



С. С. СУВОРОВА, И. А. БАУКИНА

**ЕМКОСТНО-РЕЗИСТИВНАЯ МОДЕЛЬ ГЕМОДИНАМИКИ
И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ
АРТЕРИАЛЬНОГО ОТРЕЗКА СОСУДИСТОГО РУСЛА**

Клиническая физиология кровообращения, 2005; № 1, с. 48-52

Первые серьезные попытки применения основ сопротивления материалов в физиологии и биофизике были предприняты еще в конце XIX в. Поскольку все ткани живого организма в той или иной степени обладают способностью к упругой деформации, к ним применимы соответствующие физические законы, однако, чаще всего с определенными поправками, связанными с преодолением трудностей, вызванных особенностями биологического материала. Одной из первых попыток моделирования эластических свойств сосудистой системы была модель О. Frank (1899). Несмотря на кажущуюся простоту, модель была настолько удачной, что применяется до сих пор. В настоящее время применяется множество подходов и к описанию состояния гемодинамики, и к описанию состояния сосудистой стенки и функциональных резервов миокарда.

Условия гемодинамики в значительной мере определяются состоянием русла, в которой она осуществляется, и способностью сердца совершать работу по нагнетанию крови в сосудистую систему. Насосная функция сердца, эластичность аорты и крупных артерий, резистивные свойства периферического артериального русла являются основными факторами, обеспечивающими кровоток, а изменение этих величин в зависимости от текущей потребности органов и систем в адекватном кровоснабжении лежит в основе механизмов регуляции кровообращения. Вариабельность отдельных физиологических параметров в пределах нормы, различные варианты взаимодействия детерминант кровотока между собой обуславливают наличие различных типов гемодинамики.

Наиболее часто в клинике применяются типы кровообращения, описанные Н. Н. Савицким: гипокинетический, эукинетический и гиперкинетический. Соответствующие им гемодинамические условия определяются соотношением между реальным и должным минутными объемами. Метод Н. Н. Савицкого предполагает в качестве

оценки эффективности медикаментозного воздействия устранение дисбаланса между этими величинами, а также нормализацию периферического сопротивления. При применении предлагаемой нами методики возможно оценить не только вклад сократительной способности миокарда в обеспечение адекватного кровотока (по величине ударного и минутного объемов), но и влияние депонирующих свойств миокарда и крупных артерий на гемодинамику (для этой цели предлагается использовать величины податливости стенки камеры левого желудочка и крупных артерий, рассчитываемые по впервые предложенным нами методикам).

Кроме того, тахоосциллография и сфигмография, необходимые для получения исходных параметров, в настоящее время применяются все реже, уступая место более информативным методам исследования. Применение нашего подхода позволяет описать условия кровообращения на основе показателей, получаемых при эхокардиографии и электрокардиографии — методах функциональной диагностики, широко применяемых практически при всех видах патологии сердечно-сосудистой системы.

В основу предлагаемой методики положено соотношение между депонирующими свойствами артериальной системы, характеризующими вклад в осуществление кровотока потенциальной энергии растяжения камеры левого желудочка и артериальной стенки, и резистивными свойствами как артериальной системы в целом, так и ее периферического звена. Используемые нами для этой цели показатели применялись в клинических и экспериментальных исследованиях и ранее (в нашей стране — в основном в кардиохирургической практике), однако, без исследования существующей между ними взаимосвязи, что не всегда правомочно.

Для применения методики необходимы: эхокардиограф, позволяющий проводить доплер-эхокардиографию полостей сердца (любой модели), электрокардиограф, тонометр. Для обработки данных желателен IBM-совместимый компьютер.

Измеряемые параметры (конечно-диастолический/систолический размеры, длительность периода изгнания) получаются при проведении стандартных методик эхокардиографии — эхолокация в *B*-режиме (для измерения размеров камер может применяться и *M*-режим) и доплер-эхокардиография. Необходима также регистрация синхронной записи ЭКГ (для определения длительности сердечного цикла) либо ее предварительная запись.

Измерение артериального давления производится стандартным аускультативным методом Н. С. Короткова, в положении лежа, непосредственно перед эхокардиографическим исследованием.

Емкостные и резистивные параметры кровообращения рассчитываются по приводимым ниже формулам на IBM-совместимых компьютерах либо с помощью электронных таблиц Microsoft Excel 97.

Объем левого желудочка. Конечный систолический (*KCO*) и диастолический (*KДО*) объемы рассчитывались по формулам L. Teicsholz [4]:

$$\dot{V} = \frac{7}{2.4 + D} \cdot D^3,$$

где *D* — переднезадний размер желудочка в систолу или диастолу, *V* — объем желудочка. *Ударный объем (УО)* определялся как разность этих объемов:

$$УО = KДО - KCO.$$

Среднее давление в данном исследовании было расчетной величиной (по формуле К. Wezler и А. Böger (1939)):

$$P_m = P_d + 0,43\Delta P,$$

где *P_m* — среднее, *ΔP* — пульсовое, *P_d* — диастолическое давление.

Длительность диастолы (D) принималась равной разности между длительностью сердечного цикла (*T*) и длительностью периода изгнания (*t_e*), так как изменение объема камеры происходит именно во время изгнания крови из сердца:

$$D = T - t_e.$$

Периферическое сопротивление рассчитывалось как отношение среднего давления и потока в системе:

$$R = \frac{P_m}{i} = \frac{P_m \cdot 60}{\dot{Q}} = \frac{P_m \cdot T}{Q_s},$$

где *R* — периферическое сопротивление, *i* — приток крови в аортальную компрессионную камеру, \dot{Q} — минутный объем кровотока, *Q_s* — ударный объем, *T* — длительность сердечного цикла.

Характеристический импеданс (Z). Для расчета наиболее удобна формула В. Л. Карпмана и соавт. [2], так как взаимоотношения давления и потока в аорте описываются с помощью действительных чисел:

$$Z = \frac{P_s \cdot t_e}{Q_s} \cdot \left(\frac{1 - \delta\eta}{1 - \eta} - \frac{1 - \delta}{\mu} - \delta \right),$$

где:

$$\delta = \frac{P_d}{P_s},$$

$$\mu = \frac{(P_s - P_d) \cdot \left(1 + \frac{P_s}{P_m \cdot D}\right)}{P_m \cdot T},$$

$$\eta = \exp(-\mu).$$

В этих формулах t_e — длительность периода изгнания, P_s и P_d — систолическое и диастолическое давление в плечевой артерии, определяемое методом Н. С. Короткова, P_m — среднее давление.

Давление в левом желудочке. Формула для неинвазивного вычисления максимального внутрижелудочкового давления (P_v) по величине систолического артериального давления (P_s) получена нами преобразованием основного закона гемодинамики [1]:

$$P_v = (P_s \cdot t_e) \cdot \left(\frac{1 - \delta\eta}{1 - \eta} - \frac{1 - \delta}{\mu} - \delta \right) + P_s.$$

По В. Л. Карпману, R. Gorlin и S. Gorlin, величина конечного диастолического давления в левом желудочке при проведении неинвазивных исследований обычно принимается равной 5 мм рт. ст. Такое допущение оказалось приемлемым даже для определения предсердно-желудочкового градиента. Тем не менее, мы воздерживались от применения методики для контингента с предполагаемым повышением конечно-диастолического давления (пороки сердца).

Податливость левого желудочка. Величина податливости любой биологической камеры представляет собой отношение изменения ее объема к приросту давления, прилаемого к ее стенкам. Изменение объема левого желудочка в течение одного сердечного цикла соответствует величине систолического выброса, а перепад давлений — разнице между максимальным и конечно-диастолическим давлением в нем:

$$C_v = \frac{Q_s}{P_{\max} - P_{\text{диаст}}},$$

где C_v — податливость левого желудочка, P_{\max} — максимальное, $P_{\text{диаст}}$ — диастолическое давление в левом желудочке. При использовании величины максимального и ко-

нечно-диастолического давления, определенных косвенным путем, расчет ведется по следующей формуле:

$$C_v = \frac{Q_s}{P_v - 5}.$$

Податливость аорты и крупных артерий. Формула для расчета податливости аорты (C_a) выведена нами с использованием формулы Н. Н. Савицкого для расчета фактора демпфирования на основе легко определяемых неинвазивных показателей [4]:

$$C_a = \frac{Q_s \cdot D}{\Delta P \cdot T}$$

Взаимовлияние эластических свойств левого желудочка и сосудов аортальной компрессионной камеры оценивалось по величине “емкостного коэффициента” — отношению величины податливости аорты и крупных артерий и податливости левого желудочка (C_a/C_v).

ОЦЕНКА ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ. Для здоровых нетренированных людей характерны следующие типы гемодинамики:

1. *Резистивный тип.* При относительно низких емкостных величинах (C_v , C_a) регистрируются относительно высокие сосудистые сопротивления: как характеристический импеданс (Z), так и периферическое сопротивление (R). Коэффициент соотношения между величинами податливости левого желудочка и крупных артерий («емкостной коэффициент», C_a/C_v) колеблется около 1,96–2,0. У здоровых людей до 20 лет этот тип наблюдается примерно в 10 % случаев, с возрастом этот процент увеличивается (после 35 лет — до 25 %), что связано с нарастанием склеротических процессов в миокарде и сосудистой стенке. У больных гипертонической болезнью он является преобладающим (наблюдается примерно у 90 %).

2. *Сбалансированный тип.* Эта группа, включающая наиболее близкие к средним величины гемодинамических параметров. Для любых возрастных категорий здоровых нетренированных людей этот тип является преобладающим (до 20 лет он наблюдается примерно в 65 % случаев, после 35 — в 59 %).

3. *Емкостной тип.* Высоким показателям растяжимости соответствует относительно сниженная постнагрузка. У молодых нетренированных людей наблюдается в 25 % случаев, у лиц старшего возраста — у 17 %. Этот тип гемодинамики наблюдается преимущественно у тренированных лиц (до 75 % у тренирующихся на выносливость).

Очевидно, что наиболее благоприятные гемодинамические условия наблюдаются при емкостном типе гемодинамики. Относительное увеличение притока крови в крупные артерии сопровождается снижением постнагрузки на левый желудочек, обусловленным облегченным прохождением периферического артериального русла. Напротив, относительный рост сосудистых сопротивлений и уменьшение депонирующих свойств аорты при резистивном типе гемодинамики, возможно, является предрасполагающим фактором для развития артериальной гипертонии.

Таблица 1.

Ориентировочные критерии для определения типа гемодинамики у лиц старше 35 лет

Тип гемодинамики	C_v , мл/мм рт. ст.	C_a , мл/мм рт. ст.	C_a/C_v^*	R , дин·с·см ⁻⁵	Z , дин·с·см ⁻⁵
Резистивный	<0,5	<1,0	≤1,8	>1600	>140
Сбалансированный	0,51-0,70	1,0-1,5	1,8-2,05	1400-1500	90-140
Емкостной	>0,7	>1,5	≥2,0	<1350	<90

*«Емкостной коэффициент» у здоровых лиц достаточно постоянен и мало зависит от типа гемодинамики.

Здесь и далее: C_v — податливость миокарда левого желудочка, C_a — податливость артериальной системы, C_a/C_v — «емкостной коэффициент», R — периферическое сопротивление, Z — характеристический импеданс.

Необходимо заметить, что границы величин параметров кровообращения, применяемые для оценки типов гемодинамики, являются относительными (табл. 1).

При развитии истинной постинфарктной аневризмы левого желудочка рост депонирующих свойств его камеры и стенок крупных артерий указывает на снижение их тонуса вследствие структурных нарушений. Максимально возможное снижение общего сопротивления артериальной системы является компенсаторной реакцией сосудов на функциональную слабость миокарда. У больных с аневризмой левого желудочка с очень большими величинами податливости левого желудочка (более 0,8 мл/мм рт. ст) рост растяжимости сопровождается патологическим увеличением его размеров; масса миокарда также увеличена значительно, но увеличения фракции выброса (то есть «эф-

фективной доли» общего объема левого желудочка) не происходит. Такие изменения характерны для *дилатационного типа гемодинамики*.

Адекватная медикаментозная терапия приводит к улучшению гемодинамических условий, что отражается в росте емкостных и снижению резистивных показателей. Формирование оптимальных типов гемодинамики (сбалансированного и емкостного) можно считать критерием эффективности проводимой терапии. Если же этого не происходит, можно ориентироваться на динамику абсолютных величин обеих групп показателей. Снижение “емкостного коэффициента”, наблюдающееся только при патологии, указывает на неадекватность реакции сосудистой стенки на изменение депонирующих свойств камеры левого желудочка.

Таблица 2

Ориентировочные критерии для определения типов гемодинамики у лиц до 20 лет

Тип гемодинамики	C_v , мл/мм рт. ст.	C_a , мл/мм рт. ст.	C_a/C_v	R , дн·с·см ⁻⁵	Z , дн·с·см ⁻⁵
Резистивный	<0,5	<0,9	≤1,6 (до2,0)	>1400- 1500	>140
Сбалансированный	0,51-0,80	0,9-2,0	1,6-2,3	1250-1500	90-140
Емкостной	>0,8	>1,9	≥2,5	<1250	<90

Емкостной тип гемодинамики, как наиболее благоприятный, формируется в процессе систематической спортивной тренировки. При оценке эффективности воздействия тренировочных занятий на организм оценивается степень роста емкостных и снижение резистивных показателей. Нужно учитывать также и возраст тренирующихся (табл. 2).

Эффективность применения. Указанная методика применяется для оценки состояния гемодинамики у подростков от 15 до 20 лет в Московском училище Олимпийского резерва № 1 в течение трех лет. В год проводится около 500 обследований. Регулярные наблюдения показывают, что рост спортивного мастерства сопровождается оптимизацией артериального кровообращения спортсменов и приводит к увеличению числа лиц с емкостным типом гемодинамики в обследуемых группах.

В клинических условиях (Московский городской кардиологический диспансер, ГКБ № 15) проведена оценка эффективности лечения у 362 больных ИБС (стенокардия напряжения различных функциональных классов, постинфарктный кардиосклероз, истинная аневризма левого желудочка) и гипертонической болезнью (в т. ч. с развитием гипертонического сердца). Использование методики позволило добиться оптимизации гемодинамики (с сопутствующей стабилизацией состояния и улучшением самочувствия) в 92 % случаев применения медикаментозной терапии, при сочетании фармако-терапии с методиками ЛФК и физиотерапевтическими методами лечения — практически в 100 % случаев. Простота применения, использование применяющегося повсеместно оборудования, информативность для лечащего врача позволяют рассчитывать на повышение эффективности проводимого лечения и облегчение индивидуального подбора адекватных доз медикаментов и мощности тренировочных нагрузок при использовании предлагаемой методики.

ВЫВОДЫ

1. На основании эхокардиографических показателей, характеризующих структурные особенности сердца, могут быть вычислены показатели, характеризующие состояние упруго-вязких свойств миокарда и стенки крупных артерий. Описание взаимовлияний этих физиологических характеристик составляет основу емкостно-резистивной модели гемодинамики.
2. По состоянию упруго-вязких свойств миокарда и сосудов выделяются 3 типа гемодинамики: емкостной, сбалансированный и резистивный в зависимости от особенностей взаимовлияния величин, характеризующих депонирующие и резистивные свойства миокарда и сосудов.
3. Резистивный тип является наименее благоприятным с точки зрения условий гемодинамики; он отражает снижение депонирующих свойств камеры левого желудочка и стенки крупных артерий в сочетании с увеличением постнагрузки и наиболее характерен для артериальной гипертонии.
4. Нормализация условий гемодинамики при проведении адекватной терапии четко отражается оптимизацией соотношения величин емкостных и резистивных показателей, входящих в предлагаемую нами модель.
5. По мере роста тренированности происходит формирование емкостного типа гемодинамики.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Епифанов В. А., Суворова С. С.* Емкостные и резистивные параметры сердечно-сосудистой системы спортсменов и их динамика при систематической спортивной тренировке. Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры, 2001, № 1, с. 12-15.
2. *Карпман В. Л., Орел В. Р.* Исследование входного импеданса артериальной системы у спортсменов. В кн: Клинико-физиологические характеристики сердечно-сосудистой системы у спортсменов. Сборник, посвященный 25-летию кафедры спортивной медицины им. проф. В. Л. Карпмана. М., РГАФК; 1994. с. 92-116.
3. *Савицкий Н. Н.* Биофизические основы кровообращения и клинические методы исследования гемодинамики. Л., «Медицина», 1974. –309 с.
4. *Teiccholz G.* Problems in echocardiographic volume determinations. Circulation, 1972; 46 (Suppl. II): 75 (abstracts).