

## КАРДИОЛОГИЯ CARDIOLOGY

# СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ МОРФОМЕТРИИ ВНУТРЕННИХ ДИАМЕТРОВ СЕГМЕНТОВ, СОСТАВЛЯЮЩИХ БИФУРКАЦИЮ КОРРОЗИОННЫХ ПРЕПАРАТОВ РЕАЛЬНЫХ ВЕНЕЧНЫХ АРТЕРИЙ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА И СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДИК ИХ РАСЧЕТОВ

Зенин О.К.<sup>1</sup>,  
Кафаров Э.С.<sup>2</sup>,  
Милтиадис И.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Пензенский государственный  
университет Минобрнауки России  
(440026, г. Пенза, ул. Красная, 40, Россия)

<sup>2</sup> Чеченский государственный  
университет имени А. А. Кадырова  
Минобрнауки России (364024,  
г. Грозный, ул. А. Шерипова, 32,  
Чеченская Республика, Россия)

<sup>3</sup> Университет Палермо (Università degli  
Studi di Palermo) (90133, Пьяцца Марина,  
61, Палермо, Италия)

### РЕЗЮМЕ

**Обоснование.** Исследование венечных артерий сердца человека (ВАСЧ) как фрактальной системы, состоящей из артериальных бифуркаций (АБ), доказали свою перспективность и эффективность при разработке цифровых методов диагностики и лечения сосудистой патологии. Однако в настоящее время среди исследователей нет единого мнения о теории оптимального строения АБ ВАСЧ и технологии расчета величин внутренних диаметров артериальных сегментов (АС), составляющих АБ ВАСЧ в норме.

**Цель.** Провести сравнительный анализ результатов морфометрии реальных ВАСЧ в норме и современных методик численного моделирования диаметров сегментов, входящих в состав АБ.

**Методы.** Проведено сравнительное исследование величин внутренних диаметров 2072 АС, составляющих 1078 АБ, 60-ти коррозионных препаратов ВАСЧ сердц лиц обоего пола в возрасте от 36 до 74 лет, без признаков патологии, полученных путем морфометрии и значений данных показателей, рассчитанных с использованием известных уравнений, предложенных Mette S. Olufsen и G. Finet.

**Результаты.** Установлено, что величины внутренних диаметров АС, входящих в состав АБ ВАСЧ, полученные путем морфометрии коррозионных препаратов и расчетным путем с использованием уравнений, предложенных Mette S. Olufsen и G. Finet, значительно отличаются.

**Заключение.** Для численного моделирования реалистичной геометрии ВАСЧ, как фрактальной структуры, состоящей из разнородных АБ, будет не правильным решением использование уравнений Mette S. Olufsen и G. Finet. Сегодня можно говорить об отсутствии общепризнанной теории оптимального строения АБ ВАСЧ и, соответственно, технологии численного моделирования реалистичной геометрии русла.

**Ключевые слова:** сердце человека, венечные артерии, фрактальная система, бифуркация

Автор, ответственный за переписку:  
Зенин Олег Константинович,  
e-mail: zen.oleg@gmail.com

Статья поступила: 03.07.2025  
Статья принята: 14.10.2025  
Статья опубликована: 26.11.2025

**Для цитирования:** Зенин О.К., Кафаров Э.С., Милтиадис И. Сравнительный анализ результатов морфометрии внутренних диаметров сегментов, составляющих бифуркацию коррозионных препаратов реальных венечных артерий сердца человека и современных методик их расчетов. *Acta biomedica scientifica*. 2025; 10(5): 100-106. doi: 10.29413/ABS.2025-10.5.11

## COMPARATIVE ANALYSIS OF MORPHOMETRIC DATA ON INTERNAL DIAMETERS OF SEGMENTS FORMING BIFURCATIONS IN CORROSION CASTS OF HUMAN CORONARY ARTERIES AND THEIR CALCULATION USING CONTEMPORARY METHODS

**Zenin O.K.<sup>1</sup>,  
Kafarov E.S.<sup>2</sup>,  
Miltiadis I.<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> Penza State University  
(Krasnaya St., 40, 440026 Penza, Russian Federation)

<sup>2</sup> A.A. Kadyrov Chechen State University  
(A. Sheripov St., 32, 364024, Grozny, Chechen Republic, Russian Federation)

<sup>3</sup> University of Palermo (Piazza Marina, 61, 90133 Palermo, Italy)

Corresponding author:

**Oleg K. Zenin,**  
e-mail: zen.olegz@gmail.com

### RESUME

---

**Background.** The study of human coronary arteries (HCA) as a fractal system composed of arterial bifurcations (AB) has proven promising and effectiveness in the development of digital methods for diagnosing and treating vascular pathology. However, at present, there is no consensus among researchers regarding the theory of the optimal structure of HCA bifurcations and the methodology for calculating the internal diameters of arterial segments (AS) that form these bifurcations under normal conditions.

**Objective.** To conduct a comparative analysis of morphometric data from real normal HCA and contemporary numerical modeling methods for calculating diameters of segments forming AB.

**Methods.** A comparative study was carried out on the internal diameters of 2,072 AS comprising 1,078 AB from 60 corrosion casts of HCA obtained from hearts of both sexes, aged 36 to 74 years, without signs of pathology. Morphometric measurements were compared with values calculated using established equations, proposed by Mette S. Olufsen and G. Finet.

**Results.** It was found that the internal diameters of AS forming HCA bifurcations, obtained by morphometry of corrosion casts and by calculations using the equations of Mette S. Olufsen and G. Finet, differ significantly.

**Conclusion.** For numerical modeling of realistic HCA geometry as a fractal structure composed of heterogeneous AB, the use of the equations proposed Mette S. Olufsen and G. Finet would not be appropriate. At present, there is no universally accepted theory of the optimal structure of HCA bifurcations, and consequently, no established technology for numerical modeling of realistic vascular geometry.

**Keywords:** human heart, coronary arteries, fractal system, bifurcation

Received: 03.07.2025  
Accepted: 14.10.2025  
Published: 26.11.2025

**For citation:** Zenin O.K., Kafarov E.S., Miltiadis I. Comparative Analysis of Morphometric Data on Internal Diameters of Segments Forming Bifurcations in Corrosion Casts of Human Coronary Arteries and Their Calculation Using Contemporary Methods. *Acta biomedica scientifica*. 2025; 10(5): 100-106. doi: 10.29413/ABS.2025-10.5.11

## ОБОСНОВАНИЕ

Следуя парадигме современного развития научного поиска и запросов теоретической и клинической медицины, классическая морфология все в большей степени становится объектом «цифровизации» [1]. Сегодня уже недостаточно простое словесное (качественное) описание анатомических структур, теория и практика медицины требуют их количественного (цифрового) представления. Это находит свое прямое отражение в современных тенденциях исследования сосудистых русел жизненно важных органов человека таких как сердце, головной мозг, почки и др. Артериальные русла этих органов рассматривают как фрактальные (самоподобные) системы, структурно-функциональной единицей (фракталом) которых является бифуркация, участок русла состоящий из материнского (D), двух дочерних ( $d_{max}$ ,  $d_{min}$ ) сосудистых сегментов и точки их объединения. Широко проводятся исследования, посвященные численному моделированию («численное моделирование» — метод компьютерного исследования, который выполняет вычисления на основе определенной математической модели для моделирования реальных физических объектов или процессов) геометрии артериальной бифуркации (АБ) [2-4]. С одной стороны (с теоретической точки зрения), такой подход позволяет количественно описывать русло, дает возможность численного моделирования его структуры и функции в целом и отдельных его элементов [5-7]. С другой стороны (с клинической точки зрения), АБ является объектом пристального внимания диагностов и ангиопластических хирургов т.к. это место наиболее вероятного повреждения сосудистой стенки [8, 9].

Подобного рода исследования уже доказали свою перспективность и эффективность при разработке цифровых методов диагностики и лечения сосудистой патологии [8, 9]. Однако в настоящее время среди исследователей нет единого мнения о теории оптимального строения АБ ВАСЧ и в результате технологии расчета величин внутренних диаметров артериальных сегментов (АС), составляющих АБ ВАСЧ в норме. Часто теоретически полученные данные заметно отличаются от результатов морфометрии реальных объектов. Вышесказанное определило направление данного исследования.

## ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Провести сравнительный анализ результатов морфометрии реальных ВАСЧ в норме и современных методик численного моделирования диаметров сегментов, входящих в состав АБ.

## МЕТОДЫ

### Дизайн исследования

Было проведено сравнительное исследование величин внутренних диаметров сегментов,

составляющих АБ ВАСЧ, ранее полученных путем морфометрии реальных анатомических объектов [10] и численного моделирования. Данное исследование выполнено в соответствии с этическими стандартами Хельсинкской декларации 1964 года и ее последующими поправками. Разрешение этического комитета было получено от локального этического комитета Медицинского института Чеченского государственного университета им. А.А. Кадырова (протокол: № 258/24-77 от 16 октября 2023 г.).

### Критерии соответствия

**Критерии включения:** лица обоего пола в возрасте от 36 до 74 лет, погибшие от случайных причин, не связанных с повреждением сосудистого русла; масса сердец 250-350 гр. у женщин и 300-400 гр. у мужчин; отсутствие внешних повреждений органов.

**Критерии исключения:** возраст менее 36 и более 74 лет; механические повреждения органа; в анамнезе заболевания, вызывающие повреждение сосудистого русла; визуально обнаруженные деформации и аномалии сосудистого русла; масса сердец у женщин меньше 250 гр. и больше 350 гр., у мужчин меньше 300 гр. и больше 400 гр.

В исследование было включено 60 коррозионных препаратов ВАСЧ, изготовленных по стандартной методике [10]. В результате морфометрии получены численные характеристики внутренних диаметров АС: D — внутренний диаметр материнского (проксимального) АС (мм);  $d_{max}$  — диаметр большего дочернего (дистального) АС (мм);  $d_{min}$  — диаметр меньшего дочернего АС (мм), составляющих АБ коррозионных препаратов реальных ВАСЧ.

Для получения расчетных значений  $d_{max}$  и  $d_{min}$  использовали подходы, основанные на ранее описанных закономерностях:

1) в соответствии с Mette S. Olufsen, и соавт., 2000 [11]:

$$d_{max(Olufsen)} = 0,9D; d_{min(Olufsen)} = 0,6D \quad (1)$$

2) в соответствии с G. Finet, и соавт., 2008 [12]:

$$d_{max(Finet)} = \frac{D}{0,678} - d_{min(Finet)}; d_{min(Finet)} = \frac{D}{0,678} - d_{max(Finet)} \quad (2)$$

Был проведен сравнительный анализ значений исследуемых показателей, полученных путем морфометрии и посредством уравнений (1) и (2). Для оценки характера распределения величин исследуемых показателей был использован критерий Колмогорова – Смирнова. Уровень статистической значимости  $p < 0,05$ . Использовали непараметрические методы анализа (Wilcoxon signed-rank test). Проводили расчёт медианных значений, их 95% доверительных интервалов (использовали асимптотические методы), межквартильных интервалов (25–75 %), а также меньшей (min) и большей (max) величины изучаемого показателя. Статистический анализ проведен с использованием языка R, с помощью функции medianCI, входящей в пакет MKinfer: medianCI (x, method = «asymptotic»).

## РЕЗУЛЬТАТЫ

В исследование было включено 1078 АБ, состоящих из 2072 АС, без признаков патологии. Результаты представлены в таблицах 1 и 2. Установлено, что распределения величин исследуемых показателей внутренних диаметров АС (D – материнского (проксимального),  $d_{\max}$  – большего дочернего (дистального),  $d_{\min}$  – меньшего дочернего (дистального)), полученных путем морфометрии ВАСЧ и с использованием уравнений (1) и (2), отличны от нормального закона распределения (табл. 1). Это учитывали при выборе последующих методов статистического анализа.

Значения исследуемых показателей, полученные путем морфометрии и с использованием уравнений (1) и (2), представлены в таблице 2.

Данные таблицы 2 убедительно демонстрируют, что значения внутреннего диаметра большей и меньшей дочерней (дистальной) ветви АБ, полученные путем морфометрии, заметно отличаются от величин данного показателя, полученных расчетным путем (уравнения (1) и (2)) ( $p < 0,05$ , где  $p$  – уровень значимости отличий (Wilcoxon signed-rank test), здесь и далее по тексту).

Сравнительный анализ (табл. 2) значений медиан (Me) и 95% доверительных интервалов [ДИ 95%] внутренних диаметров дочерних (дистальных) АС ( $d_{\max}$  и  $d_{\min}$ ), полученных путем морфометрии коррозионных препаратов ВАСЧ реальных анатомических объектов и с использованием уравнений (1) и (2), убедительно демонстрируют наличие значимых ( $p < 0,05$ ) отличий между величинами исследованных показателей, полученных путем морфометрии и с использованием уравнений (1) и (2). Установлено, что значения (Me [ДИ 95%], мм) большего и меньшего дочернего (дистального)

АС, полученные путем морфометрии ( $d_{\max} = 0,60$  [0,60; 0,70], мм и  $d_{\min} = 0,40$  [0,40; 0,50], мм, соответственно) значимо ( $p < 0,001$  и  $p < 0,001$ , соответственно) меньше величин (Me [ДИ 95%]) соответствующих показателей, полученных с использованием уравнения (1)

## ТАБЛИЦА 1

### РЕЗУЛЬТАТЫ ПРОВЕРКИ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ ВЕЛИЧИН ИЗУЧАЕМЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ НА СООТВЕТСТВИЕ НОРМАЛЬНОМУ ЗАКОНУ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ

TABLE 1

RESULTS OF TESTING THE DISTRIBUTION OF THE VALUES OF THE STUDIED INDICATORS FOR COMPLIANCE WITH THE NORMAL DISTRIBUTION LAW

Показатель	Статистика критерия Колмогорова – Смирнова	<i>p</i>
D	0,17	<0,001
$d_{\max}$	0,18	<0,001
$d_{\min}$	0,18	<0,001
$d_{\max}(\text{Olufsen})$	0,17	<0,001
$d_{\min}(\text{Olufsen})$	0,17	<0,001
$d_{\max}(\text{Finet})$	0,17	<0,001
$d_{\min}(\text{Finet})$	0,15	<0,001

**Примечание:** D – диаметр материнского (проксимального) АС, морфометрия;  $d_{\max}$  – диаметр большего дочернего (дистального) АС, морфометрия;  $d_{\min}$  – диаметр меньшего дочернего (дистального) АС, морфометрия;  $d_{\max}(\text{Olufsen})$  – диаметр большого дочернего (дистального) АС, уравнение (1);  $d_{\min}(\text{Olufsen})$  – диаметр меньшего дочернего (дистального) АС, уравнение (1);  $d_{\max}(\text{Finet})$  – диаметр большого дочернего (дистального) АС, уравнение (2);  $d_{\min}(\text{Finet})$  – диаметр меньшего дочернего (дистального) АС, уравнение (2); *p* – уровень значимости отличий.

TABLE 2

VALUES OF THE STUDIED PARAMETERS OBTAINED BY MORPHOMETRY AND USING EQUATIONS (1) AND (2) (*n* = 2072)

ТАБЛИЦА 2  
ЗНАЧЕНИЯ ИССЛЕДУЕМЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ,  
ПОЛУЧЕННЫЕ ПУТЕМ МОРФОМЕТРИИ  
И С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ УРАВНЕНИЙ (1) И (2)  
(*n* = 2072)

№ п/п	Показатель	Значения показателя			
		Me	ДИ 95%	IQR межквартильный интервал (25–75 %)	Минимальное и максимальное (min; max)
1	D (мм)	0,70	0,70; 0,80	0,80	0,10; 7,50
2	$d_{\max}$ (мм)	0,60	0,60; 0,70	0,80	0,10; 5,10
3	$d_{\min}$ (мм)	0,40	0,40; 0,50	0,40	0,10; 3,50
4	$d_{\max}(\text{Olufsen})$ (мм)	0,63	0,63; 0,72	0,72	0,09; 6,75
5	$d_{\min}(\text{Olufsen})$ (мм)	0,42	0,42; 0,48	0,48	0,06; 4,50
6	$d_{\max}(\text{Finet})$ (мм)	0,60	0,60; 0,69	0,72	0,06; 6,69
7	$d_{\min}(\text{Finet})$ (мм)	0,34	0,34; 0,38	0,33	0,06; 2,64

**Примечание:** D – диаметр материнского (проксимального) АС, морфометрия;  $d_{\max}$  – диаметр большего дочернего (дистального) АС, морфометрия;  $d_{\min}$  – диаметр меньшего дочернего (дистального) АС, морфометрия;  $d_{\max}(\text{Olufsen})$  – диаметр большого дочернего (дистального) АС, уравнение (1);  $d_{\min}(\text{Olufsen})$  – диаметр меньшего дочернего (дистального) АС, уравнение (1);  $d_{\max}(\text{Finet})$  – диаметр большого дочернего (дистального) АС, уравнение (2);  $d_{\min}(\text{Finet})$  – диаметр меньшего дочернего (дистального) АС, уравнение (2); Me, медиана; [ДИ95%], 95% доверительный интервал; IQR – межквартильный интервал (25–75 %); min – минимальное значение исследуемого показателя; max – максимальное значение исследуемого показателя; *n* – количество исследованных АС.

( $d_{\max(Olufsen)} = 0,63 [0,63; 0,72]$ , мм и  $d_{\min(Olufsen)} = 0,42 [0,42; 0,48]$ , мм, соответственно). Уровень значимости отличий величин (Ме [ДИ 95%]) внутреннего диаметра большего дочернего (дистального) АС, полученных путем морфометрии ( $d_{\max} = 0,60 [0,60; 0,70]$  мм) и с использованием уравнения (2) ( $d_{\max(Finet)} = 0,60 [0,60; 0,69]$ , мм), равен  $p = 0,033$ . Однако, визуально заметно, что оба эти значения имеют тенденцию к сближению. Тогда как величина (Ме [ДИ 95%]) внутреннего диаметра меньшей дочерней (дистальной) ветви АБ, полученная путем морфометрии ( $d_{\min} = 0,40 [0,40; 0,50]$ , мм), заметно и значимо ( $p < 0,001$ ) больше величины соответствующего показателя ( $d_{\min(Finet)} = 0,34 [0,34; 0,38]$ , мм), полученного с использованием уравнения (2).

Установлено (табл. 2), что значение межквартильного интервала (IQR) внутреннего диаметра большего дочернего (дистального) АС, полученное путем морфометрии ( $d_{\max} = 0,80$  мм) заметно больше, чем значения данного показателя, полученные с использованием уравнения (1) ( $d_{\max(Olufsen)} = 0,72$  мм) и уравнения (2) ( $d_{\max(Finet)} = 0,72$  мм). Сравнение величин межквартильного интервала внутренних диаметров меньшего дочернего (дистального) АС показало, что значение морфометрического показателя ( $d_{\min} = 0,40$  мм) меньше такового, полученного при помощи уравнения (1) ( $d_{\min(Olufsen)} = 0,48$  мм) и больше величины IQR, полученной с использованием уравнения (2) ( $d_{\min(Finet)} = 0,33$  мм).

Минимальные значения (табл. 2) внутренних диаметров большего дочернего (дистального) АС  $d_{\max(Olufsen)}$  ( $\min = 0,09$  мм) и  $d_{\max(Finet)}$  ( $\min = 0,06$  мм), полученные расчетным путем, заметно меньше показателя  $d_{\max}$  ( $\min = 0,10$  мм), полученного путем морфометрии. Тогда как максимальное значение внутреннего диаметра большей дочерней (дистальной) ветви АБ, полученное путем морфометрии  $d_{\max}$  ( $\max = 5,10$  мм), заметно меньше чем у  $d_{\max(Olufsen)}$  ( $\max = 6,75$  мм) и  $d_{\max(Finet)}$  ( $\max = 6,69$  мм). Противоположная закономерность наблюдается в отношении минимального значения показателя меньшей дочерней (дистальной) ветви АБ. Минимальное значение  $d_{\min}$  ( $\min = 0,10$  мм), полученное путем морфометрии, заметно больше величин соответствующих показателей, полученных с использованием уравнения (1)  $d_{\min(Olufsen)}$  ( $\min = 0,06$  мм) и уравнения (2)  $d_{\min(Finet)}$  ( $\min = 0,06$  мм). В отношении максимального значения меньшей дочерней (дистальной) ветви АБ не все так однозначно. Максимальная величина меньшей дочерней (дистальной) ветви АБ  $d_{\min}$  ( $\max = 3,50$  мм) меньше  $d_{\min(Olufsen)}$  ( $\max = 4,50$  мм) и больше  $d_{\min(Finet)}$  ( $\max = 2,64$  мм), соответствующих по- показателей полученных расчетным путем.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Mette S. Olufsen, и соавт., 2000 [11] получали величины внутренних диаметров АС, составляющих АБ ВАСЧ: внутренний диаметр проксимального АС –  $D$ , внутренний диаметр большего дистального АС –  $d_{\max}$ ,

внутренний диаметр меньшего дистального АС –  $d_{\min}$ , исходя из степенного закона:

$$D^\xi = d_{\max}^\xi + d_{\min}^\xi \quad (3)$$

Этот закон опирается на рассуждения, приведенные в работах C.D. Murray, M. Zamir, и H.B.M. Uylings [13, 14], основанных на принципе «минимальной работы» в артериальной системе. Соотношение справедливо для ламинарного потока –  $\xi = 3,0$  [15], а для турбулентного потока –  $\xi = 2,33$  [16]. В работе [17] показано, что для ВАСЧ характерно  $\xi = 2,76$ . По данным систематического обзора Taylor и соавт. оптимальный показатель зависимости потока крови от диаметра сосуда в коронарных артериях составляет 2,39 [18]. В сочетании с уравнениями, определяющими коэффициенты

площади ( $\eta$  – area ratio  $\eta = \frac{d_{\max}^2 + d_{\min}^2}{D^2}$  и асимметрии

( $\gamma$  – asymmetry ratio  $\gamma = \left(\frac{d_{\min}}{d_{\max}}\right)^2$ , степенной закон ис-

пользовали для определения линейных масштабных коэффициентов ( $\alpha$  и  $\beta$ ) между внутренними диаметрами дочерних (дистальных) АС (большего –  $d_{\max}$  и меньшего –  $d_{\min}$ ) и диаметром родительского (проксимального) АС ( $D$ )

$$d_{\max} = \alpha D; d_{\min} = \beta D; D_{k,n} = \alpha^k \beta^{n-k} D \quad (4)$$

где,  $\alpha$  и  $\beta$  являются константами, которые характеризуют асимметрию АБ,  $n$  – номер поколения (уровень деления вновь образовавшегося ряда АС), причем  $n = 0$  соответствует АС, который является началом русла. В  $n$ -м поколении может быть до  $2^n$  сосудов. В поколении  $n$  присутствует не более  $n+1$  АС разного размера, что соответствует  $k$  выборам масштабного коэффициента  $\alpha$  и  $n - k$  выборам масштабного коэффициента  $\beta$ , где  $0 \leq k \leq n$ . ВАСЧ продолжает ветвиться до тех пор, пока диаметр любого АС не станет меньше некоторого заданного минимального значения ( $d_{\min}$ ). Асимметрию АБ ( $\gamma$ ), определяли из уравнения [19]:

$$\eta = \frac{1 + \gamma}{\left(1 + \gamma^{\frac{\xi}{2}}\right)^2} \quad (5)$$

где,  $\eta$  – коэффициент площади,  $\gamma$  – коэффициента асимметрии. Используя значения коэффициентов площади  $\eta = 1,16$  и асимметрии  $\gamma = 0,41$ , а также степень  $\xi = 2,76$  [14], определяли величины  $\alpha$  и  $\beta$ :

$$\alpha = \left(1 + \gamma^{\frac{\xi}{2}}\right)^{-\frac{1}{\xi}} = 0,9 \text{ и } \beta = \alpha \sqrt{\gamma} = 0,6 \quad (6)$$

G. Finet и соавт., 2008 [12] получили уравнение в ходе исследования, посвященного анализу фрактальной геометрии АБ ВАСЧ. Исследователи измерили диаметры материнского АС ( $D$ ) и двух его дочерних АС ( $d_{\max}$  и  $d_{\min}$ ), составляющих 173 АБ на рентгенограммах ВАСЧ 59 пациентов, у которых не было выявлено патологии сердечно-сосудистой системы. Они обнаружили,

что отношение  $R = D/d_{max} + d_{min}$  остается постоянным

и составляет 0,678, независимо от масштаба наблюдения. Данная формула подтверждает фрактальную природу АБ ВАСЧ.

Однако, результаты данного исследования говорят о невозможности получить расчетным путем, с использованием уравнений (1) и (2), значения изучаемых показателей, соответствующие реальным морфометрическим данным. Это может свидетельствовать о неправомерности применения принципа «минимальных затрат» [13, 14] при численном моделировании структуры реальных ВАСЧ как фрактальных систем. По меньшей мере для исследуемого участка ВАСЧ т.е. эпикардиальных и трансмуральных АС от начала венечной артерии до уровня гемомикроциркуляторного русла (до 0,1 мм).

В основе большинства научных работ, посвященных исследованию АБ ВАСЧ, лежит фундаментальный принцип биологии, описанный в 1926 году – закон Мюррея (C.D. Murray), который связывает форму и функции всех разветвленных транспортных сетей [13]. Этот закон основан на принципе минимальной работы, необходимой для производства и поддержания объема циркулирующей крови и энергии, необходимой для преодоления вязкого трения [20]. Данный закон характерен и для системы ВАСЧ (эпикардиальных и трансмуральных), структурно-функциональной единицей которых является АБ. Считается, что основной задачей АБ является транспорт крови [21, 22]. Однако это утверждение, по всей видимости, верное для проксимальных сегментов ВАСЧ, контрастирует с перфузирующими сосудами дистального отдела, где быстрое увеличение площади поперечного сечения (т.е. показателя увеличения общего диаметра, суммы диаметров всех АС одного уровня (поколения)) способствует замедлению кровотока и эффективному субстратному обмену [23, 24]. Также приводятся убедительные свидетельства того, что АБ, кроме проведения крови, еще выполняют функции ее распределения и опоры, т.е. составляют мягкий скелет органа. Следует также отметить, что в большинстве работ в качестве морфометрической характеристики АБ рассматривают только соотношения внутренних диаметров АС, ее составляющих и не учитывают их длины. Однако судить о гемодинамике внутри АБ и других ее вышеперечисленных функциях, не зная длин АС, неправильно. Кроме того, полученные результаты могут быть связаны с тем, что как показывают современные морфологические исследования, на всех участках ВАСЧ (дистальные и проксимальные отделы) совокупность АБ неоднородна. Ранее было описано наличие четырех типов АБ: 1 – полная асимметрия,  $D \neq d_{max} \neq d_{min}$ ; 2 – боковая асимметрия,  $D = d_{max}$  и  $d_{max} \neq d_{min}$ ; 3 – односторонняя симметрия –  $D \neq d_{max} \neq d_{min}$  и  $d_{max} = d_{min}$ ; 4 – полная симметрия,  $D = d_{max} = d_{min}$  в составе ВАСЧ [25]. Это также, в определенной степени, объясняет почему величины исследуемых показателей, полученные расчетным путем, значимо отличаются от результатов морфометрии.

*В порядке дискуссии.* В условиях отсутствия общепринятой теории строения и функции ВАСЧ, для численного моделирования реалистичной геометрии русла, как фрактальной или псевдофрактальной системы, состоящей из структурно-различных АБ, более обоснованным подходом представляется использование моделей машинного обучения, включая как классические регрессионные подходы, так и нейросетевые архитектуры, обученные на данных морфометрических измерений.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Учитывая вышесказанное, можно говорить об отсутствии на сегодняшний день единой общепризнанной теории оптимального строения АБ ВАСЧ и технологии численного моделирования реалистичной геометрии русла ВАСЧ.

### Финансирование

Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования исследования.

### Конфликт интересов

Авторы данной статьи сообщают об отсутствии конфликта интересов.

## ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Kafarov ES, Miltikh I, Dmitriev AV, Zenin OK. Anatomical variability of kidney arterial vasculature based on zonal and segmental topography. *Heliyon*. 2023; 9(4): e15315. doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e15315
2. Blanco PJ, Watanabe SM, Passos MARF, Lemos PA, Feijóo RA. An anatomically detailed arterial network model for One-Dimensional Computational Hemodynamics. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2015; 62(2): 736-753. doi: 10.1109/TBME.2014.2364522
3. Kopylova VS, Boronovskiy SE, Nartsissov YR. Tree topology analysis of the arterial system model. *J Phys Conf Ser*. 2018; 1141: 012027. doi: 10.1088/1742-6596/1141/1/012027
4. Roy Choudhury K, Skwerer S. Branch order regression for modeling brain vasculature. *Med Phys*. 2018; 45(3): 1123-1134. doi: 10.1002/mp.12751
5. Cuitino NS, Johannesson B, Pelegri AA. A Computational Model of Continuous Hollow Cerebrovascular Arterioles Using a Fractal L-System. In: *Volume 3: Biomedical and Biotechnology Engineering*. American Society of Mechanical Engineers. 2018: V003T04A060. doi: 10.1115/IMECE2018-88511
6. Zhang Z, Marin D, Drangova M, Boykov Y. Confluent Vessel Trees with Accurate Bifurcations. In: *2021 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*. IEEE. 2021: 9568-9577. doi: 10.1109/CVPR46437.2021.00945
7. Alberto OC, Alberto P M. The Geometry of Coronary Artery Bifurcations and its role in plaque formation. *Clin Cardiol Cardiovasc Med*. 2022; 4: 24-30. doi: 10.33805/2639.6807.131

8. Silva J, Nagato A, Reis R, Nardeli C, Abreu F, Bezerra F. Morphometric analysis of the coronary arteries: a study of the external diameters. *J Morphol Sci.* 2016; 33(03): 138-141. doi: 10.4322/jms.093115
9. Fandaros M, Kwok C, Wolf Z, Labropoulos N, Yin W. Patient-Specific Numerical Simulations of Coronary Artery Hemodynamics and Biomechanics: A Pathway to Clinical Use. *Cardiovasc Eng Technol.* 2024; 15(5): 503-521. doi: 10.1007/s13239-024-00731-4
10. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021623049 Российской Федерации. Количественная анатомия внутриорганных артериального русла сердца человека: № 2021622956: заявл. 14.12.2021: опубл. 20.12.2021 / О. Зенин, А.В. Дмитриев, И.С. Мильых; заявитель Федеральное Государственное Бюджетное Образовательное Учреждение Высшего Образования «Пензенский Государственный Университет». [Certificate of state registration of database No. 2021623049 Russian Federation. Quantitative anatomy of the intraorgan arterial channel of the human heart: No. 2021622956: submitted. 14.12.2021: publ. 20.12.2021 / O. Zenin, A.V. Dmitriev, I.S. Miltiykh; applicant Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Penza State University". (In Russ.)].
11. Olufsen MS, Peskin CS, Kim WY, Pedersen EM, Nadim A, Larsen J. Numerical Simulation and Experimental Validation of Blood Flow in Arteries with Structured-Tree Outflow Conditions. *Ann Biomed Eng.* 2000; 28(11): 1281-1299. doi: 10.1114/1.1326031
12. Finet G, Gilard M, Perrenot B, et al. Fractal geometry of arterial coronary bifurcations: a quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound analysis. *EuroIntervention.* 2008; 3(4): 490-498. doi: 10.4244/EIJV3I4A87
13. Murray CD. The physiological principle of minimum work applied to the angle of branching of arteries. *J Gen Physiol.* 1926; 9(6): 835-841. doi: 10/dq9qn9
14. Uylings HBM. Optimization of diameters and bifurcation angles in lung and vascular tree structures. *Bull Math Biol.* 1977; 39(5): 509-520. doi: 10/db7vdb
15. de la Torre Hernandez JM, Hernandez Hernandez F, Alfonso F, et al. Prospective Application of Pre-Defined Intravascular Ultrasound Criteria for Assessment of Intermediate Left Main Coronary Artery Lesions: Results From the Multicenter LITRO Study. *J Am Coll Cardiol.* 2011; 58(4): 351-358. doi: 10.1016/j.jacc.2011.02.064
16. Kassab GS, Rider CA, Tang NJ, Fung YC. Morphometry of pig coronary arterial trees. *Am J Physiol-Heart Circ Physiol.* 1993; 265(1 Pt 2): H350-65. doi: 10.1152/ajpheart.1993.265.1.H350
17. Pollanen MS. Dimensional optimization at different levels of the arterial hierarchy. *J Theor Biol.* 1992; 159(2): 267-270. doi: 10/b9898g
18. Taylor DJ, 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. doi: 10.1152/ajpheart.00142.2024
19. Zamir M. Nonsymmetrical bifurcations in arterial branching. *J Gen Physiol.* 1978; 72(6): 837-845. doi: 10.1085/jgp.72.6.837
20. Feynman RP, Leighton RB, Sands M. *The Feynman Lectures on Physics; New Millennium Ed.* Basic Books; 2010.
21. Drake R, Wayne Vogl A, Mitchell A. *Gray's Atlas of Anatomy.* 3rd ed. Churchill Livingstone; 2020.
22. Dhungana A, Buradi A, Dahal P, Bora BJ. Impact of Bifurcation and Bifurcation Angle on the Hemodynamics of Coronary Arteries. In: Bhattacharyya S, Verma S, Harikrishnan AR, eds. *Fluid Mechanics and Fluid Power (Vol. 3).* Springer Nature. 2023: 31-36. doi: 10.1007/978-981-19-6270-7\_6
23. Kassab GS. Functional hierarchy of coronary circulation: direct evidence of a structure-function relation. *Am J Physiol-Heart Circ Physiol.* 2005; 289(6): H2559-H2565. doi: 10.1152/ajpheart.00561.2005
24. Kassab GS, Molloi S. Cross-sectional area and volume compliance of porcine left coronary arteries. *Am J Physiol-Heart Circ Physiol.* 2001; 281(2): H623-H628. doi: 10.1152/ajpheart.2001.281.2.H623
25. Zenin OK, Overko VS, Dmitriev AV, Miltiykh IS. Hemodynamic features in a structurally different arterial intraorganic bifurcations of the human heart by numerical modeling. *Sib J Life Sci Agric.* 2021; 13(2): 11-31. doi: 10.12731/2658-6649-2021-13-2-11-31

#### Сведения об авторах

- Зенин Олег Константинович** – доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры «Анатомия человека», ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет»; e-mail: zen.olegz@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-5447-1989>
- Кафаров Эдгар Сабирович** – доктор медицинских наук, доцент, заведующий кафедрой «Нормальная и топографическая анатомия с оперативной хирургией», Чеченский государственный университет имени А.А. Кадырова; e-mail: Edgar-kafaroff@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-9735-9981>
- Илиас Милтиадис** – магистрант Университета Палермо; e-mail: ilia.miltiykh@you.unipa.it, <https://orcid.org/0000-0002-9130-3255>

#### Information about the authors

- Oleg K. Zenin** – Dr. Sc. (Med.), Professor; Professor at the Department of Human Anatomy, Penza State University; e-mail: zen.olegz@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-5447-1989>
- Edgar S. Kafarov** – Dr. Sc. (Med.), Associate Professor; Head of the Department of Normal and Topographical Anatomy with Operative Surgery, A.A. Kadyrov Chechen State University; e-mail: Edgar-kafaroff@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-9735-9981>
- Ilias Miltiadis** – MSc student at University of Palermo; e-mail: ilia.miltiykh@you.unipa.it, <https://orcid.org/0000-0002-9130-3255>