

## СОНОГРАФИЯ В ИССЛЕДОВАНИИ УПРУГО-ЭЛАСТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ

Доценко Н. Я., Доценко С. Я. \*, Боев С. С., Дедова В. О.

Запорожская медицинская академия последипломного образования

\* Запорожский государственный медицинский университет

В последние годы все большее внимание уделяется упруго-эластическим свойствам сосудов при сердечнососудистых заболеваниях [7, 9, 21, 22, 24]. Так, в ряде крупномасштабных исследований как критерий прогноза и эффективности лечения были применены такие тесты как скорость пульсовой волны (СПВ, PWV-Pulse Wave Velocity), центральное давление и волна отражения. Значение повышения СПВ, как независимого предиктора развития сердечнососудистых осложнений продемонстрировано в метаанализе 12 исследований, включавших более чем 13 000 пациентов [17].

Еще 5–10 лет назад исследование жесткости сосудов проводилось с помощью специально сконструированных аппаратов, которые были доступны только крупным исследовательским центрам. В последние годы в этом плане произошли существенные изменения в связи широким внедрением сонографии высокого разрешения. Именно последняя методика позволяет детально изучать жесткость сосудов на различных уровнях. Например, исследование толщины комплекса интима-медиа (КИМ) сонных артерий стало обыденной клинической практикой. Однако сонография сосудов имеет значительно больший потенциал, чем только исследование КИМ, на чем мы и хотим остановиться.

Современное учение о жесткости сосудов начинается с работ Frank в 1920 г., Bramwell и Hill в 1922 г., которые на основании гидравлической теории вывели уравнение Moens-Korteweg для определения СПВ:  $c_0 = E_h/2R$ , где  $c_0$  – СПВ,  $E$  – модуль Юнга,  $h$  – толщина и  $R$  – радиус сосуда с учетом плотности жидкости. Была получена формула:  $c_0 = (V \cdot dP/dV)$ , где  $dV$  – изменение объема артерии и  $dP$  – изменение давления при изменении объема.

Как известно, артерии более упруги в проксимальных отделах и жестки – в дистальных. Это определяет величину, в частности, СПВ. Например, СПВ у здоровых лиц составляет 4–5 м/с восходящей аорте, 5–6 м/с в брюшной и 8–9 м/с в подвздошных и бедренных артериях [23, 26]. В таком же порядке меняется и пульсовое давление в этих артериях. В результат амплитуда вол-

ны давления выше в периферических артериях, чем в центральных – т. н. феномен амплификации. Отсюда следует вывод: вследствие увеличения давления пульса от центра к периферии пульсовое давление на плечевой артерии нельзя экстраполировать на аортальное или каротидное. А также: каждый сосудистый регион имеет свои характеристики, которые нельзя напрямую распространять на другие регионы, особенно в условиях патологии.

Аорта является основной целью для определения региональной артериальной жесткости, поскольку именно она обладает наиболее выраженными свойствами «буфера» [13, 21, 26] Однако все артериальной регионы представляют потенциальный интерес для изучения. Так, важно исследование кровотока на уровне предплечья, где обычно измеряется артериальное давление (АД), и артерий нижних конечностей, часто поражающихся атеросклерозом, каротид – местом образования атером.

Предложенные в настоящее время показатели упруго-эластических свойств сосудов можно объединить в следующие группы:

**В зависимости от типа** – для сосудов эластического и мышечного типа;

**В зависимости от исследуемого региона:**

– системная жесткость – соотношение пульсового давления к ударному объему, анализ формы пульсовой волны, отраженной волны;

– регионарная или сегментарная жесткость в основном оценивается по СПВ;

– локальная жесткость – изучение механики колебаний сонных, бедренных, лучевых артерий, величины КИМ, соотношения интима/медиа.

**В зависимости от исследуемых показателей:**

– скоростные – СПВ;

– механика колебания стенок сосудов и пульсового давления;

– анализ формы пульсовой волны;

– морфологические – строение стенок сосудов, КИМ.

**Характеризующие степень:**

– упругости сосудов;

– ригидности, жесткости сосудов – понятие, обратное упругости;

– ремоделирования сосудов.

**По степени достоверности получаемых показателей:** прямые, например, сонография сосудов, исследование СПВ, и суррогатные, например, аппланационная тонометрия.

Измерение СПВ рассматривается как наиболее простой, неинвазивный и воспроизводимый метод для определения жесткости артерий. Системы для исследования СПВ отличаются методом регистрации – с помощью механического преобразователя, сонографии, аппланационной тонометрии, магниторезонансной томографии и пр. В Украине для этих целей лицензирован метод реографии.

Исследование может проводиться одновременно двумя [8] или одним датчиком последовательно в точках доступа. В последнем случае время задержки СПВ рассчитывается относительно зубца R ЭКГ. Основные методики – каротидно-феморальная, плече-лодыжечная, из точек доступа в области корня левой подключичной артерии (т. е. супрастернальный доступ) и вблизи бифуркации брюшной аорты (уровень пупка). Каротидно-феморальная методика считается «золотым стандартом», хотя окончательно это не определено [5].

СПВ практически рассчитывается по формуле:  $СПВ = (Sл - Sп) / \Delta T$ , м/с, где Sл – расстояние от начала аорты до точки регистрации, например, на лодыжке и Sп – на плече,  $\Delta T$  – разница времени начала пульсовой волны, регистрируемой на плече и голени. Подчеркивается, что расстояние должно быть измерено точно, поскольку неболь-

шие неточности влияют на значение СПВ [15].

Величина СПВ здоровых лиц зависит от возраста. Так, при обследовании 609 практически здоровых лиц величина СПВ в целом составила 4,4–11,7 м/с, в возрасте до 22 лет – 6,0±1,1 м/с, 23–55 лет – у женщин 7,1±1,1 м/с и у мужчин 7,9±1,4 м/с и у лиц старше 55 лет – 9,4±1,3 м/с [4]. Пороговым значением СПВ, согласно Европейским рекомендациям по АГ 2007 года, установлена величина 12 м/с. Достижение патологических величин СПВ встречается относительно не часто. Например, СПВ более 12 м/с отмечается у 1,1% больных АГ средней возрастной группы и у 22,1% пациентов старше 55 лет [4].

Исследование локальных упруго-эластических свойств сосудов проводится в основном с помощью сонографии. Аппараты высокого разрешения позволяют определить диаметр и морфологию сосуда. Следует отметить, что разработаны аппараты, точность которых превышает возможности сонографии. Так, аппараты «Track System» и «NIUS02», работающие в радиочастотном диапазоне, при измерении расстояния имеют стандартное отклонение 9–25 мкм (анализаторов с видеоизображением – 54–60 мкм) [27]. Несмотря на это считается, сонография высокого разрешения вполне пригодна для исследования жесткости сосудов.

Упругие свойства артерий как полых структур оцениваются по изменению площади сечения в систолу и диастолу с учетом АД в области исследования [11, 13]. При расчетах предполагается, что сечение артерий идеально круглое.

**Европейским обществом кардиологов (ЕОК) (2006) приводятся следующие основные показатели артериальной жесткости [14, 17]:**

Показатель	Определение (единицы измерения)
Изменение диаметра сосуда	Измерение диаметра сосудов во время систолы – систолический диаметр (Ds) и диастолы – диастолический диаметр (Dd), (мм)
Изменение площади просвета сосуда	Изменение площади просвета сосуда во время систолы: $\Delta A = \pi (Ds^2 - Dd^2) / 4$ , (мм <sup>2</sup> )
Площадь поперечного сечения сосудистой стенки	Площадь поперечного сечения артериальной стенки: $WCSA = \pi (De^2 - Di^2) / 4$ (мм <sup>2</sup> ), где De – внешний диаметр и Di – внутренний диаметр, измеренные в диастолу.
<b>Упругие свойства артерии в целом</b>	
Коэффициент растяжимости (DC) (Cross-sectional distensibility coefficient)	Относительное изменение площади поперечного сечения сосуда на единицу давления $DC = \Delta A / A \cdot \Delta P$ , (кПа <sup>-1</sup> ) где $\Delta P$ – локальное пульсовое давление.
Коэффициент податливости (CC) (Cross-sectional compliance coefficient)	Является изменением площади поперечного сечения на единицу давления: $CC = \Delta A / \Delta P$ (м <sup>2</sup> кПа <sup>-1</sup> ), где $\Delta P$ – локальное пульсовое давление
Модуль эластичности (упругости) Петерсона	Инверсия коэффициента растяжимости: изменение давления, стимулируя увеличение относительной области потока, модуль Peterson = $A \cdot \Delta P / \Delta$ , (кПа)
Модуль упругости (эластичности) Юнга	Модуль упругости Юнга или возрастающий упругий модуль: $E_{inc} = [3 (1 + A / WCSA)] / DC$ , (кПа)

## Критерии типов ремоделирования артерий эластического и мышечного типов у больных артериальной гипертензией

Типы ремоделирования	Критерии	
<b>Артерии мышечного типа</b>		
отсутствие ремоделирования артерий	$W/L \leq 0,333$	$VM \leq 0,17$
концентрическое ремоделирование	$W/L > 0,333$	$VM \leq 0,17$
концентрическая гипертрофия/гиперплазия	$W/L > 0,333$	$VM > 0,17$
эксцентрическая гипертрофия/гиперплазия	$W/L \leq 0,333$	$VM > 0,17$
<b>Артерии эластичного типа</b>		
отсутствие ремоделирования артерий	$W/L \leq 0,20$	$VM \leq 0,275$
концентрическое ремоделирование	$W/L > 0,20$	$VM \leq 0,275$
концентрическая гипертрофия/гиперплазия	$W/L > 0,20$	$VM > 0,275$
эксцентрическая гипертрофия/гиперплазия	$W/L \leq 0,20$	$VM > 0,275$

Кроме выше представленных, используется довольно много производных показателей [1, 2, 3, 14, 18, 19, 20, 25]. На наш взгляд, следует выделить следующие:

– формула Moens-Korteweg для расчета СПВ:  $PWV = \sqrt{(Eh)/(2\rho R)}$ , где  $E$  – эластический модуль Юнга,  $h$  – толщина стенки и  $R$  – радиус сосуда,  $\rho$  – плотность крови, которую принимают за величину, равной  $1,06 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup>.

– определение массы артериального сегмента ( $VM$ , грамм):

$VM = \rho \times L \times (Re^2 - Ri^2)$ , где  $\rho$  – плотность артериальной стенки ( $\rho = 1,06 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup>),  $L$  – референтная длина артериального сегмента ( $L=1$ см),  $Re$  и  $Ri$  – внешний и внутренний радиусы, соответственно; величину  $(Re^2 - Ri^2)$  называют площадью поперечного сечения стенки.

Особо следует остановиться на новом подходе к диагностике патологии сосудов – определении варианта их моделирования [6]. Последний определяется по соотношению толщины сосудистой стенки к ее просвету ( $W/Dd$ ), где  $W$  – толщины сосудистой стенки,  $Dd$  – просвет в диастолу (минимальный) и массы артериального сегмента ( $VM$ ) (см. табл. 1).

Для расчета большинства из вышеперечисленных параметров необходимо знание уровня АД. Это должно быть АД, определенное в области исследуемого сосуда [10, 23].

Упругие свойства артериальной стенки оцениваются по модулю упругости Юнга с учетом

толщины артериальной стенки. КИМ берется в качестве суррогата толщины стенки. Расчет модуля Юнга предполагает, что стенка сосуда гомогенная и равномерно нагружена, что допускает некоторые неточности. Модуль упругости Петерсона, в отличие от модуля Юнга, обратно пропорционально связан с растяжимостью и эластическими свойствами крупных артерий [16].

Следует подчеркнуть, что, хотя каротидно-фemorальная СПВ и жесткость каротид дают подобную информацию старения крупных артерий у здоровых лиц, это не так для больных артериальной гипертензией или сахарным диабетом. В этих случаях аорта становится жестче сонной артерии под воздействием факторов риска сердечнососудистых заболеваний [12]. Таким образом, жесткость аорты и сонных артерий не может быть использована в качестве взаимозаменяемых показателей у пациентов высокого риска.

Таким образом, сонография обеспечивает оптимальные условия не только для определения СПВ, но и локальной артериальной жесткости. Каротидно-бедренная СПВ, по мнению экспертов ЕОК, является «золотым стандартом» для оценки артериальной жесткости, имеет наибольшую степень доказательности прогностической ценности для сердечнососудистых событий, и не требует большого технического опыта. Считаем, что в Украине данные методики должны чаще применяться как в научных исследованиях, так и в клинической практике.

## Литература

1. Агафонов А. В. Клинические и структурно-функциональные особенности состояния сердца и сосудов эластического и мышечного типов, их прогностическая значимость у больных артериальной гипертензией старших возрастов : автореф. дис. на соискание науч. степени докт. мед. наук : спец. 14.00.06 «Кардиология» / А. В. Агафонов. – Пермь, – 2007. – 47 с.
2. Арутюнян Н. М. Ультразвуковые критерии диагностики ранних проявлений диабетической макроангиопатии у пациентов с сахарным диабетом 2-го типа / Н. М. Арутюнян, С. Э. Лелюк // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2007. – № 5. – С. 76–82.
3. Жирнова О. А. Тканевое доплеровское исследование эластических свойств артериальных сосудов :

- автореф. дис. на соискание науч. степени канд. мед. наук : спец. 14.01.13 «Лучевая диагностика, лучевая терапия», 14.03.03 «Патологическая физиология» / О. А. Жирнова. – Москва, – 2010. – 26 с.
4. Масленникова О. М. Характеристика эластических свойств сосудистой стенки при артериальной гипертензии, диагностика и коррекция их нарушений : автореф. дис. на соискание науч. степени докт. мед. наук : спец. 14.00.05 «Внутренние болезни» / О. М. Масленникова. – Иваново, – 2008. – 34 с.
  5. Нильсон П. Синдром раннего сосудистого старения — как его правильно определить? / П. Нильсон // Артериальная гипертензия. – 2010. – № 4(12). – С. 68–71.
  6. Оценка сосудистого ремоделирования у пожилых с разными типами артериальной гипертензии / А. В. Агафонов, Ю. В. Бочкова, Д. А. Лыкова [и др.] // Пермский медицинский журнал. – 2003. – Т. 20. – С. 20–23.
  7. Сіренко Ю. М. Пружно-еластичні властивості артерій: визначення, методи дослідження, значення у практиці лікаря-кардіолога / Ю. М. Сіренко, Г.Д. Радченко // Український кардіологічний журнал. – 2008. – № 11. – С. 72–81.
  8. Aortic pulse-wave velocity and its relationship to mortality in diabetes and glucose intolerance: an integrated index of vascular function? / K. Cruickshank, L. Riste, SG. Anderson [et al.] // Circulation. – 2002. – № 106. – P. 2085–2090.
  9. Arterial stiffness evaluated by measurement of the QKD interval is an independent predictor of cardiovascular events / P. Gosse, R. Lasserre, C. Minifie [et al.] // American Journal of Hypertension. – 2005. – № 18. – P. 470–476.
  10. Assessment of local pulse wave velocity in arteries using 2D distension waveforms / J M. Meinders, L. Kornet, P J. Brands [et al.] // Ultrason Imaging. – 2001. – № 23. – P. 199–215.
  11. Assessment of the distensibility of superficial arteries / AP. Hoeks, PJ. Brands, FA. Smeets [et al.] // Ultrasound in Medicine & Biology. – 1990. – № 16. – P. 121–128.
  12. Carotid and aortic stiffness: determinants of discrepancies / A. Paini, P. Boutouyrie, D. Calvet [et al.] // Hypertension. – 2006. – № 47. – P. 371–376.
  13. Carotid artery distensibility and distending pressure in hypertensive humans / S. Laurent, B. Caviezel, L. Beck [et al.] // Hypertension. – 1994. – № 23. – P. 878–883.
  14. Clinical applications of arterial stiffness: definitions and reference values / M F. O'Rourke, J A. Staessen, C. Vlachopoulos [et al.] // American Journal of Hypertension. – 2002. – № 15. P. 426–444.
  15. Determination of pulse wave velocities with computerized algorithms / Y C. Chiu, P W. Arand, S G. Shroff [et al.] // American Journal of Hypertension. – 1991. – № 121. – P. 1460–1470.
  16. Dobrin P. Vascular mechanics / [In Shepherd JT and Abboud FM Eds.] // Handbook of Physiology. - Section 2: The Cardiovascular System. – Volume III: Peripheral Circulation and Organ Blood Flow (American Physiology Society, Baltimore, MD, USA) pp. 65–102. (1983)
  17. Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications / S. Laurent, J. Cockcroft, L. Van Bortel [et al.] // European Heart Journal. – 2006. – № 27. – P. 2588–2605.
  18. Intrinsic stiffness of the carotid artery wall material in essential hypertensives / C. Bussy, P. Boutouyrie, P. Lacolley [et al.] // Hypertension. – 2000. – № 35. – P. 1049–1054.
  19. Isobaric compliance of the radial artery is increased in patients with essential hypertension / S. Laurent, D. Hayoz, S. Trazzi [et al.] // Journal of Hypertension. – 1993. – № 11. – P. 89–98.
  20. Laurent S. Arterial wall hypertrophy and stiffness in essential hypertensive patients / S. Laurent // Hypertension. – 1995. – № 26. – P. 355–362.
  21. Laurent S. Hypertension and macrovascular disease / S. Laurent // ESH Newsletter. – 2007. – № 31. – P. 8.
  22. Nichols WW. Theoretical, Experimental and Clinical Principles blood flow in arteries / WW. Nichols, MF. O'Rourke // Oxford University Press. – 2005. – № 5. – P. 624.
  23. Noninvasive assessment of local pulse pressure. Importance of brachial-toradial pressure amplification / F. Verbeke, P. Segers, S. Heireman [et al.] // Hypertension. – 2005. – № 46. – P. 244–248.
  24. Prognostic value of aortic pulse wave velocity as index of arterial stiffness in the general population / T. Willum-Hansen, J A. Staessen, C. Torp-Pedersen [et al.] // Circulation. – 2006. – № 113. – P. 664–670.
  25. Pulsatile diameter and elastic modulus of the aortic arch in essential hypertension: a noninvasive study / BM. Pannier, S. Laurent, GM. London [et al.] // J Am Coll Cardiol. – 1989. – № 13. – P. 399–405.
  26. Regional wave travel and reflections along the human aorta: a study with six simultaneous micromanometric pressures / RD. Latham, N. Westerhof, P. Sipkema [et al.] // Circulation. – 1985. – № 72. – P. 1257–1269.
  27. Regression of radial artery wall hypertrophy and improvement of carotid artery compliance after long term antihypertensive treatment: the Pericles study / X. Girerd, C. Giannattasio, C. Moulin [et al.] // J Am Coll Cardiol. – 1998. № 31. – P. 1064–1073.