

<https://doi.org/10.29001/2073-8552-2026-41-2-114-123>  
УДК 616.136-007.64-089.844:615.472.032.13:004.94

# Расчет точек фенестрирования стент-графта для супраренального эндопротезирования брюшной аорты: проектирование и применение универсальных калиброванных моделей

Поляков Р.С.<sup>1</sup>, Власко Г.С.<sup>1,2</sup>, Карамян Д.А.<sup>3,4</sup>, Пурецкий М.В.<sup>1</sup>,  
Марданян Г.В.<sup>1</sup>, Кур-ипа К.А.<sup>1</sup>, Сафонова В.М.<sup>1</sup>, Саакян Ю.М.<sup>1</sup>, Абугов С.А.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Российский научный центр хирургии имени академика Б.В. Петровского» («РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского»), 119991, Российская Федерация, Москва, Абрикосовский переулок, 2

<sup>2</sup> Лечебно-реабилитационный центр Минздрава России (НМИЦ ЛРЦ Минздрава России), 125367, Российская Федерация, Москва, ул. Ивановское шоссе, 3

<sup>3</sup> Медицинский научно-образовательный центр МГУ имени М.В. Ломоносова (МНОИ МГУ им. М.В. Ломоносова), 119192, Российская Федерация, Москва, Ломоносовский проспект, 27

<sup>4</sup> Московский областной научно-исследовательский клинический институт имени М.Ф. Владимирского (МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского), 129110, Российская Федерация, Москва, ул. Щепкина, 61/2

## Аннотация

**Обоснование.** Фенестрированное эндопротезирование брюшной аорты является малоинвазивным решением в лечении юкта- и параренальных аневризм. После выполнения фенестрации успех катетеризации почечных ветвей зависит от правильного позиционирования эндоваскулярного протеза относительно устья артерий, а при большем количестве фенестр от точного взаимоположения фенестр. В статье предложены способы определения точек фенестрации эндоваскулярного протеза для фенестрированного эндопротезирования юкта- и параренальных аневризм аорты с применением универсальных моделей с размерной сеткой и мерной линейкой, напечатанных на 3D-принтере. Предложенные подходы как по отдельности, так и вместе могут увеличить точность выбора точек для фенестрации эндоваскулярного протеза, что может позволить улучшить результаты эндопротезирования юкта- и параренальных аневризм аорты.

**Цель:** оценка эффективности фенестрирования эндоваскулярного протеза с применением дополнительных универсальных приспособлений (универсальные модели аорт и мерная линейка) для выбора точки фенестрирования при проведении эндоваскулярного протезирования юктаренальных и параренальных аневризм брюшной аорты.

**Материал и методы.** Спроектированы модели аорт с размерной сеткой и мерная линейка, далее изготовлены модели и линейки путем печати на 3D-принтере. В исследовании приняли участие 7 лиц мужского пола с юкта- и параренальной аневризмой брюшной аорты, которым выполнялось первичное плановое эндоваскулярное протезирование аорты фенестрированным эндопротезом на операционном столе (2 фенестрации) с применением моделей аорт и мерной линейки.

**Результаты.** Технический и процедурный успех достигнут в 100% случаев ( $n = 7$ ). Целевая или близкая к целевой позиция была зарегистрирована у всех пациентов. Позиционных промахов не наблюдалось. Эндоликов 1А и 3-го типов не зафиксировано. Сложностей в канюляции и проведении стент-графтов в почечные артерии не отмечено.

**Выводы.** Технология фенестрирования эндоваскулярного протеза с применением дополнительных универсальных приспособлений (универсальные модели, мерная линейка) для выбора точек фенестрирования при проведении юкта- и параренального эндопротезирования может рассматриваться как эффективная, экономически целесообразная альтернатива, дающая возможность сократить время ожидания вмешательства у пациентов с высоким риском разрыва аневризмы.

<b>Ключевые слова:</b>	фенестрированное эндопротезирование аорты; FEVAR; аневризма брюшной аорты.
<b>Финансирование:</b>	исследование выполнено без финансовой поддержки грантов, общественных, некоммерческих, коммерческих организаций и структур.
<b>Соответствие принципам этики:</b>	пациенты дали информированное согласие на участие в исследовании.

Власко Гордей Станиславович, e-mail: [i@GordeyVlasko.ru](mailto:i@GordeyVlasko.ru).

© Поляков Р. С., Власко Г. С., Карамян Д. А., Пурецкий М. В., Марданян Г. В., Кур-ипа К. А., Сафонова В. М., Саакян Ю. М., Абугов С. А., 2026

**Для цитирования:**

Поляков Р.С., Власко Г.С., Карамян Д.А., Пурецкий М.В., Марданын Г.В., Кур-ипа К.А., Сафонова В.М., Саакян Ю.М., Аbugov С.А. Расчет точек фенестрирования стент-графта для супраренального эндопротезирования брюшной аорты: проектирование и применение универсальных калиброванных моделей. *Сибирский журнал клинической и экспериментальной медицины*. 2026;41(2):114–123. <https://doi.org/10.29001/2073-8552-2026-41-2-114-123>

## Calculation of stent-graft fenestration points for supraceliac aortic endografting: design and application of universal calibrated models

Polyakov R.S.<sup>1</sup>, Vlasko G.S.<sup>1,2</sup>, Karamyan D.A.<sup>3,4</sup>, Pureckiy M.V.<sup>1</sup>,  
Mardanyan H.V.<sup>1</sup>, Kur-ipa K.A.<sup>1</sup>, Safonova V.M.<sup>1</sup>, Saakyan Yu.M.<sup>1</sup>, Abugov S.A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Petrovsky National Research Center of Surgery, 2, Abrikosovskij pereulok str., Moscow, 119991, Russian Federation

<sup>2</sup> National Medical Research Treatment and Rehabilitation Centre,  
3, Ivan'kovskoe shosse str., Moscow, 125367, Russian Federation

<sup>3</sup> Medical Research and Educational Center of Lomonosov Moscow State University,  
27, Lomonosovskij prospect str., Moscow, 119192, Russian Federation

<sup>4</sup> Moscow Regional Research and Clinical Institute, 61/2, Shchepkina str., Moscow, 129110, Russian Federation

### Abstract

**Background.** Fenestrated abdominal aortic repair is a minimally invasive solution in the treatment of juxtarenal aneurysms and pararenal aneurysms. After fenestration, the success of renal branch catheterization depends on the correct positioning of the stent-graft relative to the artery mouth. At the same time, with more fenestrations the success of arterial catheterization depends on the exact alignment of fenestras. The article suggests methods for determining endograft fenestration points for fenestrated abdominal aortic repair of juxtarenal aneurysms and pararenal aneurysms using universal models with a dimensional grid and a measuring ruler printed on a 3D printer. The proposed approaches, both individually and together, can increase the accuracy of selecting points for endograft fenestration, which may improve the results of Fenestrated abdominal aortic repair Juxtarenal aneurysms and pararenal aneurysms.

**Aim:** To assess the effectiveness of fenestration of an endovascular prosthesis using additional universal devices (universal aortic models and a measuring ruler) to select the fenestration point during endovascular prosthetics of abdominal aortic aneurysms with juxtarenal and pararenal localization.

**Material and Methods.** Aortic models with a dimensional grid and a measuring ruler were designed, followed by the production of models and rulers with 3D printing. The study involved 7 male patients with juxtarenal and pararenal abdominal aortic aneurysms who underwent primary elective endovascular aortic repair using fenestration on the operating table (performing 2 fenestration) using aortic models and an stent-graft measuring ruler.

**Results.** Technical and procedural success is achieved in 100% of cases. The target or close to the target position was achieved in all patients. There were no positional errors. No endoliths of types 1A and 3 were registered. There were no difficulties in cannulation and endograft insertion into the renal arteries.

**Conclusion.** The technology of endograft fenestration using additional universal tools (universal models, measuring ruler) for selecting fenestration points in juxtarenal and pararenal endovascular repair can be considered an effective, cost-efficient alternative, offering the potential to reduce waiting times for intervention in patients at high risk of aneurysm rupture.

<b>Keywords:</b>	fenestrated endovascular aneurysm repair; FEVAR; abdominal aortic aneurysm.
<b>Funding:</b>	the research was carried out without financial support from grants, public, non-profit, commercial organizations and structures.
<b>Compliance with ethical standards:</b>	informed consent was obtained from all patients.
<b>For citation:</b>	Polyakov R.S., Vlasko G.S., Karamyan D.A., Pureckiy M.V., Mardanyan H.V., Kur-ipa K.A., Safonova V.M., Saakyan Yu.M., Abugov S.A. Calculation of stent-graft fenestration points for supraceliac aortic endografting: design and application of universal calibrated models. <i>Siberian Journal of Clinical and Experimental Medicine</i> . 2026;41(2):114–123. <a href="https://doi.org/10.29001/2073-8552-2026-41-2-114-123">https://doi.org/10.29001/2073-8552-2026-41-2-114-123</a>

## Обоснование

Эндоваскулярное протезирование аневризмы брюшной аорты – альтернатива открытому хирургическому протезированию брюшной аорты в хирургическом лечении пациентов с благоприятной для такого подхода сосудистой анатомией [1, 2]. При юкстаренальной или параренальной локализации аневризмы брюшной аорты эндоваскулярное лечение подразумевает супраренальное эндопротезирование с покрытием одной или обеих почечных артерий (и других висцеральных ветвей при необходимости) [3]. На сегодняшний день методика эндоваскулярного протезирования аневризм брюшной аорты с применением параллельных стент-графтов уступает по эффективности фенестрированному эндопротезированию. Эндоваскулярное вмешательство с фенестрированными эндоваскулярными протезами имеет свои технические сложности, которые заключаются в позиционировании фенестрированного эндопротеза при имплантации и канюляции почечных артерий проводником и повышенном риске эндолиака 3-го типа [2, 3]. Фенестрированное эндоваскулярное протезирование выполняется эндоваскулярными протезами, изготовленными на заказ, либо хирургически модифицированными на операционном столе стандартными эндоваскулярными протезами. Изготовленные на заказ эндопротезы имеют технически более точное расположение фенестраций. Вместе с тем длительное время изготовления такого устройства и сроки его доставки до лечебного учреждения являются факторами, предрасполагающими к применению эндоваскулярных протезов, модифицированных на операционном столе. Их использование еще не утрачивает свою актуальность в эндоваскулярном лечении пациентов, имеющих высокие риски разрыва аневризмы брюшной аорты [4, 5].

Фенестра – круглое, чаще овальное отверстие в эндоваскулярном протезе, выполняемое эндоваскулярным хирургом на операционном столе перед его имплантацией в брюшной отдел аорты. Фенестра выполняется на эндоваскулярном протезе в заранее определенной перед хирургическим вмешательством точке, и в дальнейшем обшивается обвивным швом с применением рентгеноконтрастных меток или дополнительной фиксацией рентгеноконтрастной части проводника небольшого размера [5]. При нескольких фенестрациях решающее значение имеет их расположение относительно друг друга в нескольких плоскостях. Точность и взаиморасположение выполненных хирургом фенестр – важнейшие критерии, определяющие успех канюляции почечных артерий и технический успех выполненного эндоваскулярного вмешательства. Месторасположение 2-й фенестрации определяется по анатомическим ориентирам с учетом данных мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) с контрастированием аорты (геометрический метод); с применением дополнительных измерительных инструментов или мерных приспособлений (координатный метод), либо с использованием технологии 3D-моделирования и 3D-печати для планирования вмешательства (аддитивный метод). Несмотря на явные преимущества аддитивного подхода, технология индивидуального 3D-моделирования удлинняет время ожидания до оперативного лечения, в связи с чем необходима разработка более универсальной технологии, позволяющей предоперационно рассчитывать точку фенестрирования эндоваскулярного

протеза на операционном столе и сократить время ожидания вмешательства [6]. В данной статье представлен вариант определения точек фенестрирования с применением мерной линейки и моделей с размерной сеткой, с учетом ориентиров эндоваскулярного протеза.

Цель исследования: оценка эффективности фенестрирования эндоваскулярного протеза с применением дополнительных универсальных приспособлений (универсальные модели аорт и мерная линейка) для выбора точки фенестрирования при проведении эндоваскулярного протезирования юкстаренальных и параренальных аневризм брюшной аорты.

## Материал и методы

Исследование выполнялось в две стадии. Первая стадия исследования предполагала разработку нескольких моделей аорт и измерительной линейки, включая их проектирование и изготовление. Вторая стадия исследования подразумевала применение разработанных готовых моделей в реальных условиях во время выполнения хирургического вмешательства.

Проектирование и изготовление моделей выполнялись поэтапно. Первый этап включал компьютерную разработку 3D-моделей измерительной линейки и цилиндров различных размеров с круглыми отверстиями посередине (универсальные 3D-модели аорт). Разработка компьютерных моделей аорты и измерительной линейки выполнялись по техническому заданию, отраженному в таблице 1.

Таблица 1. Техническое задание

Table 1. Technical Specifications

Параметры моделей аорты	Значение
Количество моделей, <i>n</i>	5
Длина, мм	70
Диаметр (внутренний), мм	22, 24, 26, 30, 31
Количество отверстий в модели, <i>n</i>	1
Диаметр отверстия, мм	6
Длина от края модели до центра отверстия, мм	35
Толщина стенки модели, мм	1
Высота и ширина делений, мм	1 × 1
Расположение вертикальных делений, °	22,5
Расположение горизонтальных делений, мм	5
Прозрачность модели	Да
Параметры измерительной линейки	Значение
Длина, мм	21
Ширина, мм	3
Высота, мм	5
Расстояние между полуокружностями, мм	10
Диаметр полуокружностей, мм	23, 25, 28, 32, 36
Длина, ширина, высота делений, мм	5 × 1 × 1
Расстояние между делениями стороны 1 (I), °	22,5
Расстояние между делениями стороны 2 (II), °	15
Прозрачность модели	Нет

В таблице 2 представлено расстояние между делениями измерительной линейки в мм. Длина окружности высчитывалась, исходя из ее радиуса по формуле  $L = 2\pi r$ , где  $L$  – длина,  $\pi = 3,14$ , а  $r$  – заранее известный радиус окружности; расстояние между делениями сторон сокращалось до десятых (по правилу округления до ближайшего целого числа).

**Таблица 2.** Длина между делениями измерительной линейки  
**Table 2.** Distance between divisions on the measuring ruler

D	Длина полной окружности, мм	Расстояние между делениями (I сторона), мм	Расстояние между делениями (II сторона), мм
23	72,26	~ 4,5	~ 3,0
25	78,54	~ 4,9	~ 3,3
28	87,96	~ 5,5	~ 3,7
32	100,53	~ 6,3	~ 4,2
36	113,10	~ 7,1	~ 4,7

Примечание: D – диаметры (стандартные размеры стент-графтов, применяемых при эндоваскулярном лечении аневризм брюшного отдела аорты (от меньшего в 23 мм к большему в 36 мм); длина окружности рассчитана для каждого размера стент-графта, исходя из длины окружности определены расстояния между делениями на каждой их сторон спроектированной измерительной линейки; сторона I – деления каждые 22,5°, сторона II – деления каждые 15°).

Таким образом, предложенная модель аорты должна была представлять собой полый цилиндр с одним отверстием в центре (середине) и мерными горизонтальными (каждые 5 мм) и вертикальными (каждые 22,5°) линиями (для выбора второй точки фенестрирования эндоваскулярного протеза). Измерительная линейка должна была иметь 5 полуокружностей для вставления эндоваскулярных протезов различных размеров и подразумевала наличие мерных делений с шагом в 22,5° (9 делений, распределение делений по градусам: 0°; 22,5°; 45°; 77,5°; 90°; 112,5°; 135°; 157,5°; 180°) на одной стороне (сторона I) и деления с шагом в 15° (13 делений, распределение делений по градусам: 0°; 15°; 30°; 45°; 60°; 75°; 90°; 105°; 120°; 135°; 150°; 165°; 180°) на другой стороне (сторона II) модели. Все модели были разработаны с помощью компьютерного программного обеспечения 3Ds Max 2023 для Windows 11 (Autodesk, США). Общее время создания виртуальных 3D-моделей составило около 4 ч.

Вторым этапом разработанные цифровые 3D-модели предварительно подготавливали в компьютерной программе Meshmixer (Autodesk, США) к печати на 3D-принтере, используя инструменты сглаживания, выравнивания и наращивания дополнительных областей. Завершением второго этапа являлась генерация набора команд для печати на 3D-принтере (G-code) в программе Cura (Ultimaker, США).

На третьем, заключительном этапе выполнялась 3D-печать по технологии FDM (fused deposition modeling – моделирование методом наплавления). Технология предполагает создание трехмерных физических объектов путем нанесения последовательных слоев материала, повторяющих контуры цифровой модели, при послойном добавлении расплавленной полимерной нити. Печать производилась на 3D-принтере Anycubic (Shenzhen Anycubic Technology, Китай) из полупрозрачного и зеленого светополимеров. Общее время печати всех элементов составило около 2 ч. После изготовления моделей и линейки элементы поддержки удалялись механическим и термическим способами. Полученные модели в дальнейшем использовались для оценки позиции эндоваскулярных протезов различных размеров, подготовленных заранее. Результат проектирования моделей и 3D-печати на принтере представлен на рисунке 1.

Следующая стадия подразумевала оценку эффективности применения моделей в реальных условиях в операционной. В исследовании проспективно приняли участие 7 лиц мужского пола (медиана возраста – 69 лет).

Критериями включения в исследование являлись: 1. Наличие юкстаренальной или параренальной аневризмы брюшной аорты. 2. Выполнение первичного планового эндоваскулярного протезирования брюшной аневризмы аорты с применением эндопротеза, фенестрированного на операционном столе (2 фенестрации).

Во всех случаях подготовка к оперативному вмешательству подразумевала тщательное предоперационное планирование хирургической процедуры, включающее детальную оценку предоперационной МСКТ-аортографии аорты с точным определением следующих составляющих: углы аорты, диаметр аневризмы, углы и высота отхождения почечных артерий относительно друг друга. Клинические данные включенных пациентов отражены в таблице 3.

**Таблица 3.** Клинические данные пациентов  
**Table 3.** Clinical data of patients

Показатель	Пациенты
Возраст, лет (Me (Q1–Q3; min, max))	69 (64,5–71; 59, 77)
Мужской пол, n (%)	7 (100)
ИМТ, кг/м <sup>2</sup> (Me (Q1–Q3; min, max))	28,5 (26–30,5; 20, 35)
АГ, n (%)	7 (100)
ИБС, n (%)	3 (42,9)
СД, n (%)	3 (42,9)
Курение, n (%)	4 (57,1)
ХОБЛ, n (%)	1 (14,3)
МФА, n (%)	5 (71,4)
СКФ, мл/мин/1,73 м <sup>2</sup> (Me (Q1–Q3; min, max))	83 (64–91; 47, 95)

Примечание: ИМТ – индекс массы тела, АГ – артериальная гипертензия, ИБС – ишемическая болезнь сердца, СД – сахарный диабет, ХОБЛ – хроническая обструктивная болезнь легких, МФА – мультифокальный атеросклероз, СКФ – скорость клубочковой фильтрации. Me – медиана. Q – квартиль. Min, max – минимальное и максимальное значение.

Анатомические параметры брюшной аорты и почечных артерий пациентов, включенных в исследование, представлены в таблице 4.

**Таблица 4.** Анатомические данные пациентов  
**Table 4.** Anatomical data of patients

	Показатель	Данные
Аорта	Супраренальный D, мм	28 (25,5–29; 25, 30)
	Параренальный D, мм	28 (25,5–28,5; 25, 29)
	Инфраренальный D, мм	28 (25–28; 25, 29)
	Супраренальный угол, °	26 (19–35; 6, 48)
	Инфраренальный угол, °	35 (25–40,5; 12, 51)
	Длина шейки, мм	1 (0–1,5; 0, 3)
	D аневризмы, мм	62 (59–65,5; 57, 69)
Левая ПА	Высота между почечными артериями, мм	1 (0,5–2,0; 0, 4)
	D устья, мм	6 (5–6; 5, 7)
Правая ПА	Отхождение, °	94 (70–104; 36, 128)
	D устья, мм	6 (5–6; 5, 6)
	Отхождение, °	92 (82–112; 62, 144)

Примечание: ПА – почечная артерия. D – диаметр. ПА – почечная артерия. Данные представлены в виде медианы, интерквартильного размаха, минимального и максимального значений (Me (Q1 Q3; min, max)).

Дооперационные данные МСКТ-ангиографии одного из пациентов, принявших участие в исследовании, представлены на рисунке 2.

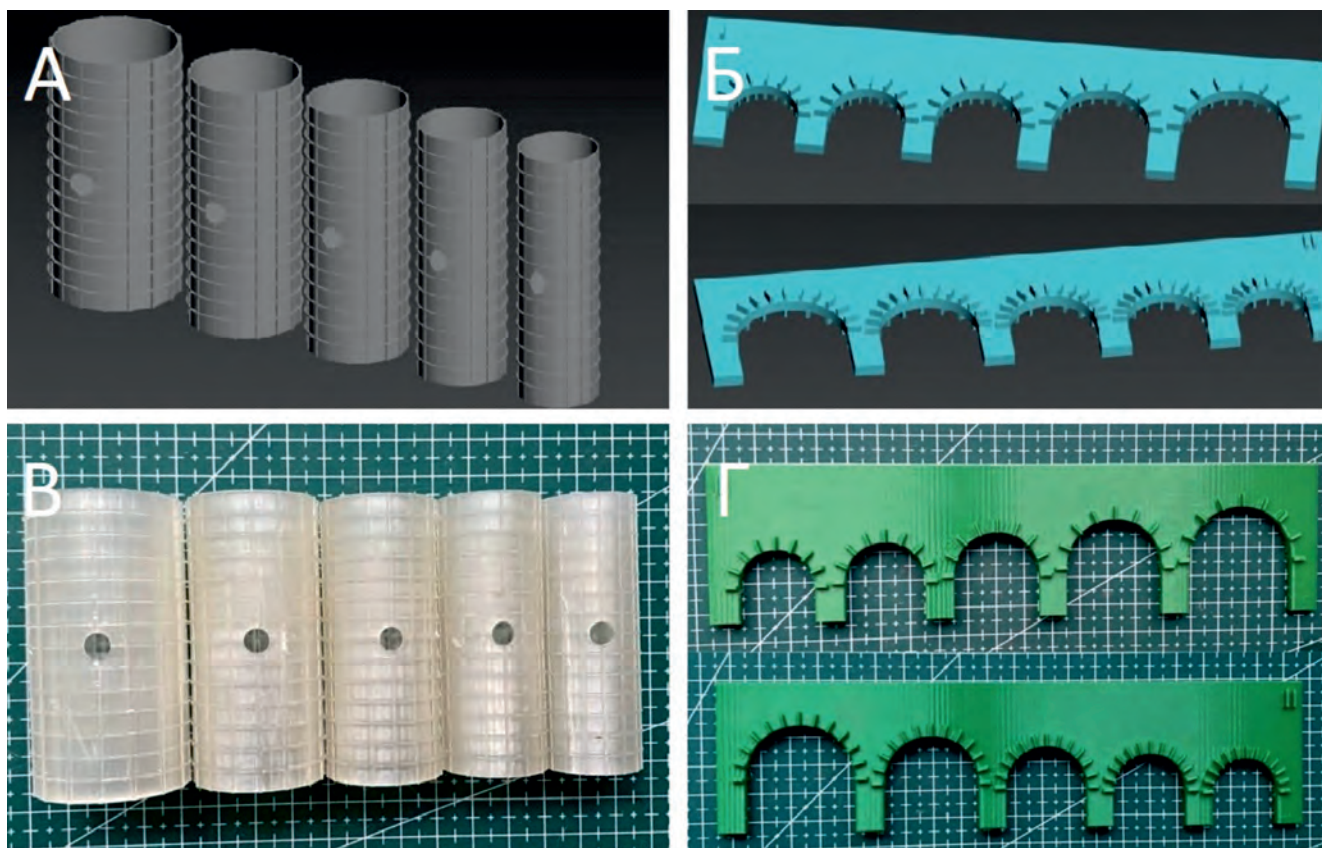


Рис. 1. Модели после 3D-печати

Примечание: А – спроектированные 3D-модели аорты; Б – спроектированная 3D-модель измерительной линейки с двух сторон (сторона I (вверху на рис. Б) – распределение на каждые 22,5°, сторона II (внизу на рис. Б) – распределение каждые 15°); В – готовые модели аорт от большего размера к меньшему (слева направо); Г – готовая модель измерительной линейки с двух сторон (сторона I (вверху на рис. Г) – распределение на каждые 22,5°, сторона II (внизу на рис. Г) – распределение каждые 15°).

Fig. 1. 3D printed models

Note: A – designed 3D aortic models; Б – designed 3D model of the measuring ruler from both sides (side I (top in Fig. Б) – distribution every 22.5°, side II (bottom in Fig. Б) – distribution every 15°); В – finished aortic models from largest to smallest (left to right); Г – finished model of the measuring ruler from both sides (side I (top in Fig. Г) – distribution every 22.5°, side II (bottom in Fig. Г) – distribution every 15°).

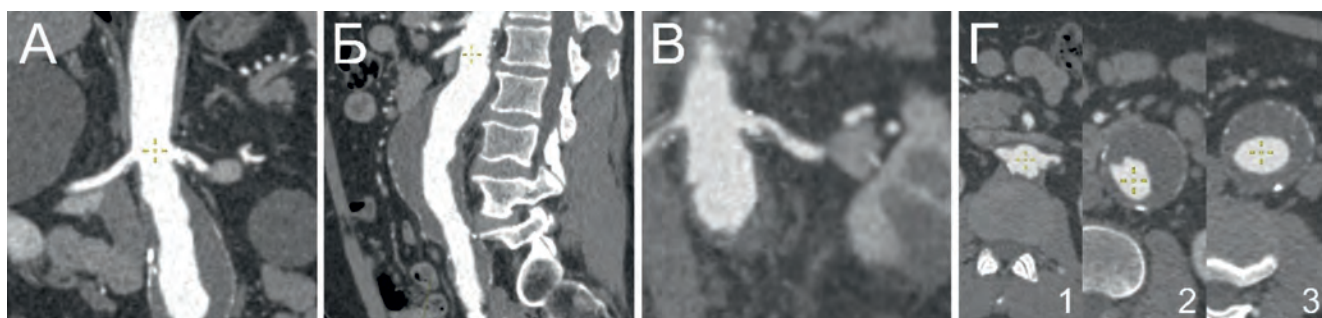


Рис. 2. Дооперационная МСКТ-ангиография одного из пациентов. А – аорта во фронтальном срезе. Визуализируется юкста-ренальная аневризма аорты; Б – аорта в сагиттальном срезе; В – стеноз левой почечной артерии; Г – аорта в аксиальном срезе на различных уровнях (Г-1 – уровень отхождения почечных артерий, Г-2, Г-3 – инфраренальный отдел аорты)

Fig. 2. Preoperative CT angiography of one of the patients. А – aorta in frontal section. A juxtarenal aortic aneurysm is visualized; Б – aorta in sagittal section; В – stenosis of the left renal artery; Г – aorta in axial section at different levels (Г-1 – level of the renal artery origins, Г-2, Г-3 – infrarenal aorta)

На основании вышеперечисленных данных, с применением заранее подготовленных эндоваскулярных протезов на моделях аорт, с помощью линейки с мерной шкалой в градусах и известным расстоянием между делениями мерной шкалы в мм, а также с учетом ориентиров самого эндоваскулярного протеза *in vitro* выполнялся выбор 2-й точки для фенестрации эндопротеза. Ориентирами эндоваскулярного протеза для последующей фенестрации *in vivo* выступали края непокрытой короны, а

также звенья самого эндопротеза. Этапы подготовки к хирургическому вмешательству представлены на рисунке 3 (дооперационная МСКТ-ангиография аорты, с учетом данных которой выполнялась подготовка эндоваскулярного протеза к вмешательству, представлена на рис. 2).

При выполнении эндоваскулярного протезирования аорты использовались стент-графты Endurant II (Medtronic, США). В почечные артерии выполнялась имплантация стент-графтов BeGraft (Bentley, Германия).

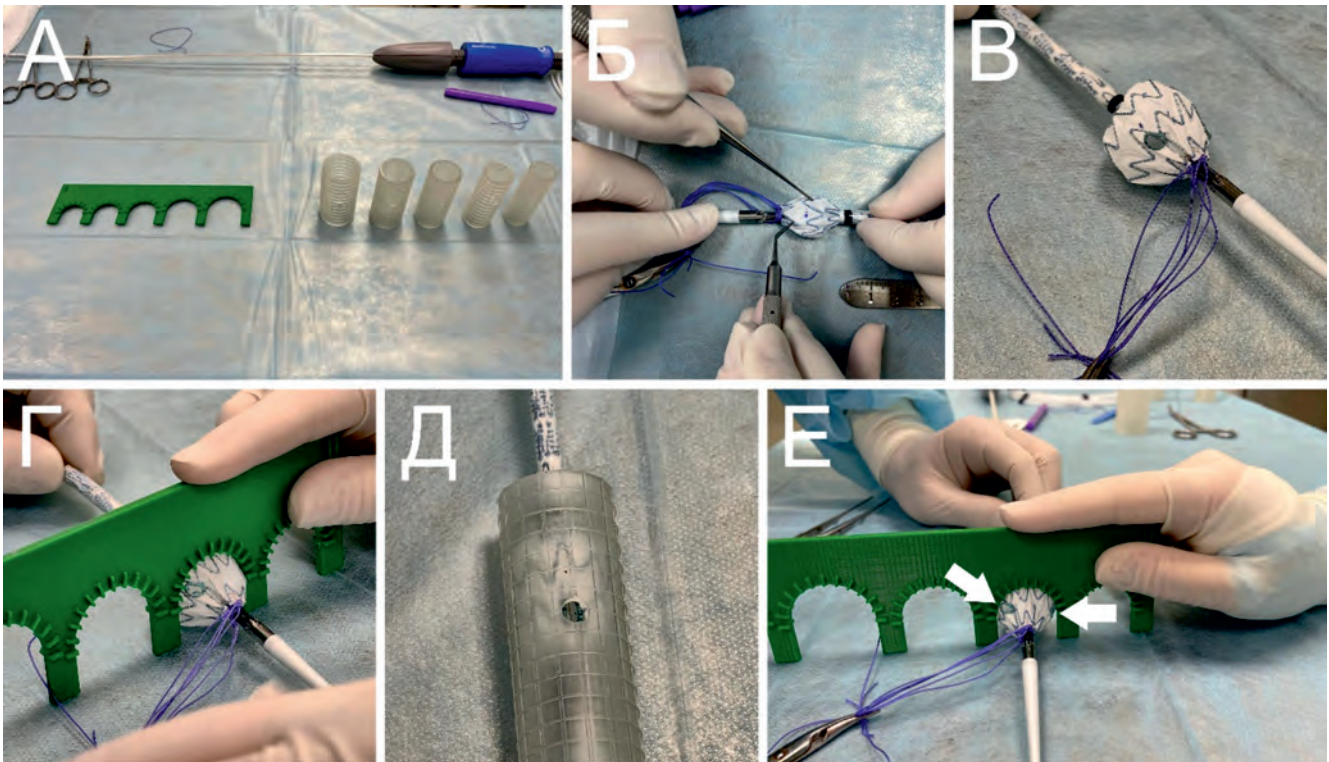


Рис. 3. Подготовка эндоваскулярного протеза к вмешательству. А – операционный стол с подготовленным эндопротезом (сверху), измерительной линейкой (внизу слева) и моделями аорт различных диаметров (внизу справа); Б – частично-раскрытый эндопротез, подготовленный для выполнения фенестраций; В – частично-раскрытый эндопротез с выполненной первой фенестрацией; Г, Д – оценка и выбор второй точки фенестрации с помощью измерительной линейки (Г) и модели аорты (Д); Е – оценка выполненной фенестрации с помощью измерительной линейки (2 фенестрации, одна из которых расположена на 10 ч (62°), вторая – на 3 ч (86°))

Fig. 3. Preparation of the endovascular graft for the procedure. А – operating table with the prepared endograft (top), measuring ruler (bottom left), and aortic models of various diameters (bottom right); Б – partially deployed endograft prepared for fenestrations; В – partially deployed endograft with the first fenestration completed; Г, Д – assessment and selection of the second fenestration point using the measuring ruler (Г) and the aortic model (Д); Е – assessment of the completed fenestration using the measuring ruler (two fenestrations, one located at 10 o'clock (62°), the other at 3 o'clock (86°))

Интраоперационно, по данным ангиографии, и в госпитальном периоде, по данным МСКТ-аортографии, оценивались следующие параметры: достижение технического и процедурного успеха вмешательства, достижение целевой позиции, частота позиционного промаха, частота развития таких осложнений, как эндолик 1А и 3-го типов. Также определялись такие количественные характеристики, как длительность хирургического вмешательства, объем использованного контрастного препарата и длительность рентгеноскопии.

Технический успех вмешательства предполагал имплантацию эндоваскулярного протеза в целевую или близкую к целевой позицию с последующей канюляцией обеих почечных артерий и имплантацией в них стент-графтов. Под целевой позицией подразумевалось расположение аортального эндопротеза таким образом, чтобы при визуальной оценке оперирующего хирурга центральные точки фенестр эндоваскулярного протеза совпадали с центральными осями почечных артерий пациента, по данным рентгеноскопии, с неизменным магистральным кровотоком по почечным артериям по данным интраоперационной ангиографии. Процентный успех обозначался отсутствием эндоликов 1А и 3-го типов по данным контрольной ангиографии на завершающем этапе процедуры и отсутствием необходимости перехода в открытое хирургическое вмешательство. Позиционный промах подразумевал полное несовпадение одной или обеих фенестр с устьями почечных артерий (с

учетом оценки данных МСКТ-аортографии на уровне отхождения почечных артерий пациента до вмешательства с исследованием после вмешательства).

Исследование было одобрено локальным этическим комитетом учреждения, все участвующие в исследовании пациенты дали свое добровольное согласие на участие в нем.

Статистическая обработка собранных данных проводилась с помощью компьютерного программного обеспечения SPSS STATISTICS 29.0.1.0 (IBM, США) и пакета прикладных программ Excel (Microsoft, США). Количественные переменные представлены в виде медианы, интерквартильного диапазона, минимального и максимального значений –  $Me$  ( $Q1$ – $Q3$ ; min, max), качественные переменные – в виде абсолютного значения и его частоты,  $n$  (%).

## Результаты

Технический и процедурный успех были достигнуты в 100% случаев ( $n = 7$ ), целевая или близкая к целевой позиция были зарегистрированы у всех пациентов. Позиционных промахов во время вмешательства не наблюдалось. Эндоликов 1А и 3-го типов зарегистрировано не было. Медиана длительности оперативного вмешательства составила 110 мин ( $Q1$ – $Q3$  – 102,5–120 мин; минимум – 94, максимум – 125 мин), медиана рентгеноскопии 69 мин ( $Q1$ – $Q3$  – 59–72 мин; минимум – 42, максимум – 78 мин). Медиана использованного контрастного препа-

рата составила 120 мл (Q1–Q3 – 105–140 мл; минимум – 100, максимум – 170 мл). Сложностей в канюляции и проведении стент-графтов в почечные артерии отмечено не было. Интраоперационные результаты отражены в таблице 5.

**Таблица 5.** Интраоперационные результаты

**Table 5.** Intraoperative Results

Показатель	Значение
Технический успех, <i>n</i> (%)	7 (100)
Процедурный успех, <i>n</i> (%)	7 (100)
Целевая позиция, <i>n</i> (%)	7 (100)
Диаметр фенестрации, мм ( <i>Me</i> (Q1-Q3; min, max))	6 (5,5–6; 5, 7)
Овальная форма фенестры, <i>n</i> (%)	5 (71,4)
Интраоперационные эндолики, <i>n</i> (%)	0 (0)
Длительность операции, мин ( <i>Me</i> (Q1-Q3; min, max))	110 (102,5–120; 94, 125)
Объем контраста, мл ( <i>Me</i> (Q1-Q3; min, max))	120 (105–140; 100, 170)
Время рентгенокопии, мин ( <i>Me</i> (Q1-Q3; min, max))	69 (59–72; 42, 78)
Длительность госпитализации, дни ( <i>Me</i> (Q1-Q3; min, max))	6 (6–7; 5, 7)

Ход оперативного вмешательства с применением фенестрированного эндоваскулярного протеза (с помощью дополнительных приспособлений) отражен на рисунке 4.

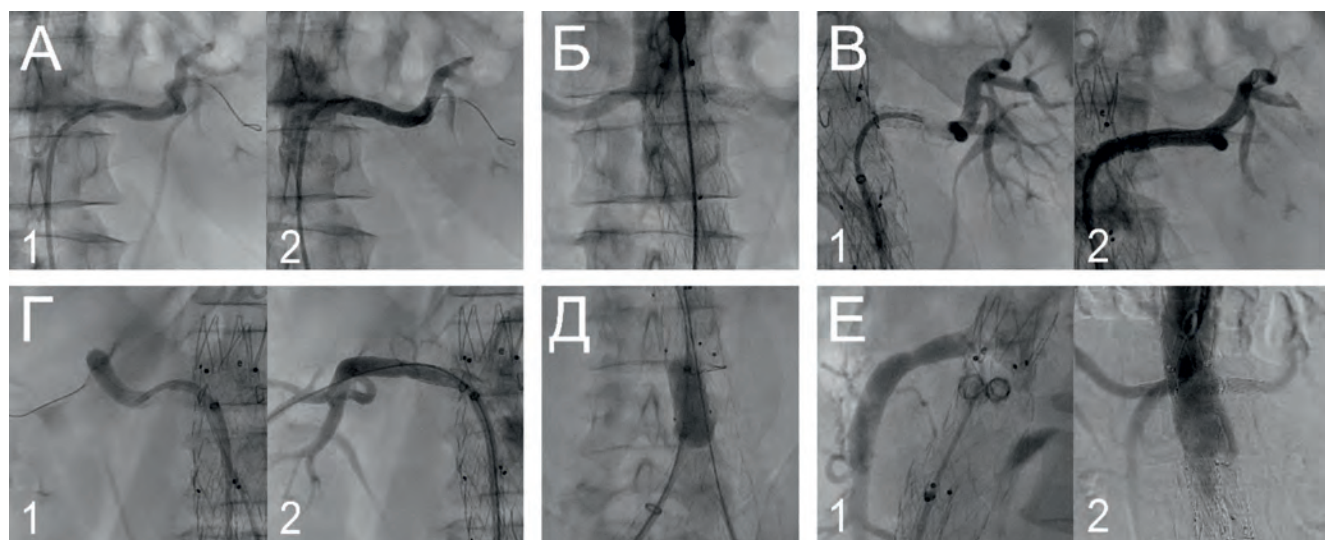
На рисунке 5 представлены данные контрольной МСКТ-аортографии одного из прооперированных пациентов (ранее на рис. 2, 3, 4 представлены данные пре-

доперационной МСКТ-ангиографии, этапы подготовки эндоваскулярного протеза и ход операции соответственно).

## Обсуждение

Технический успех в катетеризации висцеральных артериальных ветвей при эндоваскулярном протезировании с применением фенестрированных эндоваскулярных протезов зависит от планирования хирургического вмешательства, подготовки к эндопротезированию и самой имплантации эндоваскулярного протеза [7]. Планирование подразумевает тщательное, внимательное изучение брюшной анатомии аорты, а также высоты и углов отхождения висцеральных артерий. От расчетной точности измерений на данном этапе зависят размеры подбираемых эндоваскулярных устройств и техническая точность выполнения фенестраций рентгенохирургом на операционном столе [7]. Точное расположение фенестраций – определяющий фактор процедурного успеха, долгосрочной проходимости вовлеченных висцеральных артерий и отсутствия эндолика 3-го типа. Мы считаем этот этап самым важным, так как остальные шаги требуют аккуратной и технически точной работы хирурга согласно predeterminedенному на подготовительном этапе плану вмешательства.

Гипотеза предполагала, что для более точного выбора точки фенестрации перед вмешательством необходимо иметь универсальную модель с целью оценки расположения фенестраций. В недавнем исследовании P. Rypio и соавт. было продемонстрировано, что модифицированные на основе 3D-моделирования эндопротезы обладают



**Рис. 4.** Ход вмешательства с применением фенестрированного эндоваскулярного протеза с помощью дополнительных приспособлений. А – стентирование левой почечной артерии перед эндопротезированием аорты; А-1 – визуализирован стеноз проксимальной трети почечной артерии; А-2 – контрольная ангиография после стентирования почечной артерии; Б – в брюшной отдел аорты проведен и частично раскрыт фенестрированный эндоваскулярный протез, выполнено позиционирование эндоваскулярного протеза относительно устьев почечных артерий; В – имплантация стент-графта в левую почечную артерию; В-1 – катетеризована левая почечная артерия; В-2 – контрольная ангиография левой почечной артерии после имплантации стент-графта; Г – имплантация стент-графта в правую почечную артерию; Г-1 – катетеризована правая почечная артерия; Г-2 – контрольная ангиография правой почечной артерии после имплантации стент-графта; Д – постдилатация ветвей и зон их перекрытия на завершающем этапе вмешательства; Е – контрольная ангиография верхней брыжеечной артерии (рис. Е-1) и брюшного отдела аорты (рис. Е-2). Верхняя брыжеечная артерия и почечные артерии проходимы

Fig. 4. Course of the procedure using a fenestrated endovascular graft with the aid of additional devices. А – stenting of the left renal artery prior to aortic endografting; А-1 – stenosis of the proximal third of the renal artery is visualized; А-2 – control angiography after renal artery stenting; Б – the fenestrated endovascular graft is advanced into the abdominal aorta and partially deployed; positioning of the endograft relative to the renal artery ostia is performed; В – implantation of the stent graft into the left renal artery; В-1 – the left renal artery is catheterized; В-2 – control angiography of the left renal artery after stent graft implantation; Г – implantation of the stent graft into the right renal artery; Г-1 – the right renal artery is catheterized; Г-2 – control angiography of the right renal artery after stent graft implantation; Д – post dilatation of the branches and their overlapping zones at the final stage of the procedure; Е – control angiography of the superior mesenteric artery (Figure E-1) and the abdominal aorta (Fig. E-2). The superior mesenteric artery and the renal arteries are patent

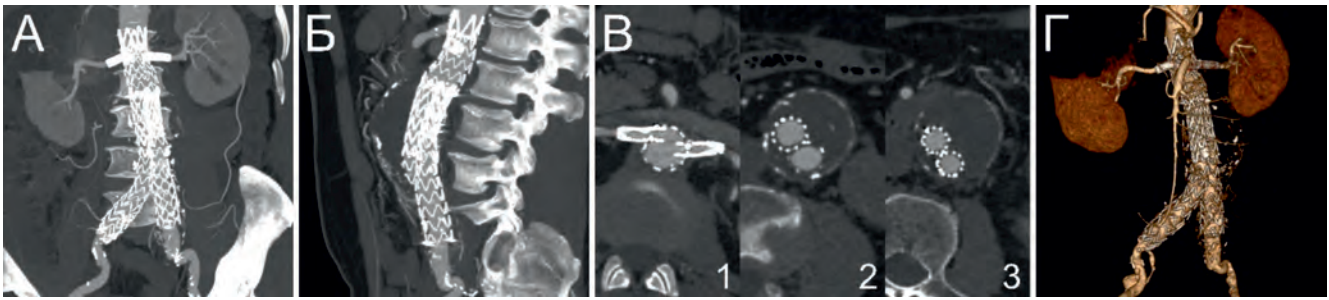


Рис. 5. Данные МСКТ-ангиографии через 1 месяц после эндоваскулярного лечения одного из пациентов (ранее на рис. 3, 4, 5 представлены данные предоперационной МСКТ-ангиографии, этапы подготовки эндоваскулярного протеза и ход операции соответственно). А – аорта во фронтальном срезе; Б – аорта в сагиттальном срезе; В – аорта в аксиальном срезе на различных уровнях (В-1 – уровень отхождения почечных артерий, В-2, В-3 – инфраренальный отдел аорты); Г – 3D-реконструкция аорты после эндопротезирования

Fig. 5. CT angiography data 1 month after endovascular treatment of one of the patients; А – aorta in frontal section; Б – aorta in sagittal section; В – aorta in axial section at different levels (B-1 – level of the renal artery origins, B-2, B-3 – infrarenal aorta). Г – 3D reconstruction of the aorta after endografting.

большей надежностью и лучшей ориентацией с целевыми сосудами, чем эндоваскулярные протезы, модифицированные исключительно на основе измерений МСКТ-аортографии [8]. Однако так как персонализированное 3D-моделирование и 3D-печать занимают длительное время и сопряжены с дополнительными финансовыми расходами, альтернативой является разработка универсального варианта аортальных моделей, а также универсальной мерной линейки, которые могут позволить быстро спланировать и рассчитать точки фенестрирования эндоваскулярного протеза перед хирургическим вмешательством для большинства пациентов.

Медиана диаметров фенестраций по результатам представленной работы составила 6 мм, при том большинство фенестраций имели овальную форму ( $n = 5$ ; 71,4%). Наиболее часто фенестры для почечных артерий имеют размеры  $6 \times 6$  мм или  $6 \times 8$  мм [9]. По нашему мнению, овальная фенестрация наиболее предпочтительна, поскольку упрощается катетеризация висцеральной ветви, что уменьшает риск позиционного промаха при недочетах планирования или неточном позиционировании, особенно при ангулированной проксимальной шейке. Однако если устройство имплантировано не точно или катетеризация висцеральных артерий невозможна, переход на открытую операцию может стать единственным вариантом лечения [10].

Согласно данным контрольной ангиографии, позиционных промахов отмечено не было. Результаты контрольной МСКТ-аортографии после вмешательства также не позволили выявить сколько-нибудь значимых отклонений между центральными осями целевых почечных артерий и центральными осями фенестраций. По мнению ряда авторов, отклонение при имплантации эндопротеза, не превышающее  $15^\circ$ , не рассматривается как критическое для последующей катетеризации висцеральных ветвей [11, 12].

Исходя из этого, можно предположить, что если до имплантации стент-графтов в почечные артерии и имело место некоторое несоответствие между осями фенестрации и почечных артерий, то, учитывая отсутствие технических затруднений при их катетеризации, оно было незначительным и, по всей видимости, не превышало  $15^\circ$ . В одном наблюдении (14,3%) возникли сложности при проведении стент-графта в почечную артерию. Вместе с тем это было связано не с погрешностью позиционирования фенестрации относительно устья почечной артерии,

а с наличием ранее имплантированного стента в данной артерии (в связи со стенозом, потребовавшим превентивного стентирования перед началом эндопротезирования аорты, см. рис. 4А).

Медиана времени рентгеноскопии составила 69 мин ( $Q1-Q3 - 59-72$ ; минимум – 42, максимум – 78 мин), что по косвенным данным незначительно больше в сравнении со стандартным фенестрированным эндопротезированием, где средняя продолжительность рентгеноскопии, согласно данным метаанализа Y. Li и соавт., составляет 64 мин (минимум – 5, максимум – 223 мин). При этом среднее время вмешательства было косвенно меньше и составило 110 мин ( $Q1-Q3 - 102,5-120$ ; минимум – 94, максимум – 125 мин) по сравнению с 261 мин (минимум 80, максимум 554 мин) по совокупным данным 7 исследований в представленном метаанализе. Среднее количество контрастного препарата было косвенно меньше, чем при стандартном фенестрированном эндоваскулярном протезировании. Оно составило 120 мл ( $Q1-Q3 - 105-140$  мл; минимум – 100, максимум – 170 мл), что меньше по сравнению с объемом в 166 мл (минимум 90, максимум 465 мл), по результатам 6 исследований в метаанализе Y. Li [13].

Полученные данные и значения свидетельствуют об эффективности предложенной методики фенестрирования эндоваскулярного протеза с применением разработанных дополнительных универсальных приспособлений. Следует принимать во внимание, что представленная технология может быть востребована при выполнении двух фенестраций или более; однако в таком случае требуются проведение дополнительных исследований. При несистематическом поиске литературы в различных научных базах данных мы не смогли найти какую-либо информацию о применении методов, подобных представленному, тогда как имеются многочисленные сведения о применении индивидуального 3D-моделирования и технологии 3D-печати [8, 14].

Таким образом, предложенная технология может применяться для повышения точности при выборе двух точек фенестрирования стент-графта, однако необходимо проведение большего количества хирургических вмешательств для объективизации результатов с применением предложенной универсальной технологии. Следовательно, планируется продолжить набор пациентов для проведения исследований в этом направлении, что в перспективе позволит применить более сложные статистические

методы для оценки результатов, включая регрессионный анализ для выявления предикторов сложности канюляции почечных артерий и оптимизации отбора пациентов.

## Заключение

В двухэтапном исследовании разработан и апробирован универсальный инструментарий для выбора точек фенестрирования стент-графта при юкста- и параренальном эндопротезировании брюшной аорты. На первом этапе спроектированы и изготовлены набор цилиндрических моделей аорт с угловой разметкой и измерительная линейка с двумя шкалами. На втором этапе указанные приспособления применены у 7 пациентов.

## Литература / References

1. Cherian A.M., Venu R., Raja P.I. et al. Outcomes of Endovascular Aneurysm Repair (EVAR) Compared to Open Repair in Abdominal Aortic Aneurysm: An Umbrella Meta-Analysis. *Cureus*. 2024;26(6):e63183. <https://doi.org/10.7759/cureus.63183>
2. Mees B. FEVAR Is Durable, Now Let's Focus On the Patient's Durability. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 2023;66(2):167–168. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2023.06.013>
3. Baldeh T., Reilly T., Mansoor T. et al. Systematic Review and Meta-analysis of Fenestrated and Chimney/Snorkel Techniques for Endovascular Repair of Juxtarenal Aortic Aneurysms. *J. Endovasc. Ther.* 2025;32(6):1836–1845. <https://doi.org/10.1177/15266028241231171>
4. Аbugov С.А., Власко Г.С., Поляков Р.С. и др. Эндоваскулярное лечение аневризм брюшной аорты с применением фенестрированных эндографтов, изготовленных под заказ компанией-производителем. *Consilium Medicum*. 2023;25(10):698–702. <https://doi.org/10.26442/20751753.2023.10.202254>  
Abugov S.A., Vlasko G.S., Polyakov R.S. et al. Endovascular aneurysm repair using fenestrated endoprostheses made to order from the manufacturer: Case report. *Consilium Medicum*. 2023;25(10):698–702. (In Russ.). <https://doi.org/10.26442/20751753.2023.10.202254>
5. Поляков Р.С., Пурецкий М.В., Марданян Г.В. и др. Применение модифицированного фенестрированного стент-графта при юкстаренальных аневризмах. Клиническая и экспериментальная хирургия. *Журнал имени академика Б.В. Петровского*. 2022;10(4):16–21. <https://doi.org/10.33029/2308-1198-2022-10-4-16-21>  
Polyakov R.S., Pureskiy M.V., Mardanyan G.V. et al. The use of physician-modified stent graft during EVAR in patient with juxtarenal aneurysm. *Clinical and Experimental Surgery. Petrovsky Journal*. 2022;10(4):16–21. (In Russ.). <https://doi.org/10.33029/2308-1198-2022-10-4-16-21>
6. Coles-Black J., Bolton D., Robinson D., Chuen J. Utility of 3D printed

abdominal aortic aneurysm phantoms: a systematic review. *ANZ J. Surg.* 2021;91(9):1673–1681. <https://doi.org/10.1111/ans.16763>

7. Karelis A., Dias N.V. Navigating the Twist and Turn: Deciphering Misalignment in FEVAR. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 2024;67(5):775–776. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2023.11.014>

8. Rynio P., Gutowski P., Kazmierczak A. Physician-Modified Stent-Grafts Created in the Three-Dimensionally Aortic Template Have Better Reliability and Greater Alignment With the Target Vessels Than Stent-Grafts Modified Based on Measurements From Computed Tomography. *J. Endovasc. Ther.* 2023;30(5):769–778. <https://doi.org/10.1177/15266028221095396>

9. Verhoeven E.L., Katsargyris A., Fernandes e Fernandes R. et al. Practical points of attention beyond instructions for use with the Zenith fenestrated stent graft. *J. Vasc. Surg.* 2014;60(1):246–252. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.01.065>

10. Uflacker R., Robison J.D., Schonholz C., Ivancev K. Clinical experience with a customized fenestrated endograft for juxtarenal abdominal aortic aneurysm repair. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 2006;17(12):1935–1942. <https://doi.org/10.1097/01.RVI.0000248828.92093.1A>

11. Nordon I.M., Hinchliffe R.J., Manning B. et al. Toward an “off-the-shelf” fenestrated endograft for management of short-necked abdominal aortic aneurysms: an analysis of current graft morphological diversity. *J. Endovasc. Ther.* 2010;17(1):78–85. <https://doi.org/10.1583/09-2895R.1>

12. Derycke L., Sénémaud J., Perrin D. et al. Patient Specific Computer Modelling for Automated Sizing of Fenestrated Stent Grafts. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 2020;59(2):237–246. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2019.10.009>

13. Li Y., Hu Z., Bai C. et al. Fenestrated and Chimney Technique for Juxtarenal Aortic Aneurysm: A Systematic Review and Pooled Data Analysis. *Sci. Rep.* 2016;12(6):20497. <https://doi.org/10.1038/srep20497>

14. Coles-Black J., Bolton D., Chuen J. Accessing 3D Printed Vascular Phantoms for Procedural Simulation. *Front. Surg.* 2021;27(7):626212. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2020.626212>

Полученные результаты позволяют признать предложенную методику как эффективную, экономически целесообразную альтернативу, дающую возможность сократить время ожидания вмешательства у пациентов с высоким риском разрыва аневризмы. Необходимо дальнейшее накопление клинического материала для объективизации выводов.

## Информация о вкладе авторов

Поляков Р.С. – дизайн исследования, обработка материала, редактирование текста; Власко Г.С. – дизайн исследования, анализ и обработка материала, статистическая обработка данных, написание текста; Карамян Д.А. – обработка материала; Пурецкий М.В. – концепция исследования, экспертная оценка; Марданян Г.В. – концепция исследования, экспертная оценка; Кур-ипа К.А. – обработка материала; Сафонова В.М. – обработка материала; Саакян Ю.М. – концепция исследования, экспертная оценка; Аbugov С.А. – концепция исследования, экспертная оценка. Утверждение окончательного варианта статьи, ответственность за целостность всех частей статьи — все соавторы.

## Information on author contributions

Polyakov R.S. – research design, material processing, text editing; Vlasko G.S. – research design, material analysis and processing, statistical data processing, text writing; Karamyan D.A. – material processing; Pureskiy M.V. – research concept, expert assessment; Mardanyan H.V. – research concept, expert assessment; Kur-ipa K.A. – material processing; Safonova V.M. – material processing; Saakyan Yu.M. – research concept, expert assessment; Abugov S.A. – research concept, expert assessment. Approval of the final version of the article, responsibility for the integrity of all parts of the article – all co-authors.

**Конфликт интересов:** авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Conflict of interest:** the authors declare no conflict of interest.

## Сведения об авторах

**Поляков Роман Сергеевич**, д-р мед. наук, главный научный сотрудник, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения, РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского, Москва, Россия, e-mail: [roman.polyakov@gmail.com](mailto:roman.polyakov@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-9323-4003>.

**Власко Гордей Станиславович**, канд. мед. наук, младший научный сотрудник, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского; врач, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения, ФГАУ НМИЦ «Лечебно-реабилитационный центр», Москва, Россия, e-mail: [i@GordeyVlasko.ru](mailto:i@GordeyVlasko.ru); <https://orcid.org/0000-0001-8521-7126>.

**Карамян Джульетта Арташесовна**, канд. мед. наук, врач по рентгенэндоваскулярным диагностике и лечению МНОИ МГУ им. М. В. Ломоносова; ст. науч. сотр. отделения РХМДил МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского Москва, Россия, e-mail: [dr.karamyan@mail.ru](mailto:dr.karamyan@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0001-7803-4698>.

**Пурецкий Михаил Владимирович**, д-р мед. наук, главный научный сотрудник, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения, РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского, Москва, Россия, e-mail: [puretsky@mail.ru](mailto:puretsky@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0003-4988-4102>.

**Марданян Гайк Ваникович**, д-р мед. наук, ведущий научный сотрудник, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения, РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского, Москва, Россия, e-mail: [haikrurg@gmail.com](mailto:haikrurg@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-7442-520X>.

**Кур-ипа Киазим Асланович**, аспирант, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения, РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского, Москва, Россия, e-mail: [kuripo90@gmail.com](mailto:kuripo90@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-2395-5999>.

**Сафонова Вера Михайловна**, аспирант, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения, РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского, Москва, Россия, e-mail: [veragaskarth@gmail.com](mailto:veragaskarth@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0003-4631-2408>.

**Саакян Юрий Мамиконович**, д-р мед. наук, главный научный сотрудник, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского, Москва, Россия, e-mail: [ysaak@mail.ru](mailto:ysaak@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0002-4497-1832>.

**Абугов Сергей Александрович**, д-р мед. наук, чл.-корр. РАН, заведующий отделением рентгенохирургических методов диагностики и лечения, РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского, Москва, Россия, e-mail: [sabugov@gmail.com](mailto:sabugov@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0001-7636-4044>.

## Information about the authors

**Roman S. Polyakov**, Dr. Sci. (Med.), Senior Research Scientist, Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow, Russia, e-mail: [roman.polyakov@gmail.com](mailto:roman.polyakov@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-9323-4003>.

**Gordey S. Vlasko**, Cand. Sci. (Med.), Junior Research Scientist, Petrovsky National Research Center of Surgery; Surgeon, Department of X-ray Surgery, National Medical Research Treatment and Rehabilitation Center, Moscow, Russia, e-mail: [i@GordeyVlasko.ru](mailto:i@GordeyVlasko.ru); <https://orcid.org/0000-0001-8521-7126>.

**Dzhul'etta A. Karamyan**, Cand. Sci. (Med.), Surgeon, Department of X-ray Surgery, Medical Research and Educational Center of Lomonosov; Senior Research Scientist, Department Moscow Regional Research and Clinical Institute, Moscow, Russia, e-mail: [dr.karamyan@mail.ru](mailto:dr.karamyan@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0001-7803-4698>.

**Mikhail V. Pureckiy**, Dr. Sci. (Med.), Senior Research Scientist, Department of X-ray Surgery, Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow, Russia, e-mail: [puretsky@mail.ru](mailto:puretsky@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0003-4988-4102>.

**Hayk V. Mardanyan**, Dr. Sci. (Med.), Leading Research Scientist, Department of X-ray Surgery, Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow, Russia, e-mail: [haikrurg@gmail.com](mailto:haikrurg@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-7442-520X>.

**Kiazim A. Kur-ipa**, Graduate Student, Department of X-ray Surgery, Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow, Russia, e-mail: [kuripo90@gmail.com](mailto:kuripo90@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-2395-5999>.

**Vera M. Safonova**, Graduate Student, Department of X-ray Surgery, Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow, Russia, e-mail: [veragaskarth@gmail.com](mailto:veragaskarth@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0003-4631-2408>.

**Yuri M. Saakyan**, Dr. Sci. (Med.), Senior Research Scientist, Department of X-ray Surgery, Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow, Russia, e-mail: [ysaak@mail.ru](mailto:ysaak@mail.ru); <https://orcid.org/0000-0002-4497-1832>.

**Sergey A. Abugov**, Dr. Sci. (Med.), Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Head of the Department of X-ray Surgery, Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow, Russia, e-mail: [sabugov@gmail.com](mailto:sabugov@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0001-7636-4044>.

Received 07.11.2025;  
review received 06.03.2026;  
accepted for publication 01.04.2026.

Поступила 07.11.2025;  
рецензия получена 06.03.2026;  
принята к публикации 01.04.2026.