить (по табл. 3) должный минутный объем и сравнить с полученным у исследуемого.
 13. По табл. 4 найти сердечный индекс.
 14. Определить (по табл. 5) удельное периферическое сопротивление.
 15. Оценить корреляционную зависимость среднего гемодинамического давления, минутного объема сердца и периферического сопротивления.
 16. Отметить по величинам удельного фактического, должного и рабочего периферического сопротивления адекватность реакции прекапилляров в соответствии с изменениями минутного объема.
 17. При необходимости вычислить количественные показатели сократительной способности миокарда (ОСВ, ЛСДК, М, Р_э)
 18. Оценить полученные показатели гемодинамики в целом и дать заключение.
- Пример. Определяется повышение таких-то видов артериального давления по сравнению с нормой (индивидуально должными величинами). Отмечается повышение (понижение) упруговязких свойств, преимущественно сосудов эластического (мышечного) типов. В ответ на увеличение (уменьшение) минутного объема циркуляции выявляется неадекватная реакция прекапилляров, следствием чего является повышение (понижение) среднего гемодинамического давления.

19. В повседневной практике обычно оцениваются параметры артериального давления и скорости распространения пульсовой волны, как показатели сосудистого тонуса.

20. В зависимости от цели научно-исследовательской работы определяются и оцениваются более подробно соответствующие показатели гемодинамики (например величины, характеризующие сосудистый тонус, энергетику сердечного сокращения и т.п.).

ПРАВИЛА ПОЛЬЗОВАНИЯ НОМОГРАММАМИ И ТАБЛИЦАМИ

Номограмма 1— определение модуля упругости стенки сосудов эластического и мышечного типов по скорости распространения пульсовой волны (в $\text{дн}/\text{см}^2$).

Расчетным путем определяем величины скорости распространения пульсовой волны по эластическим и мышечным артериям. Найдя полученные величины на левой стороне шкалы, соответственно им на правой стороне шкалы находим значения E_M и E_a .

Пример. Скорость распространения пульсовой волны по мышечным артериям (C_M)—750 см/с, а по эластическим ($C_э$)— 650 см/с. На правой стороне шкалы, обозначенной буквой E_M , против C_M 750 см/с находим значение 0,52, а для сосудов эластического типа против $C_э$ 650 см/с находим значение 0,57. Эти величины нужно умножить на 10000, и тогда модуль упругости для сосудов мышечного типа будет $0,52 \cdot 10000 = 5200 \text{ дн}/\text{см}^2$, а для сосудов эластического типа— $0,57 \cdot 10000 = 5700 \text{ дн}/\text{см}^2$.

Номограмма 2— определение площади поперечного сечения аорты (в см^2).

На левой стороне номограммы находим величину роста исследуемого, соответственно которой проводим (визуально) горизонтальную линию. На верхней стороне номограммы находим величину массы (веса) исследуемого и в соответствии с косыми линиями находим точку пересечения значения этой величины с горизонтальной линией (рост). Из точки пересечения этих линий опускаем перпендикуляр на нижнюю сторону номограммы, где соответственно находим величину поперечного сечения аорты (в см^2).

Пример. Рост 164 см, масса (вес) 65 кг. Из точки пересечения этих значений опускаем перпендикуляр и на нижней стороне номограммы находим величину поперечного сечения аорты— $4,25 \text{ см}^2$ (каждое деление равно $0,05 \text{ см}^2$).

Таблица 1— индивидуально должные величины минимального, максимального давлений и скорости распространения пульсовой волны. В соответствии с возрастом обследуемого (левая колонка) находим соответствующие индивидуально должные величины (колонка справа) приведенных гемодинамических показателей.

Таблица 2— определение скорости распространения пульсовой волны. На полученной полисфигмограмме находим время запаздывания, соответственно по эластическим ($t_э$) и

мышечным (t_M) сосудам, а также высчитываем длину соответствующего отрезка сосудистой системы ($L_Э, L_M$) по приведенным ранее формулам.

В таблице в первой вертикальной колонке отыскиваем найденную величину времени запаздывания (t), а в первой горизонтальной строке— длину сосудистого отрезка (L). На пересечении этих значений находим величину— частное от деления длины сосуда на время запаздывания, что и составляет скорость распространения пульсовой волны (в см/с).

Пример. При измерении времени запаздывания пульсовой волны между *a. carotis* и *a. femoralis* получили $t_Э=0,06$ с, при измерении расстояний между датчиками— $l_1=7$ см; $l_2=31$ см; $l_3=18$ см, отсюда— $l_Э=42$ см.

В таблице находим в первой вертикальной графе— 0,06, а в первой горизонтальной строке— 42, на пересечении этих величин получаем частное— 700 см/с, что и является величиной скорости распространения пульсовой волны по сосудам эластического типа.

Таблица 3— определение должного минутного объема сердца. В таблице даны готовые цифры должного минутного объема сердца в миллилитрах (частное от деления должного основного обмена на калорический коэффициент), отдельно для мужчин и для женщин.

На каждой странице сверху дан рост (в см). В первой левой вертикальной колонке находим возраст, а в первой горизонтальной строке— масса (вес) обследуемого (в кг). На пересечении цифровых значений возраста и массы при данном росте, находим величину должного минутного объема сердца: верхняя строка— для мужчин, нижняя— для женщин.

Пример. Мужчина 31 года имеет рост 152 см и массу 68 кг. В таблице для роста 152 см в первой левой колонке находим возраст— 31, а в первой горизонтальной— массу— 68 кг. На пересечении этих цифровых значений находим величину 3680 мл (верхняя строка), которая и показывает должный минутный объем сердца.

Таблица 4— определение сердечного индекса. В таблице даны готовые числа сердечного индекса (минутный объем сердца, деленный на поверхность тела), В первых трех вертикальных колонках таблицы расположены: I— рост (в см), II— масса (в кг), III— поверхность тела (в m^2), вычисленная по формуле Дюбуа. В первой горизонтальной строке дан минутный объем сердца (в л). Исходя из роста и веса обследуемого, находим соответствующую им поверхность тела. В горизонтальной строке находим вычисленный минутный объем сердца. На пересечении цифровых значений поверхности тела и минутного объема получаем величину сердечного индекса.

Пример. Рост обследуемого 145 см, масса (вес) 45 кг, чему соответствует поверхность тела $1,337 m^2$. Минутный объем сердца (фактический— по формуле или должный— по таблице) равен 4,5 л. На пересечении величин поверхности тела $1,337 m^2$ и минутного объ-

ема сердца 4,5 л находим число 3,37. Это и будет сердечный индекс для данного обследуемого.

Таблица 5— определение удельного периферического сопротивления. В таблице представлены готовые величины удельного периферического сопротивления— УПС (частное от деления среднего гемодинамического давления на сердечный индекс). В первой вертикальной колонке таблицы даны показатели сердечного индекса, в верхней горизонтальной графе— величины среднего гемодинамического давления (в мм рт. ст.).

На пересечении полученных показателей сердечного индекса и среднего гемодинамического давления для данного обследуемого находим готовые величины удельного периферического сопротивления.

Пример. Допустим, получили среднее давление 105 мм рт. ст., сердечный индекс 2,2. В таблице на пересечении этих цифровых значений находим число 48, которое и означает удельное периферическое сопротивление в условных единицах для данного обследуемого.