

8. Potolitsyna N., Parshukova O., Vakhnina N., Alisultanova N., Kalikova L., Tretyakova A., Chernykh A., Shadrina V., Duryagina A., Bojko E. Lactate thresholds and role of nitric oxide in male rats performing a test with forced swimming to exhaustion. *Physiol Rep.* 2023; 11(17):e15801. doi: 10.14814/phy2.15801. (in Engl)
9. Vieira C., De Lima T.C., Carobrez Ade P., Lino-de-Oliveira C. Frequency of climbing behavior as a predictor of altered motor activity in rat forced swimming test. *Neurosci Lett.* 2008;445(2):170-173. doi: 10.1016/j.neulet.2008.09.001. (in Engl)
10. Kawashima M., Kawanishi N., Tominaga T., Suzuki K., Miyazaki A., Nagata I., Miyoshi M., Miyakawa M., Sakuraya T., Sonomura T., Arakawa T. J Appl Physiol Icing after eccentric contraction-induced muscle damage perturbs the disappearance of necrotic muscle fibers and phenotypic dynamics of macrophages in mice. 2021; 130(5):1410-1420. doi: 10.1152/jappphysiol.01069.2020. (in Engl)
11. Nagata I., Kawashima M., Miyazaki A., Miyoshi M., Sakuraya T., Sonomura T., Oyanagi E., Yano H., Arakawa T. Icing after skeletal muscle injury with necrosis in a small fraction of myofibers limits inducible nitric oxide synthase-expressing macrophage invasion and facilitates muscle regeneration. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.* 2023; 324(4):R574-R588. doi: 10.1152/ajpregu.00258.2022. (in Engl)
12. Saclier M., Cuvellier S., Magnan M., Mounier R., Chazaud B. Monocyte/macrophage interactions with myogenic precursor cells during skeletal muscle regeneration. *FEBS J.* 2013; 280(17):4118-4130. doi: 10.1111/febs.12166. (in Engl)

УДК 611.08

© Коллектив авторов, 2024

О.К. Зенин¹, А.А. Сергиенко¹, Э.С. Кафаров², И.У. Вагабов²,
Л.А. Удочкина³, Б.Т. Куртусунов³, С.В. Федоров⁴, С.Т. Гусейнова⁵
**ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ
ОСОБЕННОСТЕЙ РАЗНОГО ВИДА БИФУРКАЦИЙ
ВНУТРИОРГАННОГО АРТЕРИАЛЬНОГО РУСЛА
СЕРДЦА ПУТЕМ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ**

¹ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», г. Пенза

²ФГБОУ ВО «Чеченский государственный университет им. А.А. Кадырова», г. Грозный

³ФГБОУ ВО «Астраханский государственный медицинский университет»

Минздрава России, г. Астрахань

⁴ФГБОУ ВО «Башкирский государственный медицинский университет»

Минздрава России, г. Уфа

⁵ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный медицинский университет»

Минздрава России, г. Махачкала

Цель исследования. Установить функциональные особенности разных видов бифуркаций внутриорганного артериального русла сердца человека путем виртуального испытания их цифровых моделей, основанных на результатах морфометрии.

Материал и методы. С использованием компьютерных программ ANSYS и Vasculograph исследованы проводящая, распределительная и опорная функции цифровых моделей бифуркаций внутриорганного артериального русла разного вида: первого, величина внутреннего диаметра проксимального сегмента (D) меньше суммы внутренних диаметров дистальных сегментов ($d_{\max}$ и $d_{\min}$), $D < d_{\max} + d_{\min}$; нулевого, $D = d_{\max} + d_{\min}$; второго, $D > d_{\max} + d_{\min}$. Цифровые модели бифуркаций разного вида были построены на основании ранее проведенного морфометрического исследования коррозионных препаратов русла внутриорганных венечных артерий сердца.

Результаты. В ходе виртуального исследования функциональных особенностей цифровых моделей разного вида бифуркаций внутриорганного артериального русла сердца установлено что разного вида бифуркации в неравной степени участвуют в выполнении проводящей, распределительной и опорной функций; основная роль в выполнении названных функций принадлежит бифуркациям 1-го вида у которых величина внутреннего диаметра проксимального сегмента (D) меньше суммы внутренних диаметров дистальных сегментов ($d_{\max}$ и $d_{\min}$), $D < d_{\max} + d_{\min}$.

Заключение. В качестве морфометрического эталона нормального строения внутриорганного артериального русла сердца можно использовать количественное соотношение бифуркаций разного вида.

Ключевые слова: сердце, русло венечных артерий, бифуркация, цифровые модели.

O.K. Zenin, A.A. Sergienko, E.S. Kafarov, I.U. Vagabov,
L.A. Udochkina, B.T. Kurtusunov, S.V. Fedorov, S.T. Guseinova
**STUDY OF FUNCTIONAL FEATURES
OF DIFFERENT TYPES OF BIFURCATIONS
OF THE INTRAORGANIC ARTERIAL BED
OF THE HEART BY MATHEMATICAL MODELING**

The aim of the study was to establish the functional characteristics of different types of bifurcations of the intraorganic arterial bed of the human heart by virtually testing their digital models based on the results of morphometry.

Material and methods. Using the ANSYS and Vasculograph computer programs, the conductive, distributive and supporting functions of digital models of bifurcations of the intraorganic arterial bed of different types were studied: the first, the value of the internal diameter of the proximal segment (D) is less than the sum of the internal diameters of the distal segments ($d_{\max}$ and $d_{\min}$), $D < d_{\max} + d_{\min}$; zero, $D = d_{\max} + d_{\min}$; the second, $D > d_{\max} + d_{\min}$. Digital models of bifurcations of different types were constructed on the basis of a previously conducted morphometric study of corrosion preparations of the bed of the intraorganic coronary arteries of the heart.

Results. In the course of a virtual study of the functional features of digital models of different types of bifurcations of the intraorganic arterial bed of the heart, it was found that different types of bifurcations participate to an unequal extent in the performance of conductive, distributive and supporting functions; the main role in the performance of these functions belongs to bifurca-

tions of the 1st type, in which the value of the internal diameter of the proximal segment (D) is less than the sum of the internal diameters of the distal segments (d_{max} and d_{min}), $D < d_{max} + d_{min}$.

Conclusion. As a morphometric standard of the normal structure of the intraorganic arterial bed of the heart, it is possible to use the quantitative ratio of bifurcations of different types.

Key words: heart, bed of coronary arteries, bifurcation, digital models.

Сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место в структуре общей летальности, смертности и инвалидизации населения [1]. Высокая частота встречаемости и особая тяжесть этих заболеваний требуют совершенствования знаний в данной области и разработки новых, эффективных способов их диагностики и лечения, а также прогнозирования результатов хирургической коррекции гемодинамических расстройств [2].

Современные цифровые технологии прижизненной визуализации внутриорганных артериальных русла сердца (ВАРС) открывают новые возможности для ранней диагностики его патологии [3]. Однако отсутствие в настоящее время количественных критериев нормы строения ВАРС существенно сдерживает развитие этого перспективного направления фундаментальной и клинической медицины [4]. Перспективным направлением для поиска морфометрического эталона нормы ВАРС является исследование внутриорганных арборизаций сосудов как фрактальной (самоподобной) системы [5].

Ранее была предложена концептуальная бифуркационная модель русла, рассматривающая ВАРС как систему определенным образом взаимосвязанных бифуркаций. Последняя представляет собой участок русла, состоящий из одного проксимального, двух дистальных сосудистых сегментов и точки их соединения. Такой подход позволяет количественно описывать особенности структуры ВАРС. Известно, что повреждения стенки венечных артерий сердца чаще всего находятся в участках разветвления или вблизи их [2].

С конца прошлого века активно проводятся поиски морфометрического эталона и на его основе критерия нормальной структуры ВАРС [6]. При этом под «нормальным» подразумевается «оптимальное» строение, т.е. такая структура внутриорганных сосудистого русла, которая обеспечивает функционирование системы с минимальными затратами материала и энергии, необходимых для продвижения крови внутри русла [7].

В научной литературе встречается большое количество работ, посвященных исследованию бифуркационной модели сосудистого русла. В них описаны разные группы, виды и типы бифуркаций (ВУ). Сделаны предположения о функциональных особенностях различных ВУ [5]. Однако детального, доказательно-

го исследования проведено не было, что и определило цель настоящей работы.

Цель исследования – установить функциональные (проводящая, распределительная, опорная) особенности разных видов бифуркаций внутриорганных артериальных русла сердца человека (ВУ ВАРС) путем виртуального испытания их цифровых моделей, основанных на результатах морфометрии.

Материал и методы

В качестве объектов для исследования использовались цифровые модели разного вида ВУ ВАРС, основанные на ранее полученных их морфометрических характеристиках [8].

Ранее было исследовано 4134 ВУ шестидесяти коррозионных препаратов ВАРС [8]. Выделяли ВУ трех видов: первый вид ВУ – величина внутреннего диаметра проксимального сегмента (D) меньше суммы внутренних диаметров дистальных сегментов (d_{max} и d_{min}), $D < d_{max} + d_{min}$; нулевой вид ВУ – величина внутреннего диаметра проксимального сегмента равна сумме внутренних диаметров дистальных сегментов, $D = d_{max} + d_{min}$; второй вид ВУ – величина внутреннего диаметра проксимального сегмента больше суммы внутренних диаметров дистальных сегментов – $D > d_{max} + d_{min}$.

Для анализа проводящей функции (гемодинамического сопротивления) цифровых виртуальных моделей ВУ разного вида применяли компьютерную программу ANSYS. Стенки артериальных сегментов считались неупругими. Для численного моделирования нестационарного ламинарного потока использовали уравнения непрерывности и Навье–Стокса. Принимали, что коэффициент вязкости не является константой, а зависит от градиента скорости сдвига. Кровь рассматривали как неньютоновскую жидкостью с плотностью 1060 кг/м^3 и динамической вязкостью, изменяющейся согласно модели Карро [9]. Для моделирования взаимосвязи скорости и давления применяли систему PISO [5]. Скорость на входе считали постоянной и равной $1,7012 \text{ м/с}$. В данной модели использовали среднее давление двух фаз (систола, диастола) – $100 \text{ мм рт. ст. (около } 13332 \text{ Па)}$ в качестве статического манометрического давления на выходе. Показатель гемодинамического сопротивления (Z) определяли как отношение разности давления на входе (P_{max}) и выходе (P_{min}) к сумме длин сегментов ($L + l_{max} + l_{min}$) разного вида ВУ ВАРС (1):

$$Z = P_{\max} - P_{\min} [\text{Па}]/L + l_{\max} + l_{\min} [\text{м}] \quad (1)$$

Для анализа распределительной функции виртуальных моделей разного вида ВУ ВВРС применяли компьютерную программу Vasculograph [5]. В качестве показателя, количественно характеризующего распределительную функцию ВУ, использовали величину площади области покрытия (ПОП), т.е. области, которую занимает исследуемая ВУ. Значение показателя ПОП рассчитывали, как произведение величин ширины и длины ПОП (мм^2).

Для анализа опорной функции цифровых моделей ВУ разного вида применяли компьютерную программу ANSYS. Определяли величину жесткости конструкции ВУ (R_b), равную отношению значения (F_b) собственного веса и веса крови, которая находится у нее внутри, к величине (Δ) перемещения наиболее удаленной точки ВУ, $R_b = F_b/\Delta$ (Н/м). Собственный вес (F_e) ВУ определяли как сумму весов сегментов, составляющих ВУ, где вес сегмента $F_e = m_{\text{сегмента}} \times g$, $m_{\text{сегмента}} = \pi(D \times h + h^2)L$. Принимали, что 1000 кг/м^3 – плотность воды, а стенка сегмента ВУ на 80-90% состоит из воды, т.е. плотность вещества стенки артерии примерно равна единице. Собственный вес ВУ и вес крови внутри нее определяли как $F_b = g (m_{\text{бифуркации}} + m_{\text{крови}})$, где $m_{\text{бифуркации}}$ – сумма масс сосудистых сегментов ($m_{\text{сегмента}}$) ВУ, $m_{\text{крови}} = 1060 \pi D^2/4$. Принимали, что 1060 кг/м^3 – плотность крови. Значение показателя модуля упругости (E^*) стенки сегмента ВУ определяли из уравнения [5] (2).

$$E^* = (k_1 \exp(k_2 r_0) + k_3)/(h/r_0) \quad (2),$$

где эмпирически установленные коэффициенты: $k_1 = 2,00 \times 107 g \times s^{-2} \times \text{см}^{-1}$, $k_2 = -22,53 \text{ см}^{-1}$ и $k_3 = 8,65 \times 105 g \times s^{-2} \times \text{см}^{-1}$, $r_0 = D/2$ – внутренний радиус артериального сегмента, h – толщина стенки артериального сегмента ВУ.

Толщину стенки сегмента ВУ определяли из уравнения [5] (3).

$$h = 0,2215 \times D^{0,5419} \quad (3),$$

где h – толщина стенки артериального сегмента ВУ, D – внутренний диаметр артериального сегмента.

Значения углов между материнским и дочерними (большим – $\alpha_{\max}$ и меньшим – $\alpha_{\min}$) сегментами ВУ ВАРС определяли с использованием уравнений Murray C.D. [6].

Результаты и обсуждение

Результаты исследования функциональных (проводящая, распределительная, опорная) особенностей ВУ ВАРС разного вида приведены на рисунке и в таблице.

Установлено, что в структуре ВАРС в наибольшем относительном количестве присутствуют ВУ первого вида (85%), менее всего представлены ВУ нулевого вида (7%), среднее положение в ряду величин изучаемых показателей занимают ВУ второго вида (8%).

Считается, что оптимальные объекты (случаи) составляют большинство из числа всех исследуемых объектов (случаев), исходя из формального предположения о том, что они наилучшим образом приспособлены к данным условиям существования [6].

Это положение лежит в основе практически всех медицинских исследований, направленных на поиск «нормы» строения и функционирования человеческого организма в целом, его систем и их структурных компонентов в нашем случае – ВУ ВАРС. Таким образом, поиски морфометрического эталона нормы ВАРС следует проводить, исследуя величины количественных показателей, характеризующих особенности структуры ВУ первого вида.

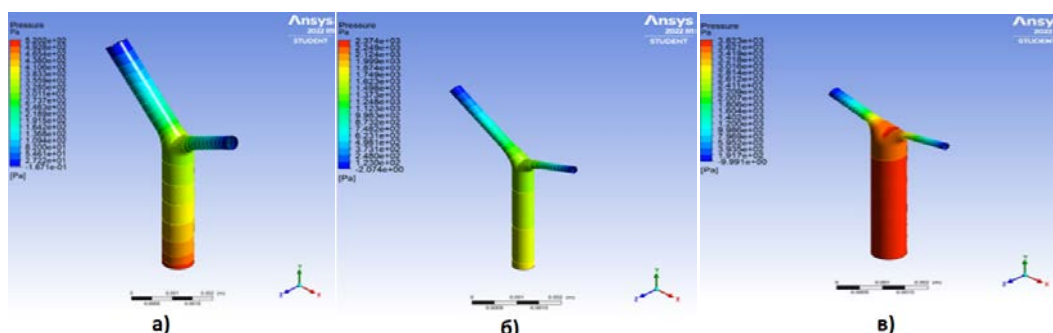
Путем сравнительного анализа величин изучаемых морфометрических показателей ВУ разного вида установлено, что в порядке убывания значений медианы диаметра (D , мм) проксимального сегмента ВУ расположились следующим образом: первого вида ($D=0,80$ мм), второго вида ($D=0,80$ мм) – значения равны и нулевого вида ($D=0,50$ мм), а значения медианы длины (L , мм) – второго вида ($L=4,4$ мм), первого вида ($L=4,1$ мм) и нулевого вида ($L=3,5$ мм).

Определение массы ВУ разного вида позволило установить, что в порядке убывания массы ВУ расположились следующим образом: первого вида ($m = 0,000029 \text{ кг}$), нулевого вида ($m = 0,000004 \text{ кг}$) и второго вида ($m = 0,000001 \text{ кг}$). Наибольшей массой обладают ВУ первого вида, наименьшей – второго вида. Вильгельм Ру (Roux W.) и Сесил Мюррей (Murray C.D.) [6] считали, что оптимальное (нормальное) сосудистое русло состоит из отдельных ВУ, построенных в соответствии с принципом «минимальных затрат», т.е. затрат биологического материала, израсходованного на их построение, и минимальной работы, необходимой для продвижения по ней крови. Поэтому в качестве кандидата в «наиболее оптимальные» (нормальные) виды ВУ с этой точки зрения лучше всего подходят ВУ второго вида, так как они имеют наименьшую массу. Это предположение противоречит ранее сказанному о том, что наиболее оптимальные структурные

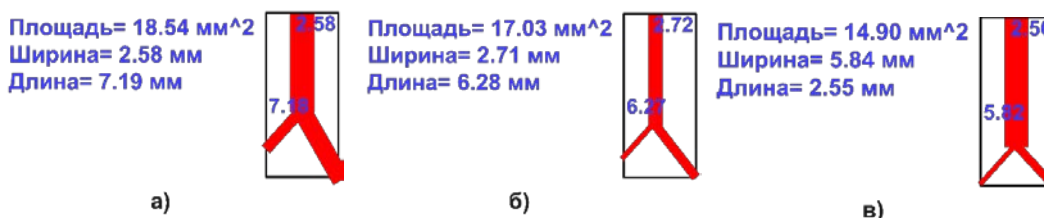
компоненты должны составлять относительное большинство. В данном случае наибольшее относительное число случаев характерно

для ВУ первого вида (85%), а ВУ второго вида составляют 8% от общего количества исследованных ВУ ВАРС.

Гемодинамическое сопротивление (Z , Па/м)



Площадь области покрытия (ПОП, мм²)



Жесткость конструкции (Rb , Н/м)

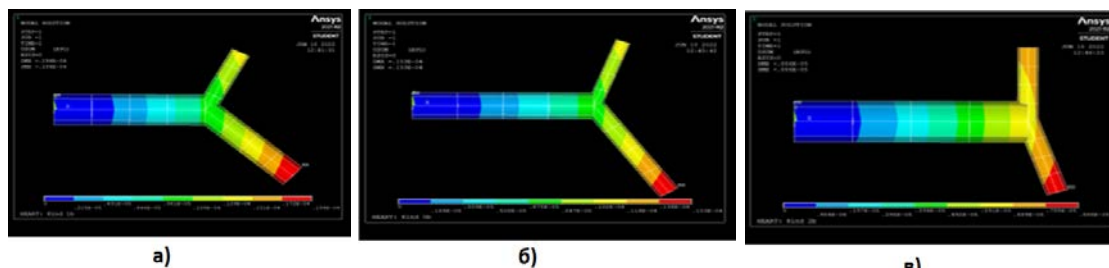


Рисунок. Результаты виртуальных испытаний проводящей (Z), распределительной (ПОП) и опорной (Rb) функций цифровых моделей ВУ разных видов: а) первый вид ВУ – величина внутреннего диаметра проксимального сегмента (D) меньше суммы внутренних диаметров дистальных сегментов (d_{max} и d_{min}), $D < d_{max} + d_{min}$; б) нулевой вид ВУ – величина внутреннего диаметра проксимального сегмента равна сумме внутренних диаметров дистальных сегментов, $D = d_{max} + d_{min}$; в) второй вид ВУ – величина внутреннего диаметра проксимального сегмента больше суммы внутренних диаметров дистальных сегментов – $D > d_{max} + d_{min}$

Таблица

Величины показателей, характеризующих морфометрические и функциональные (проводящая, распределительная, опорная) особенности ВУ ВАРС разного вида ($n=60$)

Показатель	Значение показателя (N , относительное количество ВУ)		
	ВУ 1 вида ($N=85\%$)	ВУ 0 вида ($N=7\%$)	ВУ 2 вида ($N=8\%$)
Величины морфометрических показателей (Me)			
D , мм	0,8	0,5	0,8
d_{max} , мм	0,6	0,3	0,3
d_{min} , мм	0,4	0,2	0,2
L , мм	4,1	3,5	4,4
l_{max} , мм	3,2	2,6	1,8
l_{min} , мм	2,1	1,7	1,8
Величины показателей, характеризующих проводящую, распределительную и опорную функции			
Z , Па/м	55358	304593	479089
ПОП, мм ²	18,54	17,03	14,90
Rb , Н/м	26,31	6,66	22,22

Примечание. D – диаметр проксимального сегмента; d_{max} – диаметр большего дистального сегмента; d_{min} – диаметр меньшего дистального сегмента; L – длина проксимального сегмента; l_{max} – длина большего дистального сегмента; l_{min} – длина меньшего дистального сегмента; Z – показатель гемодинамического сопротивления; ПОП – площадь области покрытия; Rb – показатель жесткости конструкции; N – относительное количество ВУ; n – количество исследованных коррозионных препаратов ВАРС.

Далее в ходе исследования было установлено, что в порядке увеличения значения показателя гемодинамического сопротивле-

ния и, следовательно, уменьшения величины показателя, характеризующего проводящую способность, ВУ ВАРС разного вида распо-

ложились следующим образом: второго вида ($Z = 479089$ Па/м), нулевого вида ($Z = 304593$ Па/м) и первого вида ($Z = 55358$ Па/м). Значение показателя, характеризующего проводящую способность ВУ ВАРС разного вида максимально у первого вида и минимально у нулевого вида. Приведенные факты говорят о том, что в соответствии с величиной данного показателя, наиболее оптимальными являются ВУ ВАРС первого вида, а не второго. Следуя принципу «минимальности затрат» оптимальные ВУ ВАРС должны иметь наилучшую проводящую способность. Таким образом, ВУ ВАРС первого вида можно считать «открытыми», второго вида «закрытыми», а нулевого вида «нейтральными».

Умозрительно было сделано предположение, что функции ВАРС не ограничиваются только проведением крови с минимальными затратами. Артериальное русло сердца и его ВУ служат также для распределения потоков крови на максимально возможной площади поверхности сердца и создания «мягкого скелета» органа [10]. Т.е. кроме проводящей, ВУ выполняют еще распределительную и опорную функции. Установлено, что в порядке убывания величины ПОП – показателя, характеризующего распределительную функцию, ВУ ВАРС разного вида расположились следующим образом: первого вида (ПОП = $18,54 \text{ мм}^2$), нулевого вида (ПОП = $17,03 \text{ мм}^2$) и второго вида (ПОП = $14,90 \text{ мм}^2$). Значение показателя,

характеризующего распределительную функцию максимально у ВУ ВАРС первого вида и минимально у ВУ ВАРС второго вида. В порядке убывания значения показателя, характеризующего опорную функцию (жесткость конструкции) ВУ ВАРС расположились следующим образом: первого вида ($R_b = 26,31 \text{ Н/м}$), второго вида ($R_b = 22,22 \text{ Н/м}$) и нулевого вида ($R_b = 6,66 \text{ Н/м}$), т.е. максимальное значение показателя жесткости конструкции у ВУ ВАРС первого вида, минимальное – нулевого вида.

Приведенные факты позволяют считать ВУ ВАРС первого вида наиболее оптимальными, так как для них характерны максимальные величины показателей, характеризующих проводящую, распределительную и опорную функции в сравнении с значениями соответствующих показателей нулевого и второго видов ВУ ВАРС.

Выводы

1. Разного вида ВУ ВАРС в неравной степени принимают участие в выполнении проводящей, распределительной и опорной функций.

2. Основная роль в выполнении функций по проведению крови, распределению ее потоков и созданию «мягкого скелета» сердца принадлежит ВУ ВАРС первого вида.

3. В качестве морфометрического эталона нормы ВАРС можно использовать количественное соотношение ВУ разного вида в структуре ВАРС.

Сведения об авторах статьи:

Зенин Олег Константинович – д.м.н., профессор кафедры анатомии человека ФГБОУ ВО ПГУ. Адрес: 440026, г. Пенза, ул. Лермонтова, 3. E-mail: zen.olegz@gmail.com.

Сергиенко Анна Альбертовна – аспирант кафедры анатомии человека ФГБОУ ВО ПГУ. Адрес: 440026, г. Пенза, ул. Лермонтова, 3. E-mail: anya.gurieva00@mail.ru.

Кафаров Эдгар Сабирович – д.м.н., профессор, зав. кафедрой нормальной и топографической анатомии с оперативной хирургией ФГБОУ ВО ЧГУ им. А.А. Кадырова. Адрес: 364907, г. Грозный, ул. А. Шерипова, 32. E-mail: edgar.kafaroff@yandex.ru.

Вагабов Ислам Узгенбайевич – к.м.н., ст. преподаватель кафедры нормальной и топографической анатомии с оперативной хирургией ФГБОУ ВО ЧГУ им. А.А. Кадырова. Адрес: 364907, г. Грозный, ул. А. Шерипова, 32. E-mail: malsi_85@mail.ru.

Удочкина Лариса Альбертовна – д.м.н., профессор, зав. кафедрой анатомии ФГБОУ ВО Астраханский ГМУ Минздрава России. Адрес: 414000, г. Астрахань, ул. Бакинская, 121. E-mail: udochkin-lk@mail.ru.

Куртусунов Баговдин Толегенович – д.м.н., профессор, зав. кафедрой патологической анатомии ФГБОУ ВО Астраханский ГМУ Минздрава России. Адрес: 414000, г. Астрахань, ул. Бакинская, 121. E-mail: багаага@mail.ru.

Федоров Сергей Владимирович – д.м.н., профессор кафедры хирургии и эндоскопии ИРО ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России. Адрес: 450008, г. Уфа, ул. Ленина, 3. E-mail: fedorov707@mail.ru.

Гусейнова Сабина Тагировна – д.м.н., профессор, зав. кафедрой анатомии человека ФГБОУ ВО ДГМУ Минздрава России. Адрес: 367025, г. Махачкала, ул. Ленина. E-mail: vagabova80@mail.ru.

ЛИТЕРАТУРА

1. Всемирная Организация Здравоохранения. 10 ведущих причин смерти в мире [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> (дата обращения: 25.10.2024)
2. Ахмедов, В.А. Современные взгляды на факторы возникновения и прогрессирования атеросклероза / В. А. Ахмедов, А.С. Шевченко, А. Исаева // РМЖ. Медицинское обозрение. – 2019. – Т. 3, № 1. – С. 57-62.
3. Morphometric analysis of the coronary arteries: a study of the external diameters / J. Silva [et al.] // Journal of Morphological Sciences. – 2016. – Vol. 33., № 03. – P. 138-141
4. Magliano C.A. da S. Patients' preferences for coronary revascularization: a systematic review / C.A. da S. Magliano [et al.] // Patient Preference and Adherence. – 2018. – Vol. 13. – P. 29-35
5. Аналитическая и трехмерная (3D) анатомия сосудистого русла почки человека / О.К. Зенин [и др.]. – Грозный: Чеченский государственный университет им. Ахмата Абдулхамидовича Кадырова, 2021. – 218 с. ISBN 978-5-91127-323-1
6. Systematic review and meta-analysis of Murray's law in the coronary arterial circulation/ D.J. Taylor [et al.] // American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology. – 2024. – №327(1). – С. 182-190. doi:10.1152/ajpheart.00142.2024

7. Fleischer, S. Arteries to Capillaries: Approaches to Engineering Human Vasculature / S. Fleischer, D.N. Tavakol, G. Vunjak-Novakovic // Advanced Functional Materials. – 2020. – Vol. 30, №37. – P. 1910811. – DOI: 10.1002/adfm.201910811.
8. Зенин О. Количественная анатомия внутриорганных артериальных русла сердца человека / О. Зенин, А.В. Дмитриев, И.С. Милтых // Свидетельство о регистрации базы данных RU 2021623049, 20.12.2021. Заявка № 2021622956 от 14.12.2021
9. Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging / H. Gharahi [et al.] // International Journal of Advances in Engineering Sciences and Applied Mathematics. – 2016. – Vol.8, №1. – P.46-60. DOI:10/f9tbwm.
10. Петренко, В.М. Артериальный скелет квазисегментарного тела человека / В.М. Петренко // Успехи современного естествознания. – 2015. – № 9. – С. 32-35.

REFERENCES

1. World Health Organization. The top 10 causes of death [Internet]. 2007 Aug 7 [cited 2024 Oct 25]. URL: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> (In Engl).
2. Akhmedov V. A., Shevchenko A.S., Isaeva A. Sovremennye vzglyady na faktory vozniknoveniya i progressirovaniya ateroskleroza. RMZh. Meditsinskoe obozrenie. 2019;3(1):57–62. (In Russ).
3. Silva J.M.L., Nagato A.C., Reis R.B. [et al.]. Morphometric analysis of the coronary arteries: a study of the external diameters. Morphol Sci. 2016;33(3):138–141. DOI: 10.4322/jms.093115 (In Engl).
4. Magliano C.A., Monteiro A.L., de Oliveira Rebelo A.R. Patients' preferences for coronary revascularization: a systematic review. Patient Prefer Adherence. 2018;13:29–35. (In Engl). <http://doi.org/10.2147/PPA.S188268>.
5. Zenin O. K. [et al.] Analiticheskaya i trekhmernaya (3D) anatomiya sosudistogo rusla pochki cheloveka (Analytical and three-dimensional (3D) anatomy of the vascular bed of the human kidney). Grozny: Chechenskii gosudarstvennyi universitet im. Akhmata Abdulkhamidovicha Kadyrova, 2021:218 (In Russ).
6. Taylor D.J., Saxton H., Halliday I. [et al.]. Systematic review and meta-analysis of Murray's law in the coronary arterial circulation. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2024;327(1):H182–H190. (In Engl). <http://doi.org/10.1152/ajpheart.00142.2024>.
7. Fleischer S., Tavakol D.N., Vunjak-Novakovic G. From arteries to capillaries: approaches to engineering human vasculature. Adv Funct Mater. 2020;30(37):1910811. (In Engl). <http://doi.org/10.1002/adfm.201910811>.
8. Zenin O., Dmitriev A.V., Milykh I.S. Kolichestvennaya anatomiya vnutriorgannogo arterial'nogo rusla serdtsa cheloveka (*Quantitative anatomy of the intraorgan arterial bed of the human heart*) Svidetel'stvo o registratsii bazy dannykh RU 2021623049, 20.12.2021. Zayavka № 2021622956 ot 14.12.2021. (In Russ).
9. Gharahi, H., Zambrano, B.A., Zhu, D.C. [et al.] Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging. Int J Adv Eng Sci Appl Math 8, 46–60 (2016). <https://doi.org/10.1007/s12572-016-0161-6>
10. Petrenko V.M. Arterial skeleton of human quasi-segmentary body. Advances in current natural sciences. 2015;9:32-35. (In Russ).