

© В.Т. Коваль, 2012
УДК 616-71(075)

Коваль В. Т.

ЗАКОНОМЕРНОСТИ МЕХАНИКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ И ПРИНЦИПЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ

ФБУ «1477 военно-морской клинический госпиталь флота», Владивосток

Ключевые слова: функциональная диагностика, механика кровообращения

Заболевания сердечно-сосудистой системы все отчетливее принимают характер эпидемии, вызывая обостренный интерес к проблемам их профилактики и диагностики [1, 10]. Новые перспективы совершенствования лечебно-профилактического процесса видятся в сотрудничестве врачей и инженеров, математиков и программистов, представителей различных научных направлений [3, 5, 6].

Крайне важно при этом для специалистов смежных дисциплин знание общих закономерностей организации кровообращения, основ анатомии и физиологии. Попытки выстроить диагностический алгоритм каким-то иным образом заканчиваются неудачей. Интерес к изучению отдельно взятых показателей, будь-то пульс, пульсовая волна, периферическое артериальное давление и т.д. понятен, но реализован он может быть лишь с учетом вышеизложенного [4, 7].

Волна давления, проходя по сосудам, практически сохраняет свою первоначальную форму. Так было бы и в кровеносных сосудах, окажись они нерастяжимыми и лишенными эластичности. Однако, кровеносные сосуды в норме растяжимы, а скорость волны в них уменьшается пропорционально коэффициенту эластичности (= увеличение растяжимости) и волна ослабевает. Некоторая часть крови «накапливается» в расширившихся артериях, обеспечивая эффект компрессионной камеры и превращая перемежающийся ток крови в относительно равномерный. Повышение давления приводит не к увеличению длины, а к увеличению площади поперечного сечения сосудов. В соответствии с законом Гука, деформация эластичных материалов пропорциональна не скорости, а величине примененной силы. Напряжение «Т» в стенке сосуда равно произведению давления «Р» на радиус «г» ($T=Pr$). Это соотношение называют законом Лапласа, но первым его вывел Йоган Бернулли. На основании закона Лапласа Франк (1920) предложил учитывать и толщину стенки сосуда, т.е. $T=P(r/w)$. Даже при идеальной эластичности формула Франка показывает, что в соответствии с законом Гука имела бы линейная зависимость между деформацией стенки сосуда и примененной силой. На кривой зависимости между давлением и напряжением стенки появилась бы выпуклость, направленная в сторону оси давления. При повреждении сосудов при $P(r/w) > T$ возможен разрыв стенки сосуда. Пульсовое давление и распространение пульсовой волны зависит от сердечного выброса, ударного объ-

ема крови. На первый взгляд, анализ отдельных пульсовых волн мог бы лечь в основу метода измерения сердечного выброса. Однако целый ряд обстоятельств непредсказуемого характера снижает точность исследований или делает их вовсе невозможными. Сокращение мышечных слоев сосуда вызывается различными причинами и может повысить пульсовое давление даже при неизменном сердечном выбросе. Чем больше растяжимость сосудов и вязкость крови, тем медленнее распространяется и быстрее ослабевает пульсовая волна. Дополнительные сложности связаны с отражением пульсовой волны. Прекапиллярное сопротивление по отношению к пульсовой волне вызывает эффект «слепого конца». Сужение сосудов увеличивает возможность формирования отраженной волны, а их расширение вызывает обратный эффект. Многократные «переотражения» ставят под сомнение возможность формирования в артериях истинных стоячих волн. В общем случае, скорость распределения пульсовой волны составляет от 3 м/сек в грудном отделе аорты до 5 м/сек в мышечных артериях. Длина пульсовой волны 5–7 м, она превышает длину любого из самых продолжительных участков сосудистой системы [9].

Пульсирующий кровоток зависит от градиента давления, а не от его абсолютной величины. Положительное отражение в какой-то момент может превысить давление и вызвать обратный ток крови в артериях. Фазовый обратный ток может формировать «пики» пульсовой волны. Во всех случаях организация кровообращения сводит к минимуму вероятность того, что периферическое давление когда-либо может превысить центральное.

Кровь при всей своей исключительности и особых свойствах, с физической точки зрения является жидкостью, и ее движение может быть описано законами гидродинамики. Первые попытки в этом направлении были предприняты И.Ньютоном в «Principia mathematica» (1713). В покое каждый желудочек человеческого сердца, выполняя насосную функцию, выбрасывает 5–5,5 л. крови в одну минуту. При психоэмоциональных или физических нагрузках «производительность» сердца может достигнуть более 25 л/мин, 70–80 мл ударного объема крови из левого желудочка направляется в аорту, а из правого – легочную артерию.

В период систолы давление в левом желудочке возрастает от уровня, близкого к нулю до 120 мм.рт.ст., в правом до 25 мм.рт.ст.

Диастолическое артериальное давление, обусловленное эластичностью сосудов и периферическим сопротивлением относительно постоянно и составляет 70–80 мм.рт.ст. в большом круге кровообращения и 10 мм.рт.ст. в малом. Образующийся градиент давления $120-70=50$ (мм.рт.ст.) и $25-10=15$ (мм.рт.ст.) движет кровь по кругам кровообращения.

Сокращение желудочков со смещением их вниз вызывает пассивное расширение предсердий и их «присасывающее» действие на кровь в центральных венах. Возникающий градиент давления оказывается достаточным для наполнения предсердий.

Такое же действие на кровь, поступающую в предсердия, производят желудочки, возвращаясь к первоначальной форме и объему после сокращения. Нарушения этого процесса называют диастолической дисфункцией. Она, как правило, предшествует нарушению систолической функции и может быть выявлена на ранних стадиях при ультразвуковом исследовании [8].

Поскольку минутный объем крови у взрослого человека составляет 5–6 литров с учетом, частоты сердечных сокращений и величины ударного объема крови нетрудно определить, что за одну минуту совершается полный кровоток.

Итак, снабжение кровью любой региональной цепи сосудов зависит от градиента давления и периферического сопротивления сосудов. Поскольку градиент давления для определенного участка сосудистой цепи величина практически постоянная, то при прочих равных условиях объем кровотока определяется сопротивлением сосудов.

Хаген (1839 г.) обнаружил, что объем жидкости, протекающей по трубкам, зависит от их радиуса и обратно пропорционален длине. Пуазель (1841 г.) выявил, что при определенной длине сосуда, объем протекающей жидкости зависит от ее вязкости, пропорционален градиенту давления, четвертой степени радиуса и обратно пропорционален длине сосуда.

$$Q=K \frac{\Delta P \cdot r^4}{\lambda}, \text{ где}$$

Q – объемный кровоток; K – вязкость; λ – длина сосуда
или

$$Q=K \frac{(P_{\text{сис.}} - P_{\text{диаст.}}) \cdot r^4}{R}, \text{ где}$$

R – периферическое сопротивление сосудов.

Очевидно, что для поддержания необходимого объемного кровотока увеличение периферического сопротивления может быть компенсировано при прочих равных условиях лишь увеличением давления ΔP .

В референтных пределах нормы $100/60 < \text{АД} < 140/90$ (мм.рт.ст.), к примеру $120/80$ мм.рт.ст., градиент давления составит $120-80=40$ (мм.рт.ст.), а

отношение систолического АД к диастолическому $120/80=1,5$. Если периферическое сопротивление сосудов возрастет и диастолическое давление повысится, предположим, до 100 мм.рт.ст., то для поддержания должного кровотока необходимо будет выполнить условие $x/100=1,5$, откуда $x=150$ (мм.рт.ст.). Следовательно, такого рода реакцию организма можно считать естественной, компенсаторной. Интересно, что повышение градиента давления на 15–20% способно обеспечить увеличение минутного объема крови в 4–5 раз, с 5–6 л/мин до 25 л/мин и более [9].

Проведение инвазивных измерений с введением катетеров, манометрированием, использованием красителей, радиоактивных изотопов позволят получить достоверную информацию. Однако риск возможных осложнений сравним с риском самого заболевания. Предпочтительнее поэтому использовать неинвазивные исследования. В последние годы особенно интенсивно разрабатываются ультразвуковые способы диагностики заболеваний.

Шведские ученые Эдлер и Герц впервые применили ультразвук для исследования сердца и сосудов в 1954 г.

В эхокардиографии чаще всего используются частоты от 2 до 7 МГц, позволяющие видеть границы сред с различной оптической плотностью в 1 мм друг от друга. Использование эффекта Доплера (1842 г.) позволяет определить скорость кровотока, как функцию доплеровской частоты и косинуса угла наклона датчика по отношению к направлению тока крови в сосуде. Если угол равен 90°, то его косинус равен нулю и доплеровского сдвига нет, т.е. доплеровская информация достоверна настолько, насколько луч параллелен направлению форменных элементов крови [8].

Величина измеряемой скорости ограничена пределом Найквиста при использовании импульсно-волновых систем, а при непрерывно-волновом исследовании возникают трудности установки контрольного объема на конкретном участке исследования. Одним из принципов, используемых в эхокардиографии, является уравнение неразрывности течения. Модифицируя уравнение Бернулли, можно связать скорость течения и градиент давления для оценки степени сужения сосуда.

$$\Delta P=4V^2$$

Число 4 – эмпирический коэффициент для преобразования различных единиц измерения в одну систему.

ΔP – разница давлений до и после участка сужения;

V1, V2 – скорость до и после сужения.

В несколько упрощенном, но достаточно точном варианте $\Delta P=4V^2$.

Уравнение неразрывности позволяет определить и площадь суженного (стенозированного) отверстия. Если известна площадь A1 до сужения и скорость

кровотока, то можно вычислить объемную скорость кровотока. Незвестная площадь A_2 в месте сужения вычисляется по измеренным A_1 , V_1 , V_2 , поскольку объемный кровоток до и после сужения равны.

Сердечный индекс принято определять, как отношение ударного объема к площади поверхности тела. Сама по себе идея и смысл определения индекса понятны. Вызывает недоумение сравнение с площадью поверхности тела. Гораздо целесообразнее сравнивать, как это принято в технике, производительность, мощность с массой агрегата. Кстати, измерить массу тела пациента проще и точнее, чем площадь поверхности его тела. Мотор одинаковой мощности может быть установлен как на легковой автомобиль, так и на автобус, но мощность мотора целесообразно при этом сравнивать с массой транспортного средства, а не с площадью его поверхности. Понятен, к примеру, смысл измерения площади поверхности паруса. Исследования на стыке смежных дисциплин должны использовать один «язык», унифицированные термины. Очевидно, что и насосную функцию сердца, ударный объем крови сердца целесообразно сравнивать с массой миокарда. Наблюдения, которые проводились в течение ряда лет в Военно-морском клиническом госпитале ТОФ, позволили отметить некоторые общие закономерности, характеризующие состояние сердечно-сосудистой системы у пациентов, страдающих ишемической болезнью сердца (ИБС). Большая часть пациентов с ИБС и все пациенты с хронической болезнью сердца (ХИБС) имели то или иное нарушение периферической гемодинамики. При электрокардиографическом и ультразвуковом исследованиях у них были выявлены признаки гипертрофии миокарда. Более того, оказалось, что гипертрофия миокарда – один из наиболее постоянных прижизненно выявляемых признаков ИБС. У большей части больных, в диагнозе которых присутствовало указание на ИБС или ХИБС, масса миокарда достигала 300 г и более, что почти вдвое превышает референтную норму [2,4,7].

Принятая за «норму» масса миокарда левого желудочка в 150 г обеспечивает выброс ударного объема крови около 75 мл. Интересно отметить, что отношение ударного объема крови (УОК) к массе миокарда $75/150=0,5$ сохранялось или претерпевало незначительные колебания ($\pm 0,05$ мл) вплоть до достижения миокардом массы в 200-230 г.

Дальнейшее увеличение массы миокарда не сопровождалось увеличением УОК, т.е. становилось функционально несостоятельным. К этому периоду ИБС относится появление диастолической дисфункции левого желудочка. Принимая во внимание эти обстоятельства, предлагаем считать величину, характеризующую отношение УОК к массе миокарда функциональным коэффициентом соответствия. Полагая такой коэффициент в норме равным 0,5 ед. и сравнивая его с фактическим, получим функцио-

нальный индекс соответствия (ФИС).

$$\frac{\text{УОКф}}{\text{УОКд}} = \text{ФИС, где}$$

УОКф – ударный объем фактический; УОКд – ударный объем должный.

Нормальное значение ФИС, таким образом должно быть равно 1.

Увеличение ФИС до 1,2 - 1,35 ед. оказалось возможным лишь у здоровых людей при физической нагрузке, определяемой так же, как при велоэргометрии. Значение ФИС ниже 0,75 должно привлечь внимание врача. ФИС на грани декомпенсации может достигать 0,3 – 0,375 ед. Измерение выполняются при стандартной эхокардиографии. Объем левого желудочка определяется по формуле Тайхольца.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гогин Е.Е. Гипертоническая болезнь и мозаика симптоматических гипертензий. // Тер. архив, 2001. № 9. С. 5-8.
2. Каро К., Педли Т., Шротер Р. и соавт. Механика кровообращения: пер. с англ. – М.: Мир, 1981 г. 624 с.
3. Коваль В.Т., Окунь Б.В., Татаркина Н.Д., и соавт. Техногенная этиология сердечно-сосудистых заболеваний. // Здоровье. Медицинская экология. Наука, 2002. №1-2. С. 47.
4. Коваль В.Т., Розенбаум А.Н. Нечеткая логика в диагностическом алгоритме. // Здоровье. Экология. Наука, 2008. № 3. С. 14-16.
5. Коваль В.Т., Татаркина Н.Д., Пономаренко Ю.В. Региональные нарушения гемодинамики и артериальные гипертензии: Труды Росс. национ. конгр. кардиол. М.: 2000. С. 66.
6. Розенбаум А.Н., Кислова И.И. Нечеткое оценивание истинности. /Труды международного симпозиума «Надежность и качество». – Пенза: ПГУ, 2008. Т. 1. С. 29-31.
7. Розенбаум А.Н., Коваль В.Т. Построение формальной модели функционирования биологического объекта в среде обитания: Тр. международного симпозиума «Надежность и качество». – Пенза: ПГУ, 2008. Т. 1. С. 241.
8. Татаркина Н.Д. Функциональные маркеры ишемической болезни сердца: Мат. межрег. науч.-практ. конф. “Актуальные вопросы развития медицины на транспорте на рубеже 21 века”. – Владивосток 2000. С. 146-149.
9. Фейгенбаум Х. Эхокардиография. – М.: Видар, 1999. 169 с.
10. Фолков Б., Э. Нил. Кровообращение. – М.: Медицина, 1976. 173 с.
11. Шулуток Б.И. Гипертоническая болезнь и другие формы артериальных гипертензий. – СПб: Ренкор, 1998. 200 с.

Koval V.T. **Laws and principles of mechanical circulatory function diagnostic.** FBU "1477 Naval Hospital, Navy", Vladivostok.

Keywords: functional diagnostics, mechanical circulatory

Автор-корреспондент:

Коваль Василий Трофимович, к.м.н., заведующий отделением функциональной диагностики ФБУ «1477 ВМКГ флота», тел.: 8(423)275-35-63, e-mail: fregat80@mail.ru

© В.Т. Коваль, 2012

УДК 616-07-036.8

Коваль В. Т.

ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ ДЕПРЕССИИ СЕГМЕНТА S-T НА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЕ ПРИ НАРУШЕНИИ КРОВОСНАБЖЕНИЯ МИОКАРДА

ФБУ «1477 военно-морской клинический госпиталь флота», Владивосток

Ключевые слова: кардиограмма, депрессия сегмента S-T, ишемическая болезни сердца (ИБС)

В 1965 г. Всемирная Организация Здравоохранения (ВОЗ) приняла термин “ишемическая болезнь сердца” (ИБС) для обозначения нарушений кровоснабжения миокарда.

К числу значимых объективных признаков ИБС относится депрессия сегмента ST электрокардиограммы (ЭКГ). Этот сегмент соответствует периоду полного охвата возбуждением обоих желудочков и определяется между окончанием комплекса QRST и началом зубца T. В условиях адекватного кровотока в любом из ЭКГ отведений горизонтальное или косонисходящее смещение (депрессия) не должно превышать 0,5 мм. [1].

Причиной депрессии может стать чрезмерная физическая нагрузка, тахикардия (посттахикардальный синдром), гипертрофия желудочков, гипокалиемия, анемия различного генеза, нарушения функции внешнего дыхания.

Имеет важное значение и вызывает особую настороженность депрессия сегмента ST в комплексе с другими проявлениями острого коронарного синдрома (ОКС). При безболевых («немых») формах ИБС такого рода депрессия может быть одним из ранних признаков заболевания [3].

Появление депрессии в определенных отведениях ЭКГ позволяет говорить о топической диагностике с учетом особенностей кровоснабжения миокарда по коронарным артериям. Анализируя ЭКГ, следует помнить, что электрическое сопротивление тканей (базовый импеданс) изменяется в зависимости от кровоснабжения. Эти изменения едва достигают той доли базового импеданса. Очевидно, что в этом смысле всякая электрокардиограмма является в то

же время и реограммой, регистрирующей изменения электрического сопротивления в зависимости от степени кровонаполнения тканей [2].

Известно, что левая коронарная артерия делится на огибающую ветвь и переднюю межжелудочковую. Чаще всего (75%) передняя межжелудочковая питает передние отделы межжелудочковой перегородки (МЖП), переднюю стенку левого желудочка (ЛЖ), верхушку ЛЖ. В заднедиафрагмальных отделах она анастомозирует с правой коронарной артерией (ПКА). Огибающая артерия снабжает, главным образом, базальные отделы передне-боковой и задней стенок ЛЖ. ПКА обеспечивает правый желудочек (ПЖ), заднюю часть МЖП, нижнее-диафрагмальные и заднее-базальные отделы ЛЖ. Отсюда повышенная вероятность возникновения инфаркта ПЖ при задних инфарктах ЛЖ. Поскольку атриовентрикулярный узел получает питание из ПКА (90%), то при ее тромбозе возможно возникновение ее дисфункции вплоть до блокад различной степени. Брадикардия чаще наблюдается при задне-диафрагмальных инфарктах, а тахикардия – при передне-перегородочных.

ЛИТЕРАТУРА.

1. Воробьев А. С. Электрокардиография. – М.: ЭКСМО, 2003. 167 с.
2. Зотов Д. Д., Гротова А. В. Современные методы функциональной диагностики. Под. ред. Ковальева Ю. Р. – СПб.: Фолиант. 2002. 118 с.
3. Коваль В.Т., Коваль Н.В., Коваль Е.В. Функциональная диагностика сердечной недостаточности. // Здоровье. Медицинская экология. Наука. 2004. №5. С. 35.

Koval V.T. **Differential-diagnostic value of depression a segment S-T on the electrocardiogram in violation of the blood-supply.** Infarction FBU "1477 Naval Hospital, Navy", Vladivostok.

Keywords: ECG, segment depression S-T, ischemic heart disease (CHD).

Сведения об авторе:

Коваль Василий Трофимович, к.м.н., заведующий отделением функциональной диагностики ФБУ «1477 ВМКГ флота», тел.: 8(423)275-35-63, e-mail: fregat80@mail.ru