

УДК 616-13-008.21

Е. И. ГАЙШУН¹, академик И. В. ГАЙШУН², А. М. ПРИСТРОМ³**ИЗМЕНЕНИЕ РАСТЯЖИМОСТИ АРТЕРИЙ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ СУТОЧНОЙ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ**¹1-ая городская клиническая больница, Минск²Институт математики НАН Беларуси, Минск³Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск

Поступило 04.03.2015

Введение. Нарушение упруго-эластических свойств крупных артерий в настоящее время рассматривается как важнейший независимый фактор риска, увеличивающий смертность от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) [1–4]. По-видимому, многие известные факторы риска развития ССЗ реализуются именно через изменения растяжимости и эластичности сосудистой стенки.

Важность упруго-эластических свойств артерий требует простых и надежных неинвазивных методов их оценки. К числу таких методов, прежде всего, относится измерение скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) [5–7]. Широко используются также различные показатели, позволяющие по данным об артериальном давлении (АД), относительном изменении диаметра сосуда в течение сердечного цикла и толщине комплекса интима-медиа судить о растяжимости и эластичности сосудистой стенки [5; 8]. Однако и СРПВ, и большинство известных показателей существенно зависят от АД [9; 10] и частоты сердечных сокращений (ЧСС) [11], что предполагает проведение контрольных исследований в изобарических (при одинаковом АД) и изоритмических (при одной и той же ЧСС) условиях.

Чтобы исключить влияние АД на оценку упруго-эластических свойств артерий, следует применять методы, мало зависящие от АД. Сегодня к таким методам можно отнести, по крайней мере, два показателя: известный индекс жесткости β [12] и разработанный в [13] индекс растяжимости α . Оценки растяжимости, полученные на основе этих индексов, достаточно адекватно характеризуют морфофункциональное состояние сосудистой стенки, поскольку они практически не связаны с напряжением, вызванным АД. Некоторые другие показатели с низкой зависимостью от АД представлены в работах [14; 15]; однако они требуют настройки входящего в них параметра на ту или иную категорию пациентов, что затрудняет их использование.

Заметим, что все известные показатели (в том числе индексы α и β) получены в предположении, что растяжимость сосудистой стенки подчиняется закону Гука, при этом сам показатель определяется как постоянный множитель, входящий в коэффициент растяжимости [14; 15]. Поэтому с их помощью нельзя получить оценку статической (абсолютной) растяжимости артерий. Дело в том, что сосудистая стенка в ходе каждого сердечного цикла подвергается периодической деформации, вызванной пульсовым давлением и вязким напряжением сдвига, что в силу вязкоупругости материала стенки приводит к снижению растяжимости. Этот факт не отражается в применяемых сегодня показателях. Поэтому для уточнения оценок растяжимости артериальных сосудов желательно получить зависимость значений того или иного показателя от ЧСС, при этом, по причине высокой вариабельности ЧСС, указанную зависимость целесообразно определять по результатам суточного мониторинга ЧСС.

Цель исследования – установить связь между оценками статической растяжимости сосудистой стенки и оценками растяжимости, получаемыми с учетом влияния на нее суточных значений ЧСС.

Материалы и методы исследования. Как уже отмечалось, большинство методов оценки упруго-эластических свойств артерий основано на законе Гука и, следовательно, на предположении об идеальной упругости материала сосудистой стенки, т. е. его способности деформироваться под действием приложенной силы и мгновенно, без какой-либо диссипации энергии, принимать исходную форму при снятии нагрузки. Однако на самом деле сосудистая стенка не является чисто упругой, а обладает четко выраженными вязкоупругими свойствами, которые проявляются, в частности, в том, что под действием стационарного напряжения деформация достигается не мгновенно, за начальной деформацией наступает ползучесть материала, протекающая до достижения равновесного значения. Напряжение же, необходимое для поддержания определенной деформации, релаксирует от начального значения до равновесного. Вязкоупругость существенна лишь тогда, когда напряжение или деформация меняются во времени, что и происходит в кровеносных сосудах под действием пульсового давления. Вследствие этого колебания деформации отстают от колебаний напряжения и имеют меньшую амплитуду, чем для чисто упругого материала.

Упругость материала сосудистой стенки в статике характеризуется модулем Юнга E (размерность $H \cdot м^{-2} = кг \cdot м^{-1} \cdot с^{-2}$), а в случае колебаний напряжения, вызванных пульсовым давлением, – динамическим модулем Юнга $E_{дин}$ [16]. Величина $E_{дин}$ зависит от ЧСС f (измеряемой в Гц = $с^{-1}$), при этом $E_{дин} > E$, если $f > 0$. На основании данных, представленных в [16], можно сделать вывод, что в диапазоне «рабочих» часто $f < 2-2,5$ Гц относительное приращение $(E_{дин} - E) / E$ модуля Юнга примерно пропорционально частоте f , т. е.

$$\frac{E_{дин} - E}{E} = kf; \quad (1)$$

коэффициент k измеряется в секундах и равен относительному приращению модуля Юнга, вызванному ЧСС в 1 Гц. Этот коэффициент не зависит от ЧСС и определяется только типом артерии, при этом его значение тем выше, чем артерия мельче и больше мышечных волокон в ее стенке, т. е. чем более четко выражены ее вязкоупругие свойства. В частности, для брюшной аорты $k \approx 0,1$ с, для общей сонной артерии (ОСА) $k \approx 0,3-0,4$ с [16; 17]. Таким образом, величина k в какой-то мере характеризует вязкоупругие свойства сосудистой стенки. Вследствие этого, будем называть ее *коэффициентом вязкоупругости*.

Пусть теперь γ – некоторый индекс растяжимости, слабо зависящий от АД, например, один из показателей [12; 13]

$$\alpha = \ln(D_s / D_d) / \ln(P_s / P_d), \quad \beta^{-1} = (D_s - D_d) / (D_d \ln(P_s / P_d)).$$

Учитывая (1), легко убедиться [17], что значение $\gamma_{чсс}$ индекса γ , полученное для некоторой артерии с коэффициентом вязкоупругости k при ЧСС в f Гц, отличается примерно в $(1 + kf)$ раз от статического значения $\gamma_{ст}$ этого индекса, рассчитанного в предположении, что на стенку сосуда не действует пульсовое давление, т. е.

$$\gamma_{чсс} = \frac{\gamma_{ст}}{1 + kf}. \quad (2)$$

Равенство (2) показывает, что ЧСС непосредственно влияет на растяжимость. Однако в силу высокой вариабельности ЧСС, величина $\gamma_{чсс}$, определенная при случайном измерении ЧСС, не является достаточно объективной характеристикой растяжимости сосудистой стенки. Поэтому представляется целесообразным оценить среднее значение $\gamma_{чсс}$ по результатам f_1, f_2, \dots, f_{24} суточного мониторинга ЧСС. На основании (2) нетрудно установить, что указанное среднее описывается соотношением

$$\overline{\gamma_{чсс}} = \gamma_{ст} \left(1 - \frac{k}{n} \sum_{i=1}^{24} \frac{f_i}{1 + kf_i} \right)$$

(здесь и далее черта над какой-либо величиной обозначает среднее значение этой величины, вычисленное по данным суточного мониторинга ЧСС). Поскольку $\gamma_{ст}(1 + kf_i)^{-1} = \gamma_{чсси}$, где $\gamma_{чсси}$ – значение индекса γ при частоте f_i , то

$$\overline{\gamma_{ст}} = \overline{\gamma_{чсс}} + k \overline{f \gamma_{чсс}}. \quad (3)$$

Таким образом, среднее значение $\overline{\gamma_{чсс}}$ индекса γ , полученное в результате суточного мониторингирования ЧСС, меньше статического значения этого индекса на величину $k \overline{f \gamma_{чсс}}$, которую назовем *модулем потерь индекса γ* . Модуль потерь оценивает снижение (потерю) растяжимости сосудистой стенки за счет воздействия периодически изменяющегося напряжения в ходе сердечного цикла.

Результаты и их обсуждение. Из (3) следует, что потеря растяжимости артерии пропорциональна ЧСС и коэффициенту вязкоупругости сосудистой стенки, т. е. чем больше ЧСС и четче выражены вязкоупругие свойства, тем выше потеря. Коэффициент вязкоупругости k определяется экспериментально путем воздействия на некоторый фрагмент сосудистой стенки периодически изменяющегося напряжения [16]; соответствующие значения величины k для различных артерий легко получить [17] на основании данных из [16]. Средние значения $\overline{\gamma_{чсс}}$ и $\overline{f \gamma_{чсс}}$ оцениваются следующим образом: 1) измеряются систолическое и диастолическое АД; 2) путем ультразвукового исследования соответствующей артерии устанавливается ее диаметр в систолу и диастолу при ЧСС f_0 , наблюдаемой в момент исследования; 3) по данным об АД и диаметре вычисляется значение γ_0 индекса γ ; тогда

$$\overline{\gamma_{чсс}} = (1 + k f_0) \gamma_0 (1 + k f)^{-1}, \quad \overline{f \gamma_{чсс}} = (1 + k f_0) \gamma_0 [f (1 + k f)^{-1}].$$

Таким образом, все параметры, входящие в формулу (3), достаточно просто определяются с помощью стандартных методов, что позволяет дать оценку статической (абсолютной) растяжимости сосудистой стенки, т. е. растяжимости в чистом виде вне зависимости от воздействия ЧСС.

Проиллюстрируем полученные результаты следующим примером. Путем исследования ОСА и суточного мониторингирования ЧСС у женщин 25 лет получены следующие показатели: $P_s = 120$ мм рт. ст., $P_d = 80$ мм рт. ст., $f_0 = 1,5$, $f_1 = 1,92$, $f_2 = 1,88$, $f_3 = 1,77$, $f_4 = 1,82$, $f_5 = 1,58$, $f_6 = 1,75$, $f_7 = 1,92$, $f_8 = 1,88$, $f_9 = 1,77$, $f_{10} = 1,73$, $f_{11} = 1,67$, $f_{12} = 1,72$, $f_{13} = 1,63$, $f_{14} = 1,57$, $f_{15} = 1,43$, $f_{16} = 1,50$, $f_{17} = 1,35$, $f_{18} = 1,40$, $f_{19} = 1,35$, $f_{20} = 1,33$, $f_{21} = 1,30$, $f_{22} = 1,33$, $f_{23} = 1,77$, $f_{24} = 1,65$, среднесуточная ЧСС $\overline{f} = 1,6$ (все частоты f_i , \overline{f} измерены в Гц). В качестве индекса растяжимости γ был использован показатель α . Коэффициент k считался равным 0,3 с. Простые расчеты, проведенные нами, привели к следующим выводам: $\gamma_0 = 0,37$, $1 + k f_0 = 1,45$, $(1 + k f)^{-1} = 0,67$, $[f (1 + k f)^{-1}] = 1,09$. Следовательно, $\overline{\gamma_{чсс}} = 1,45 \cdot 0,37 \cdot 0,67 = 0,36$, $\overline{k f \gamma_{чсс}} = 0,3 \cdot 1,45 \cdot 0,37 \cdot 1,09 = 0,17$, $\overline{\gamma_{ст}} = 0,36 + 0,17 = 0,53$. Значит модуль потерь равен 0,17, а величина $\overline{\gamma_{ст}}$ больше величины $\overline{\gamma_{чсс}}$ примерно на 42 %, т. е. потери растяжимости ОСА за счет ЧСС в рассматриваемом случае можно оценить в 42 %. Такая оценка, на наш взгляд, хорошо согласуется с известными данными (см., напр., [11; 18]), что снижение ЧСС с 90 уд/мин до 60 уд/мин приводит к уменьшению такого показателя ригидности аорты, как каротидно-феморальная СРПВ с 7,6 до 6,2 м/с, т. е. на 22 %. Поскольку коэффициент вязкоупругости ОСА примерно в 2–3 раза больше, чем аорты [16], и в анализируемом примере увеличение растяжимости ОСА определялось в соответствии со снижением ЧСС от 1,6 Гц = 96 уд/мин до нуля (а не от 90 уд/мин до 60 уд/мин, как в случае аорты), то оценки 42 % и 22 % представляются вполне сопоставимыми.

Выводы. Установленная связь (3) между статическим и динамическим значениями индекса растяжимости и ЧСС позволяет оценить статическую (абсолютную) растяжимость артерии, что является важным как для сопоставимости результатов контрольного обследования, так и для анализа динамики изменений сосудистой стенки, в частности, для анализа эффективности методов коррекции ее упруго-эластических свойств.

Литература

1. Oliver J. J., Webb D. J. // Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol. 2003. Vol. 23. P. 554–566.
2. Mitchell G. F. // Circulation. 2010. Vol. 121, N 4. P. 505–511.
3. Vlachopoulos C. // Eur. Heart. J. 2010. Vol. 31. P. 1865–1871.
4. Willum-Hansen T. // Circulation. 2006. Vol. 113, N 5. P. 664–670.
5. Лелюк В. Г., Лелюк С. Э. Ультразвуковая ангиология. М., 2007.

6. *Moens A. I.* Die Pulscurve. Leiden, 1878.
7. *Bramwell J. S., Hill A. V.* // Proc. Roy. Soc. 1922. Vol. 93. P. 298–306.
8. *Манак Н. А., Пристром А. М., Гайшун Е. И.* // Здоровоохранение. 2010. № 6. С. 36–38.
9. *Манак Н. А., Пристром А. М., Гайшун Е. И.* // Кардиология в Беларуси. 2010. № 3. С. 72–81.
10. Ультразвуковая диагностика сосудистых заболеваний: рук-во для врачей / Под ред. В. П. Куликова. М., 2011.
11. *Hayward C. S., Avolio A. P., O'Rourke M. F.* et al. // J. Hypertension. 2002. Vol. 40. P. 8–9.
12. *Kawasaki T., Sasyama S., Yagi S.* et al. // Cardiovasc. Res. 1987. Vol. 21. P. 678–687.
13. *Астровский А. И., Гайшун Е. И., Гайшун И. В., Пристром А. М.* // Весті НАН Беларусі. Сер. мед. навук. 2014. № 1. С. 12–18.
14. *Манак Н. А., Пристром А. М., Гайшун Е. И.* // Докл. НАН Беларусі. 2010. Т. 54, № 4. С. 105–108.
15. *Гайшун И. В., Манак Н. А., Гайшун Е. И., Пристром А. М.* // Весті НАН Беларусі. Сер. мед. навук. 2010. № 4. С. 25–31.
16. *Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У.* Механика кровообращения. М., 1981.
17. *Гайшун Е. И., Гайшун И. В., Пристром А. М.* // Весті НАН Беларусі. Сер. мед. навук. 2014. № 4. С. 26–31.
18. *Рогоза А. Н.* // Функциональная диагностика. 2007. № 7. С. 17–32.

E. I. GAISHUN, I. V. GAISHUN, A. M. PRYSTROM

gaishun@im.bas-net.by

**CHANGE OF THE ARTERIAL DISTENSIBILITY DEPENDING ON A 24-HOUR
AMBULATORY HEART RATE**

Summary

Associations between the static arterial distensibility and the arterial distensibility obtained with regard to a 24-hour ambulatory heart rate are established.