

УДК 616-13-008.21

А. И. АСТРОВСКИЙ¹, Е. И. ГАЙШУН², И. В. ГАЙШУН³, А. М. ПРИСТРОМ⁴

**НОВЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ ЛОКАЛЬНЫХ ЭЛАСТИЧНЫХ СВОЙСТВ
АРТЕРИАЛЬНОЙ СТЕНКИ И ИХ НОРМАТИВНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ
ДЛЯ ОБЩЕЙ СОННОЙ АРТЕРИИ**

¹*Белорусский государственный экономический университет, Минск,*

²*1-я городская клиническая больница, Минск, Беларусь,*

³*Институт математики НАН Беларуси, Минск,*

⁴*Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск*

(Поступила в редакцию 16.12.2013)

Введение. Необходимость изучения упругих свойств артерий обоснована в исследовании SHEP (Systolic Hypertension in Elderly Program, 1991), результаты которого показали наличие тесной положительной связи между повышением систолического артериального давления (АД) и увеличением риска развития неблагоприятных сердечно-сосудистых событий. При этом на фоне высокого пульсового давления у пациентов отмечалось повышение преимущественно систолического АД. Такая картина типична в случае нарушения растяжимости крупных артерий и связана с ранним отражением пульсовой волны, когда возврат волны приходится не на раннюю диастолу, а на позднюю систолу. Аналогичные данные получены в исследовании Фрамингемской популяции.

Во многих работах [1–3] доказано, что повышение жесткости крупных артерий предрасполагает к развитию гипертрофии левого желудочка (ЛЖ), которая является независимым фактором риска развития сердечно-сосудистых осложнений, приводит к увеличению сердечно-сосудистой летальности в 2–3 раза [4, 5]. По данным Фрамингемского исследования, риск возникновения инсульта или инфаркта у пациентов с ишемической болезнью сердца (ИБС), у которых утолщена сердечная мышца, в 5 раз больше, чем у пациентов без гипертрофии ЛЖ.

В ряде крупных исследований [6–8] установлено, что увеличение жесткости артерий является независимым предиктором сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ). В частности, эластичность и растяжимость сосудистой стенки нарушаются на доклинической стадии атеросклероза, а также при наличии факторов риска его развития (Роттердамское исследование, 2006). В связи с этим жесткость артерий имеет высокую прогностическую значимость на начальной стадии развития заболевания.

Значимость жесткости артерий в развитии и прогнозировании ССЗ требует надежных неинвазивных методов ее оценки и коррекции. Сегодня основными методами оценки являются скорость распространения пульсовой волны (СРПВ) и ультразвуковое исследование сосуда с последующим расчетом ряда показателей, перечень которых можно найти в монографиях [9, 10] и в статье [11]. Однако и СРПВ, и известные показатели обладают двумя недостатками: существенной зависимостью от АД и игнорированием такого важного параметра сосуда, как толщина комплекса интима-медиа (КИМ), что ограничивает возможности использования их для исследования морфофункциональных изменений сосудистой стенки и приводит к серьезным трудностям при оценке эффективности методов коррекции упругих свойств артерий. В связи с этим актуальной представляется задача получения новых показателей, наиболее точно учитывающих упруго-эластические свойства сосудистой стенки.

В работе приняты следующие обозначения: P_s и P_d – систолическое и диастолическое АД; D_s и D_d – диаметр сосуда в систолу и диастолу; h – толщина КИМ.

Цель исследования – разработать теоретические основы показателей эластичности артерий, выяснить причины зависимости известных показателей от АД, создать классификацию показателей, получить новые показатели, адаптированные к морфофункциональному состоянию сосудистой стенки некоторых категорий пациентов, и определить их нормативные значения для общей сонной артерии (ОСА).

Материалы и методы исследования. Из классической теории упругости следует, что если в сосуде, находящемся под давлением P и имеющем внутренний диаметр D_0 , произошло увеличение давления на малую величину δP , то относительное приращение диаметра сосуда пропорционально δP , т. е.

$$\frac{D - D_0}{D_0} = b\beta P, \quad (1)$$

коэффициент пропорциональности b (имеющий размерность Па^{-1}) называется коэффициентом растяжимости. Значения его определяются многими факторами: давлением P , толщиной (h) КИМ, морфофункциональным состоянием сосудистой стенки и др. В настоящем исследовании принимаются во внимание только два фактора – давление и толщина КИМ.

Учитывая данные монографии [12], можно считать, что коэффициент b обратно пропорционален некоторой степени $t \geq 0$ толщины КИМ, т. е.

$$b = d(P)h^{-t},$$

где $d(P)$ – функция только одной переменной P . Зависимость этой функции от давления P весьма разнообразна и точно описать ее не представляется возможным. Поэтому предлагается следующий способ ее приближенного выбора. Для какой-то категории лиц, объединенных некоторыми общими признаками (например, возрастом, сердечно-сосудистой патологией и др.) на основе анализа кривых диаметр–давление, приведенных в различных литературных источниках [12–17], устанавливаются типичные свойства коэффициента растяжимости. Затем подбирается функция $c(P)$, обладающая близкими свойствами. Роль этой функции – приближенная характеристика растяжимости сосудистой стенки у всех лиц исследуемой категории. Индивидуальные особенности растяжимости каждой артерии оцениваются некоторой величиной α , при этом считается, что индивидуальный коэффициент $d(P)$ равен $\alpha c(P)$.

Предположив, что коэффициент b известен, из равенства (1) с помощью простых математических преобразований нами получено дифференциальное уравнение

$$\frac{dD}{dP} = bD, \quad (2)$$

описывающее изменение диаметра сосуда в зависимости от давления. Если это уравнение упростить, считая функцию D постоянной и равной значению диаметра сосуда в диастолу, то

$$D = D_d \left(1 + \int_{P_d}^P b dP\right),$$

откуда при

$$b = \alpha c(P)h^{-t}, \quad P = P_s,$$

следует, что число α , оценивающее упругие свойства сосудистой стенки, равно

$$\alpha = \frac{h^t (D_s - D_d)}{D_d \int_{P_d}^{P_s} c(P) dP}. \quad (3)$$

Формула (3) позволяет либо учитывать параметр h ($t > 0$), либо его игнорировать ($t = 0$); в первом случае, не допуская большую ошибку, можно считать $t = 1$ [12]. Поэтому из этой формулы получаются два типа показателей:

$$A = \frac{h(D_s - D_d)}{D_d \int_{P_d}^{P_s} c(P) dP} \quad \text{и} \quad a = \frac{D_s - D_d}{D_d \int_{P_d}^{P_s} c(P) dP}. \quad (4)$$

Первый из них является показателем эластичности, а второй – индексом растяжимости.

Разницу между ними и предложенную терминологию можно пояснить следующим образом. Представим мысленно два артериальных сосуда с одинаковыми внутренними диаметрами и одинаковой эластичностью материала их стенок, но с различной толщиной КИМ. Ясно, что при одном и том же АД отношение $\frac{D_s - D_d}{D_d}$ больше у того сосуда, у которого тоньше КИМ, а поэтому у него больше индекс a . С другой стороны, показатель A получается умножением индекса a на величину h , что компенсирует разницу отношений $\frac{D_s - D_d}{D_d}$ для одного и другого сосуда. Поэтому показатель A оказывается примерно одинаковым у обоих сосудов, т. е. он правильно оценивает эластичность материала сосудистой стенки.

Из формул (4) легко получить известные показатели эластичности [9, 10]. Так, если $c(P) = 1$, то индекс a совпадает с артериальной растяжимостью:

$$r = \frac{D_s - D_d}{D_d(P_s - P_d)},$$

а обратное значение показателя A равно модулю Юнга:

$$E_Y = \frac{D_d(P_s - P_d)}{h(D_s - D_d)}.$$

Если же $c(P) = P^{-1}$, то a^{-1} есть индекс жесткости:

$$\beta = \frac{D_d(\ln P_s - \ln P_d)}{D_s - D_d}.$$

Наличие математических связей между различными показателями, установленных в работе [11], свидетельствует о том, что все показатели, перечисленные в монографиях [9, 10], объединяются единой формулой (3) при соответствующих предположениях о коэффициенте растяжимости.

Упрощение уравнения (3), проведенное выше, не совсем корректно (поскольку диаметр сосуда не является постоянным, а существенно изменяется в течение сердечного цикла), что уменьшает точность показателей и является одной из причин зависимости их от АД. Поэтому с целью увеличения надежности показателей нами было использовано полное уравнение (2).

Интегрирование его привело к следующей зависимости диаметра сосуда от давления:

$$D = D_d \exp\left(\int_{P_d}^P b dP\right),$$

а также к следующим показателю эластичности E и соответствующему ему индексу растяжимости e :

$$E = \frac{h(\ln D_s - \ln D_d)}{\int_{P_d}^{P_s} c(P) dP}, \quad e = \frac{\ln D_s - \ln D_d}{\int_{P_d}^{P_s} c(P) dP}, \quad (5)$$

которые отличаются от показателей (4) тем, что в них относительное изменение диаметра сосуда $\frac{D_s - D_d}{D_d}$ заменено разностью $\ln D_s - \ln D_d$. Это позволяет уточнить известные показатели [9, 10] путем замены отношения $\frac{D_s - D_d}{D_d}$ разностью $\ln D_s - \ln D_d$. В частности, таким образом нами получен уточненный индекс жесткости:

$$\beta^* = \frac{\ln P_s - \ln P_d}{\ln D_s - \ln D_d}.$$

Поскольку относительное изменение диаметра артерии в течение сердечного цикла больше разности $\ln D_s - \ln D_d$,

$$\frac{D_s - D_d}{D_d} > \ln D_s - \ln D_d,$$

то для одного и того же сосуда значения показателей (4) всегда превышают значения соответствующих показателей (5), т. е.

$$A > E, \quad a > e.$$

Это означает, что показатели (4) дают завышенные оценки и эластичности, и растяжимости сосудистой стенки по сравнению с показателями (5). Проведенный нами анализ значений индексов β и β^* для ОСА различных категорий пациентов показал, что разность в оценках может достигать 10 % и более, при этом с возрастанием растяжимости артерии она увеличивается.

Степень зависимости показателей (5) от АД в основном определяется выбором функции $c(P)$: чем она ближе к реальному коэффициенту $d(P)$, тем меньше зависимость от АД. Так, предположение $c(P) = 1$, принятое в артериальной растяжимости, модулях Петерсона и Юнга [9, 10], далеко от реальных свойств коэффициента $d(P)$. Поэтому указанные показатели зависят от АД достаточно сильно [18]. Функция $c(P) = P^{-1}$, используемая в индексе жесткости β , более точно приближает коэффициент растяжимости, вследствие чего этот индекс зависит от АД значительно меньше [18]. Тем не менее, у пациентов с ССЗ он заметно изменяется вместе с АД [19–21], а значит, в этом случае выбор функции $c(P) = P^{-1}$ не вполне адекватен реальному коэффициенту растяжимости.

Каких-либо конструктивных методов построения функции $c(P)$ в настоящее время не существует. Однако часто удовлетворительную функцию $c(P)$ можно получить, анализируя кривые диаметр–давление, представленные в ряде исследований [12–17]. Таким способом в работе [22] установлено, что для лиц старше 50 лет в качестве $c(P)$ можно принять зависимость

$$c(P) = 0,0015\sqrt{190 - P}$$

(давление P берется в мм рт. ст.). Согласно формулам (5), такая зависимость определяет индекс растяжимости f и показатель эластичности F :

$$f = \frac{1000 (\ln D_s - \ln D_d)}{(190 - P_d)^{1,5} - (190 - P_s)^{1,5}}, \quad F = hf.$$

В статье [23] предлагается считать, что $c(P) = P^{-m}$, где m – числовой параметр, настраиваемый на упруго-эластические свойства сосудистой стенки исследуемой категории пациентов. В этом случае показатели (5) имеют следующий вид:

$$g_m = \frac{(1 - m) (\ln D_s - \ln D_d)}{P_s^{1-m} - P_d^{1-m}}, \quad G_m = hg_m. \quad (6)$$

Параметр m определялся нами по известным зависимостям диаметр–давление [12–17] с помощью метода наименьших квадратов. Установлено, что для практически здоровых лиц 18–30 лет $m = 1,1$; для возрастной группы 31–50 лет $m = 1,2$, для лиц старше 50 лет $m = 1,4$ и для больных с выраженными явлениями атеросклероза $m = 1,7$. При неограниченном приближении m к 1 из формул (6) получаются индекс жесткости β^* , оценивающий величину, обратную растяжимости, и показатель $B^* = \frac{\beta^*}{h}$, оценивающий величину, обратную эластичности.

Таким образом, предложенная методика построения показателей упругих свойств артерий позволила:

1) объединить все показатели в единую математическую модель, представленную дифференциальным уравнением (2);

2) выяснить причины зависимости от АД (отличие функции $c(P)$ от реального коэффициента растяжимости);

3) классифицировать все показатели на показатели эластичности, содержащие, как параметр, толщину КИМ и поэтому ориентированные на оценку эластичности материала сосудистой стенки, и индексы растяжимости, не учитывающие толщину КИМ и поэтому ориентированные на оценку растяжимости артерии;

4) уточнить известные и получить новые показатели, адаптированные к морфофункциональному состоянию сосудистой стенки некоторых категорий пациентов.

Индексы растяжимости и показатели эластичности дают возможность сравнивать упругие свойства артерий как разных пациентов, так и одного и того же лица в динамике (например, до и после лечения). Однако часто требуется получить выводы о нарушении жесткости артерий конкретного пациента по разовому обследованию. Для этого необходимы значения индексов и показателей артерий у здоровых людей (нормативные значения). Что касается общей сонной артерии (ОСА), нормативные значения известных индексов растяжимости и показателей эластичности приведены в [9, 10]. Для новых индексов и показателей, полученных в настоящей работе, нормативные значения определены нами на основе ультразвукового исследования ОСА у 146 практически здоровых лиц в возрасте 18–60 лет. Учитывая, что растяжимость артерий, во-первых, изменяется в зависимости от возраста, во-вторых, у мужчин и женщин она различна, в число обследованных было включено 6 групп лиц разного возраста и пола: 25 мужчин и 25 женщин в возрасте 18–30 лет, 25 мужчин и 25 женщин в возрасте 31–50 лет и 21 мужчина и 25 женщин в возрасте 51–60 лет.

Вопрос об отнесении каждого конкретного лица к группе здоровых решался на основании следующих критериев: отсутствие жалоб на состояние здоровья и указаний на заболевания респираторной, сердечно-сосудистой, эндокринной систем, хронических заболеваний желудочно-кишечного тракта; отсутствие изменений на ЭКГ покоя и в лабораторных анализах; нормальное значение АД в день обследования и отсутствие анамнестических указаний на наличие артериальной гипертензии; отсутствие проявлений ИБС (отрицательный результат при стандартном опросе для выявления стенокардии напряжения, отрицательный результат при проведении нагрузочных тестов, отсутствие нарушений ритма и проводимости, диагностически значимых изменений сегмента ST при холтеровском мониторинге); отсутствие патологических изменений брахиоцефальных артерий (в частности, отсутствие изменений со стороны КИМ, отсутствие атеросклеротических бляшек) при ультразвуковом сканировании; низкий риск развития фатального ССЗ в ближайшие 10 лет по шкале SCORE: меньше 1 % для лиц 18–50 лет и меньше 5 % для лиц 51–60 лет. В число обследованных не включали курящих, а также лиц с избыточной массой тела и ожирением.

Исследование ОСА пациентов проводили на аппарате Sonoline G-60 (Siemens) путем ультразвукового (дуплексного) сканирования линейным мультисекторным датчиком с частотой сканирования 4–10 мГц. Пациенту, который находился в положении лежа на спине, в области переднего края грудинно-ключично-сосцевидной мышцы устанавливали датчик, который перемещался вдоль сосуда до точки бифуркации. Аналогичный доступ использовали и при исследовании ОСА в продольной плоскости. Измерение диаметров (максимального в систолу и минимального в диастолу) осуществляли в М-режиме, при этом одновременно проводили мониторинг ЭКГ для подтверждения точек измерения диаметров сосуда в М-режиме фазам сердечного цикла – систоле и диастоле.

Систолическое и диастолическое АД измеряли методом Короткова на плечевой артерии на обеих руках, при этом если значения АД на разных руках отличались, учитывали более высокие показатели. Расчет индексов растяжимости и показателей эластичности, а также статистическую обработку данных осуществляли с помощью пакета компьютерных программ Statistica 6.0.

Результаты и их обсуждение. Нормативные значения индексов β^* , g_m , f и показателей B^* , G_m , F для ОСА практически здоровых людей представлены в табл. 1–3. Анализ этих таблиц показывает, что наблюдаются существенные различия в изменении средних значений индексов растяжимости и показателей эластичности в зависимости от возраста, а именно: нормативные значения индексов растяжимости статистически значимо ($p < 0,05$) уменьшаются при переходе от одной возрастной группы к более старшей группе, в то время как статистически значимых различий средних значений показателей эластичности в группах 18–30 лет и 31–50 лет не установлено.

Т а б л и ц а 1. Нормативные значения индексов растяжимости и показателей эластичности в возрастной группе 18–30 лет

| | Мужчины | | | | Женщины | | | |
|--------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | β^* | B^* | $g_{1,1}$ | $G_{1,1}$ | β^* | B^* | $g_{1,1}$ | $G_{1,1}$ |
| M | 3,41 | 4,78 | 0,48 | 0,35 | 3,00 | 4,92 | 0,53 | 0,33 |
| S | 0,68 | 1,12 | 0,09 | 0,08 | 0,48 | 1,09 | 0,08 | 0,07 |
| Me | 3,37 | 4,74 | 0,47 | 0,33 | 2,97 | 4,72 | 0,53 | 0,33 |
| (a; b) | (3,13; 3,69) | (4,32; 5,25) | (0,44; 0,52) | (0,32; 0,38) | (2,80; 3,19) | (4,47; 5,37) | (0,50; 0,56) | (0,30; 0,36) |

П р и м е ч а н и е. M – среднее значение; S – стандартное отклонение; Me – медиана; (a; b) – 95 %-ный доверительный интервал. То же для табл. 2, 3.

Т а б л и ц а 2. Нормативные значения индексов растяжимости и показателей эластичности в возрастной группе 31–50 лет

| | Мужчины | | | | Женщины | | | |
|--------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | β^* | B^* | $g_{1,2}$ | $G_{1,2}$ | β^* | B^* | $g_{1,2}$ | $G_{1,2}$ |
| M | 4,10 | 4,84 | 0,64 | 0,58 | 3,90 | 5,39 | 0,68 | 0,49 |
| S | 1,00 | 1,03 | 0,15 | 0,11 | 1,02 | 1,39 | 0,18 | 0,13 |
| Me | 3,98 | 4,77 | 0,63 | 0,52 | 3,91 | 5,59 | 0,64 | 0,45 |
| (a; b) | (3,69; 4,51) | (4,42; 5,27) | (0,58; 0,71) | (0,49; 0,58) | (3,47; 4,32) | (4,82; 5,97) | (0,60; 0,75) | (0,44; 0,54) |

Т а б л и ц а 3. Нормативные значения индексов растяжимости и показателей эластичности в возрастной группе 51–60 лет

| | M | S | Me | (a; b) |
|-----------|------|------|------|--------------|
| Мужчины | | | | |
| β^* | 5,27 | 1,14 | 4,85 | (4,75; 5,79) |
| B^* | 5,29 | 0,89 | 5,12 | (4,89; 5,70) |
| $g_{1,4}$ | 1,25 | 0,24 | 1,29 | (1,14; 1,36) |
| $G_{1,4}$ | 1,23 | 0,19 | 1,25 | (1,14; 1,32) |
| f | 0,14 | 0,03 | 0,15 | (0,13; 0,15) |
| F | 0,14 | 0,02 | 0,14 | (0,13; 0,15) |
| Женщины | | | | |
| β^* | 4,97 | 1,42 | 4,59 | (4,38; 5,55) |
| B^* | 6,05 | 1,82 | 5,27 | (5,30; 6,80) |
| $g_{1,4}$ | 1,34 | 0,38 | 1,32 | (1,19; 1,50) |
| $G_{1,4}$ | 1,11 | 0,34 | 1,16 | (0,97; 1,25) |
| f | 0,16 | 0,04 | 0,15 | (0,14; 0,18) |
| F | 0,13 | 0,04 | 0,14 | (0,12; 0,15) |

Сравнение средних значений показателей эластичности в группах 18–30 лет и 31–50 лет со средними значениями в группе 51–60 лет показывает, что в одних случаях различия статистически значимы, а в других нет. Однако распределение этих случаев не подчиняется какой-либо закономерности. По-видимому, это объясняется разной степенью выраженности доклинического атеросклеротического процесса в ОСА, который наблюдается не только у лиц пожилого возраста, но и у молодых людей.

Таким образом, растяжимость и эластичность ОСА у практически здоровых людей с возрастом меняются неодинаково: если растяжимость неуклонно уменьшается, то эластичность меняется незначительно (что согласуется с данными монографии [12]). Объясняется это тем, что снижение эластичности материала сосудистой стенки происходит вследствие гистологических дегенеративных изменений, в первую очередь из-за увеличения количества коллагеновых волокон, которые замещают гладкомышечные клетки в одних слоях стенки и разрастаются в других. На ухудшение же растяжимости артерии влияет не только этот процесс, но и утолщение КИМ, наблюдающееся с увеличением возраста.

Заключение. В настоящем исследовании разработаны два типа показателей упруго-эластических свойств артерий: индексы растяжимости и показатели эластичности, оценивающие различные характеристики сосудистой стенки – растяжимость и эластичность ее материала. В связи с этим возникает естественный вопрос: в каких случаях целесообразно применять индексы растяжимости, а в каких – показатели эластичности? Однозначный ответ на этот вопрос дать невозможно, все зависит от цели проводимого исследования. Например, гемодинамическая нагрузка на сердечную мышцу в большей степени зависит от растяжимости крупных артерий, чем от эластичности материала их стенок [24], поэтому при оценке ее следует использовать индексы растяжимости. Однако при многих ССЗ, а также с увеличением возраста, как правило, нарушаются и растяжимость, и эластичность сосудистой стенки. Для большей объективности выявления таких нарушений рекомендуется одновременно использовать как индексы растяжимости, так и показатели эластичности в соответствии с методикой, предложенной в инструкции [25].

Литература

1. *Boutouyrie P., Tropeano A. I., Asmar R. et al. // Hypertension. 2002. Vol. 39. P. 10–15.*
2. *Nichols W. W., O'Rourke M. F. McDonald's blood flow in arteries. London, 1998.*
3. *O'Rourke M. F. // Hypertension. 1990. Vol. 15. P. 339–347.*
4. *Оганов Р. Г. // Терапевт. 2008. № 5. С. 70–73.*
5. *Berkin K. E., Ball S. G. // Hypertension. 2001. Vol. 86. P. 467–475.*
6. *Kingwell B. A., Gatzka C. D. // Am. J. Hypertension. 2002. Vol. 20. P. 2337–2340.*
7. *Mattace-Raso F. U., van der Cammen T. J., Hofman A. et al. // Circulation. 2006. Vol. 113. P. 627–667.*
8. *Weber T., Auer J., O'Rourke M. F. // Circulation. 2004. Vol. 109. P. 184–189.*
9. *Лелюк В. Г., Лелюк С. Э. Ультразвуковая ангиология. М., 2007.*
10. *Ультразвуковая диагностика в абдоминальной и сосудистой хирургии / под ред. Г. И. Кунцевич. Минск, 1999.*
11. *Манак Н. А., Пристром А. М., Гайшун Е. И. // Здравоохранение. 2010. № 6. С. 36–38.*
12. *Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. М., 1981.*
13. *Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. Ленинград, 1974.*
14. *Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека. М., 1996. Т. 2.*
15. *Hickler R. B. // Clin. Cardiol. 1990. Vol. 13. P. 317–322.*
16. *Stefanadis C., Dornellis J., Vlachopoulos C. et al. // Circulation. 1997. Vol. 96. P. 1853–1858.*
17. *Stefanadis C., Stratos C., Vlachopoulos C. et al. // Circulation. 1995. Vol. 92. P. 2210–2219.*
18. *Манак Н. А., Пристром А. М., Гайшун Е. И. // Кардиология в Беларуси. 2010. Т. 10, № 3. С. 72–81.*
19. *Lehmann E. D., Hopkins K. D., Gosling R. G. // Diabetologia. 1996. Vol. 39. P. 870–871.*
20. *Lehmann E. D., Hopkins K. D., Jones R. L. et al. // Clin. Sci. 1995. Vol. 89. P. 247–253.*
21. *Lehmann E. D., Hopkins K. D., Rawesh A. et al. // Hypertension. 1998. Vol. 32. P. 565–569.*
22. *Гайшун И. В., Манак Н. А., Гайшун Е. И., Пристром А. М. // Весці НАН Беларусі. Сер. мед. навук. 2010. № 4. С. 25–31.*
23. *Манак Н. А., Пристром А. М., Гайшун Е. И. // Докл. НАН Беларусі. 2010. Т. 54, № 4. С. 105–108.*
24. *Пристром А. М., Гайшун Е. И. // Медицина. 2011. № 4. С. 14–17.*
25. *Пристром А. М., Гайшун Е. И. // Инструкция по применению. Рег. № 030-0313. 2013.*

A. I. ASTROVSKII, E. I. GAISHUN, I. V. GAISHUN, A. M. PRISTROM

NEW INDICATORS OF LOCAL ELASTIC PROPERTIES OF THE ARTERIAL WALL AND THEIR NORMATIVE VALUES FOR THE COMMON CAROTID ARTERY

Summary

The theoretical fundamentals of indicators of the elastic properties of the arteries are worked out, their classification by extensibility codes and elasticity parameters is proposed, their normative values for the common carotid artery are determined.