

# Сравнительная оценка радиальной растяжимости и жесткости стенки поверхностной бедренной артерии у здоровых добровольцев и пациентов после различных видов ее реваскуляризации

А.А. Гостев<sup>1</sup>, О.С. Осипова<sup>1</sup>, И.И. Волкова<sup>1</sup>, В.Б. Стародубцев<sup>1</sup>, О.В. Крестьянинов<sup>1,2</sup>, А.А. Карпенко<sup>3</sup>

**Для корреспонденции:** Александр Александрович Гостев, [dr.gostev@gmail.com](mailto:dr.gostev@gmail.com)

Поступила в редакцию 22 октября 2025 г.  
Исправлена 10 ноября 2025 г. Принята к печати 29 января 2026 г.

**Цитировать:** Гостев А.А., Осипова О.С., Волкова И.И., Стародубцев В.Б., Крестьянинов О.В., Карпенко А.А. Сравнительная оценка радиальной растяжимости и жесткости стенки поверхностной бедренной артерии у здоровых добровольцев и пациентов после различных видов ее реваскуляризации. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2026;30(1): 67-77. <https://doi.org/10.21688/1681-3472-2026-1-67-77>

## Информированное согласие

Получено информированное согласие пациентов и здоровых добровольцев на использование медицинских данных в научных целях.

## Финансирование

Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант № 23-75-10047).

## Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## Вклад авторов

Концепция и дизайн работы: все авторы  
Сбор и анализ данных: А.А. Гостев, О.С. Осипова, И.И. Волкова, В.Б. Стародубцев  
Статистическая обработка данных: А.А. Гостев, О.С. Осипова  
Написание статьи: А.А. Гостев, О.С. Осипова, И.И. Волкова, В.Б. Стародубцев  
Исправление статьи: О.В. Крестьянинов, А.А. Карпенко  
Утверждение окончательного варианта статьи: все авторы

## ORCID

А.А. Гостев, <https://orcid.org/0000-0002-7806-7868>  
О.С. Осипова, <https://orcid.org/0000-0002-7418-3298>  
И.И. Волкова, <https://orcid.org/0000-0001-6575-9008>  
В.Б. Стародубцев, <https://orcid.org/0000-0002-4913-614X>  
О.В. Крестьянинов, <https://orcid.org/0000-0001-5214-8996>  
А.А. Карпенко, <https://orcid.org/0000-0001-6101-3313>

© Гостев А.А., Осипова О.С., Волкова И.И., Стародубцев В.Б., Крестьянинов О.В., Карпенко А.А., 2026

<sup>1</sup> Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

<sup>2</sup> Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Новосибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

<sup>3</sup> Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научно-клинический центр физико-химической медицины имени академика Ю.М. Лопухина» Федерального медико-биологического агентства, Москва, Российская Федерация

## Аннотация

**Актуальность.** Исследование упруго-эластических свойств артерий нижних конечностей необходимо для разработки методов эффективного хирургического лечения и прогнозирования их осложнений.

**Цель.** Целью нашего исследования было сравнение радиальных деформационных свойств (жесткости и радиальной растяжимости сосудистой стенки) различных сегментов нативных артерий бедренно-подколенного сегмента и артерий после различных реконструктивных вмешательств в физиологических условиях с помощью ультразвуковой визуализации.

**Методы.** Проведено проспективное когортное исследование ( $n = 40$ ). Были сформированы 4 группы: 1-я группа ( $n = 10$ ) – здоровые добровольцы; 2-я группа – пациенты после полузакрытой петлевой эндартерэктомии ( $n = 10$ ); 3-я группа – пациенты после эндоваскулярной реканализации поверхностной бедренной артерии с использованием резаных нитиноловых стентов ( $n = 10$ ); 4-я группа – пациенты после эндоваскулярной реканализации поверхностной бедренной артерии с использованием плетеных нитиноловых стентов ( $n = 10$ ). Всем участникам проводилось ультразвуковое измерение индекса жесткости и радиальной растяжимости сосудистой стенки в 5 точках.

**Результаты.** Радиальная растяжимость стенки бедренно-подколенных артерий в положении лежа составляет в среднем 10 %, за исключением области Гунтерова (приводящего) канала, где она почти в 4 раза меньше (2,8 %;  $p < 0,001$ ). В положении лежа дезоблитерированная поверхностная бедренная артерия после петлевой эндартерэктомии в приводящем канале бедра имеет в 2 раза большую (5,6 %) радиальную растяжимость сосудистой стенки по сравнению с нативной артерией. Стентированная поверхностная бедренная артерия демонстрирует значительное снижение радиальной растяжимости сосудистой стенки в обоих положениях (0,6–0,7 %).

**Заключение.** Радиальная растяжимость стенки поверхностной бедренной артерии в физиологических условиях неоднородна, при этом наименьшая растяжимость отмечается в области Гунтерова канала. Полузакрытая эндартерэктомия сохраняет приемлемую биомеханику артерии, в то время как стентирование значительно увеличивает жесткость стенки, что может являться одной из причин его неудовлетворительных отдаленных результатов. Необходима разработка стентов со свойствами, близкими к свойствам нативных артерий.

**Ключевые слова:** атеросклероз; биомиметика; заболевание периферических артерий; индекс жесткости; радиальная растяжимость сосудистой стенки; ультразвукография



# Comparative assessment of radial distensibility and wall stiffness of the superficial femoral artery in healthy volunteers and patients after various types of its revascularization

Alexander A. Gostev<sup>1</sup>, Olesia S. Osipova<sup>1</sup>, Irina I. Volkova<sup>1</sup>, Vladimir B. Starodubtsev<sup>1</sup>, Oleg V. Krestyaninov<sup>1,2</sup>, Andrey A. Karpenko<sup>3</sup>

**Corresponding author:** Alexander A. Gostev, [dr.gostev@gmail.com](mailto:dr.gostev@gmail.com)

Received 22 October 2025. Revised 10 November 2025. Accepted 29 January 2026.

**How to cite:** Gostev A.A., Osipova O.S., Volkova I.I., Starodubtsev V.B., Krestyaninov O.V., Karpenko A.A. Comparative assessment of radial distensibility and wall stiffness of the superficial femoral artery in healthy volunteers and patients after various types of its revascularization. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2026;30(1):67-77. (In Russ.) <https://doi.org/10.21688/1681-3472-2026-1-67-77>

## Informed consent

The patient's and healthy volunteers informed consents to use the records for medical purposes are obtained.

## Funding

The study was carried out with funding from the Russian Science Foundation (grant No. 23-75-10047).

## Conflicts of interest

The authors declare no conflicts of interest.

## Contribution of the authors

Conception and study design: all authors  
Data collection and analysis: A.A. Gostev, O.S. Osipova, I.I. Volkova, V.B. Starodubtsev  
Statistical analysis: A.A. Gostev, O.S. Osipova  
Drafting the article: A.A. Gostev, O.S. Osipova, I.I. Volkova, V.B. Starodubtsev  
Critical revision of the article: O.V. Krestyaninov, A.A. Karpenko  
Final approval of the version to be published: all authors

## ORCID

A.A. Gostev, <https://orcid.org/0000-0002-7806-7868>  
O.S. Osipova, <https://orcid.org/0000-0002-7418-3298>  
I.I. Volkova, <https://orcid.org/0000-0001-6575-9008>  
V.B. Starodubtsev, <https://orcid.org/0000-0002-4913-614X>  
O.V. Krestyaninov, <https://orcid.org/0000-0001-5214-8996>  
A.A. Karpenko, <https://orcid.org/0000-0001-6101-3313>

© 2026 Gostev et al.



<sup>1</sup> Meshalkin National Medical Research Center, Novosibirsk, Russian Federation

<sup>2</sup> Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russian Federation

<sup>3</sup> Lopukhin Federal Research and Clinical Center of Physical-Chemical Medicine of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russian Federation

## Abstract

**Introduction.** The study of the elastic properties of the arteries of the lower extremities is necessary for the development of methods for effective surgical treatment and the prediction of their complications.

**Objective.** The aim of our study was to compare the radial deformation properties (stiffness and radial extensibility of the vascular wall) of various segments of native arteries of the femoropopliteal segment and arteries after various reconstructive interventions under physiological conditions using ultrasound imaging.

**Methods.** A prospective cohort study ( $n = 40$ ) was conducted. Four groups were formed: Group 1 ( $n = 10$ ) – healthy volunteers; Group 2 – patients after semi-closed loop endarterectomy ( $n = 10$ ); Group 3 – patients after endovascular recanalization of the superficial femoral artery using cut nitinol stents ( $n = 10$ ); Group 4 – patients after endovascular recanalization of the superficial femoral artery using braided nitinol stents ( $n = 10$ ). All participants underwent ultrasound measurement of the stiffness index and radial extensibility of the vascular wall at 5 points.

**Results.** Radial extensibility of the femoropopliteal artery wall in the supine position averages 10 %, with the exception of the Hunter's canal region, where it is almost 4 times lower (2.8 %,  $p < 0.001$ ). In the supine position, the deobliterated superficial femoral artery after loop endarterectomy in the adductor canal of the femur has a 2-fold higher (5.6 %) radial extensibility of the vascular wall compared to the native artery. The stented superficial femoral artery demonstrates a significant decrease in radial distensibility of the vessel wall in both positions (0.6–0.7 %).

**Conclusion.** Radial distensibility of the superficial femoral artery wall under physiological conditions is nonuniform, with the lowest distensibility observed in the Hunter's canal. Semi-closed endarterectomy maintains acceptable arterial biomechanics, while stenting significantly increases wall stiffness, which may be one of the reasons for its unsatisfactory long-term results. The development of stents with properties similar to those of native arteries is necessary.

**Keywords:** atherosclerosis; biomimetics; peripheral arterial disease; radial distensibility of the vascular wall; stiffness index; ultrasonography

## Введение

Артерии бедренно-подколенного сегмента наиболее часто поражаются атеросклерозом, а их реконструкция сопровождается высокой частотой рестенозов и реинтервенций [1–3]. Возможно, это связано с тем, что артерии данного сегмента подвергаются различным деформациям при физиологических движениях в суставах, а также подвержены воздействию окружающих структур, например мышечно-фасциального футляра приводящего (Гунтерова) канала бедра [4]. Среди инфраингвинальных артерий наиболее часто поражается атеросклерозом поверхностная бедренная артерия (ПБА), что в итоге приводит к ее окклюзии и, как следствие, к развитию хронической ишемии нижних конечностей (ХИНК) со значимым снижением качества жизни и к инвалидизации в случае потери конечности [5]. В связи с этим понимание биомеханических особенностей артерий различных сегментов, а также устройств, используемых для реваскуляризации, может помочь объяснить неудовлетворительные отдаленные результаты лечения и улучшить их.

Биомеханика артерий – это научная область, изучающая механические свойства и реакцию артерий на воздействие различных сил и напряжений, а также их влияние на нормальное функционирование и развитие патологий сосудистой системы. Данная область объединяет знания из областей механики, биологии и медицины для понимания того, как артерии деформируются, сокращаются и реагируют на гемодинамические факторы, такие как кровяное давление и объем кровотока [6]. В основе функционирования артерий лежат упруго-эластические свойства артериальной стенки – ее радиальная деформация позволяет артериям выполнять роль гидравлического демпфера, в то время как пульсирующая активность важна как для общей гемодинамики и поддержания достаточного кровотока во время диастолы (эластичная стенка поглощает энергию во время систолы, высвобождая ее во время диастолы), так и для обеспечения функционирования эндотелия, питания стенки сосуда [7; 8].

Однако данные о биомеханике, в частности об особенностях радиальной деформации, артерий бедренно-подколенного сегмента остаются ограниченными [9]. Наиболее часто в литературе поднимается проблема нерадиальных деформаций ПБА [10–13]. В основном представление о деформационных свойствах артерий нижних конечностей получено путем экспериментальных исследований на статичных моделях (экспериментальные стенды, трупный материал, данные контрастной компьютерной томографии).

Исследований биомеханики ПБА в физиологических условиях достаточно мало [14].

Основным неинвазивным методом исследования упруго-эластических свойств артерий в физиологических условиях является ультразвуковое исследование. Оно позволяет измерить жесткость, податливость и деформацию артериальной стенки в различных положениях тела в пространстве [15].

Целью нашего исследования была оценка индекса жесткости (ИЖ) и радиальной растяжимости сосудистой стенки (РРС) различных сегментов нативных инфраингвинальных артерий, а также имплантированных устройств у пациентов с атеросклерозом артерий нижних конечностей после различных реконструктивных вмешательств на инфраингвинальном артериальном сегменте (полузакрытая петлевая эндартерэктомия из ПБА, стентирование с использованием резаных и плетеных нитиноловых стентов) в физиологических условиях с помощью ультразвуковой визуализации.

## Методы

### Дизайн исследования

Проспективное когортное пилотное исследование добровольцев без атеросклеротического поражения инфраингвинальных артерий и пациентов с атеросклерозом артерий нижних конечностей после различных реконструктивных вмешательств на инфраингвинальном артериальном сегменте (полузакрытая петлевая эндартерэктомия из ПБА, стентирование с использованием резаных и плетеных нитиноловых стентов) было проведено в соответствии с принципами Хельсинкской декларации и рекомендациями по надлежащей клинической практике. Исследование одобрено Локальным этическим комитетом (код протокола – 23-75-10047, дата одобрения – 14.08.2023).

Были сформированы четыре исследуемые группы (рис. 1): 1-я группа – здоровые добровольцы; 2-я группа – пациенты после полузакрытой петлевой эндартерэктомии из ПБА; 3-я группа – пациенты после эндоваскулярной реканализации ПБА с использованием резаных нитиноловых стентов); 4-я группа – пациенты после эндоваскулярной реканализации ПБА с использованием плетеных нитиноловых стентов. В исследование включено 40 человек, по 10 человек в каждой группе.

### Отбор здоровых добровольцев

**Критерии включения:** добровольцы мужского пола в возрасте 18–35 лет без симптомов и признаков атеросклеротического поражения перифериче-

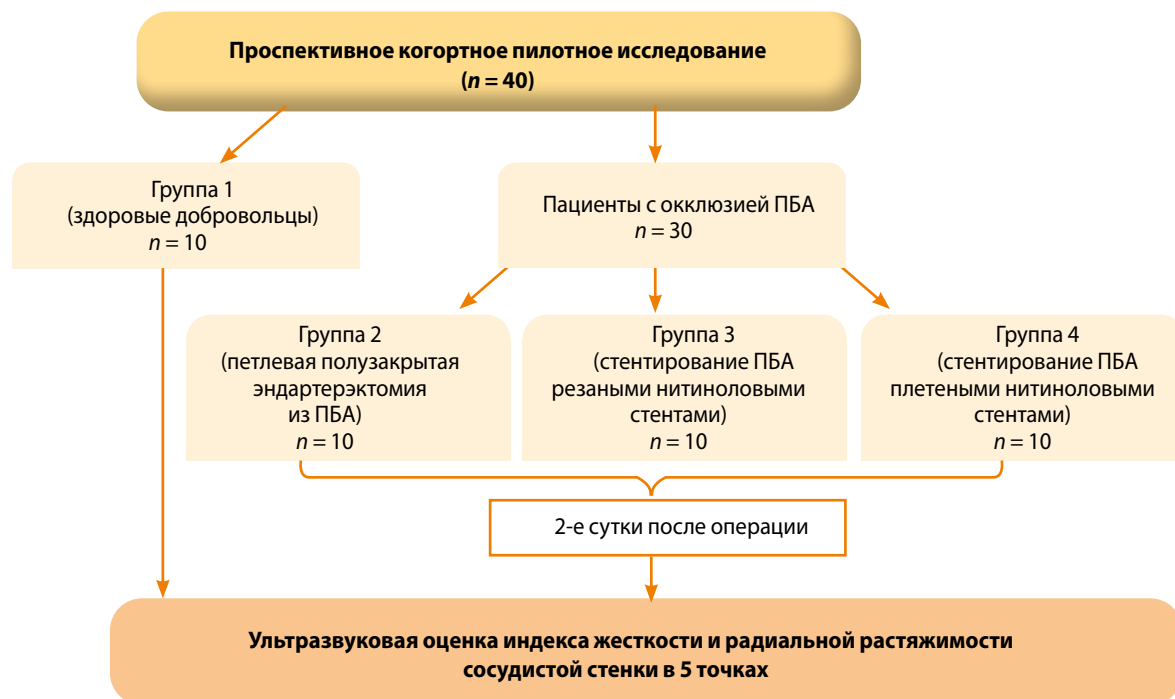


Рис. 1. Дизайн исследования

Примечание. ПБА – поверхностная бедренная артерия.

ских артерий по данным УЗИ артерий нижних конечностей; подписанное добровольное информированное согласие участника исследования; ИМТ – 18,5–30 кг/м<sup>2</sup>.

**Критерии исключения:** отягощенный аллергологический анамнез; наличие хронической и острой патологии сердечно-сосудистой, дыхательной, выделительной, интестинальной и эндокринной систем; поражения центральной и периферической нервной системы; нарушения опорно-двигательного аппарата; травмы и/или операции на нижних конечностях; поражение кожных покровов нижних конечностей; острые инфекционные заболевания менее чем за 4 недели до начала исследования; прием лекарственных препаратов, оказывающих выраженное влияние на гемодинамику; донорство (450 мл крови или плазмы и более) менее чем за 2 месяца до начала исследования; анамнестические сведения об алкоголизме, наркомании, злоупотреблении лекарственными препаратами; курение; профессиональные спортсмены.

#### Отбор пациентов

**Критерии включения:** взрослые пациенты с окклюзионным атеросклеротическим поражением ПБА, симптомами перемежающейся хромоты с дистанцией безболезной ходьбы менее 200 м или болью в по-

кое (степень ХИНК – 2Б и 3 по А.В. Покровскому) после успешно выполненной реваскуляризирующей процедуры выше щели коленного сустава (полужакртытая петлевая эндартерэктомия из ПБА, стентирование с использованием резаных и плетеных нитиноловых стентов без выхода дистального конца стента в сегмент P1 подколенной артерии) в раннем послеоперационном периоде (3–7 дней после операции).

**Критерии исключения:** ипсилатеральное поражение подвздошных артерий; предшествующие операции на ипсилатеральных артериях; пациенты с аневризмой аорты; пациенты, перенесшие реконструкцию аневризмы аорты.

#### Методы исследования жесткости и податливости растяжения сосудистой стенки

Всем участникам проводилось ультразвуковое исследование в М- и В-режимах бедренно-подколенных артерий в положении лежа и стоя. Участникам во 2–4-й группах исследование проводилось на 2-е сутка после оперативного вмешательства. Измерения проводились одновременно двумя опытными специалистами ультразвуковой диагностики, которые принимали решение коллегиально. Исследование проводилось на ультразвуковом

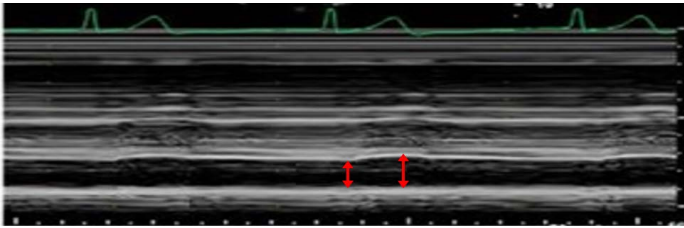


Рис. 2. М-режим отображения артерии для измерения диастолического и систолического диаметров

аппарате GE Vivid IQ (GE Healthcare, США) с использованием линейного датчика (L-9). В М-режиме измеряли систолический (СД) и диастолический (ДД) диаметры артерий в течение 2–4 сердечных циклов с одновременным измерением артериального давления (рис. 2) [14].

Индекс жесткости и РРСС в М-режиме рассчитывали по следующим формулам:

$$\text{ИЖ} = \ln(\text{САД} - \text{ДАД}) / [(\text{СД} - \text{ДД}) / \text{ДД}],$$

где САД – систолическое артериальное давление; ДАД – диастолическое артериальное давление;

$$\text{РРСС} = (\text{СД} - \text{ДД}) / \text{ДД}.$$

Диастолический и систолический диаметры были измерены в 5 точках: точка № 1 – общая бедренная артерия (ОБА); точка № 2 – проксимальная часть глубокой бедренной артерии (устье ГБА); точка № 3 – устье ПБА; точка № 4 – ПБА в приводящем канале бедра; точка № 5 – сегмент Р1 подколенной артерии (рис. 3).

### Статистический анализ

Для проверки нормальности распределения количественных данных применяли *W*-критерий Шапиро – Уилка. Количественные данные с нормальным распределением представлены как среднее значение  $\pm$  стандартное отклонение, данные с ненормальным распределением представлены как медиана с интерквартильным размахом. Статистически значимые различия между независимыми количественными переменными определяли с помощью количественного *U*-теста Манна – Уитни, различия между зависимыми количественными переменными определяли с помощью критерия Уилкоксона. Статистически значимые различия между множественными независимыми количественными и качественными переменными определяли с помощью критерия Краскела – Уоллиса. Статистически значимые различия между качественными переменными определяли с помощью двустороннего теста Фишера. Все расчеты проводились с использованием программы Statistica 12 (StatSoft, США). Значения  $p < 0,05$  считались статистически значимыми.



Рис. 3. Точки ультразвуковых измерений

## Результаты

### Результаты в 1-й группе (здоровые добровольцы)

Основные биомеханические свойства артерий бедренно-подколенного сегмента в 5 точках и различных положениях тела представлены в табл. 1.

Медиана РРСС в положении лежа составляет в среднем 10 %, за исключением Гунтерова канала, где она почти в 4 раза ниже и равна 2,8 % ( $p = 0,0006$ ). В положении стоя радиальная растяжимость сосудистой стенки уменьшается в 2–4 раза во всех точках, кроме приводящего канала бедра, где она снижается только на 28,5 % и составляет 2,0 % ( $p = 0,009$ ). Соответственно индекс жесткости изменяется обратно пропорционально РРСС.

### Результаты в группах пациентов после интралюминальной реканализации ПБА

Исходные характеристики пациентов с поражением инфраингвинальных артерий после перенесенных реваскуляризирующих процедур представлены в табл. 2. Пациенты статистически значимо не различа-

**Табл. 1.** Индекс жесткости и радиальная растяжимость сосудистой стенки в М-режиме нативных артерий бедренно-подколенного сегмента в различных положениях тела

Точка измерения	Положение лежа	Положение стоя	p
<b>Индекс жесткости</b>			
ОБА	6,022 [5,962; 6,241]	7,180 [6,724; 8,071]	0,001
Устье ГБА	5,837 [5,768; 6,397]	6,440 [6,284; 7,123]	0,004
Устье ПБА	5,973 [5,789; 6,477]	6,941 [6,430; 7,155]	0,002
ПБА в области Гунтерова канала	7,258 [7,151; 7,633]	7,601 [7,200; 7,800]	0,382
Сегмент Р1 подколенной артерии	6,380 [6,231; 6,427]	6,749 [6,402; 7,378]	0,001
<b>Радиальная растяжимость сосудистой стенки</b>			
ОБА	0,103 [0,078; 0,113]	0,027 [0,013; 0,054]	0,001
Устье ГБА	0,115 [0,081; 0,125]	0,065 [0,032; 0,083]	0,004
Устье ПБА	0,100 [0,062; 0,127]	0,048 [0,031; 0,081]	0,002
ПБА в области Гунтерова канала	0,028 [0,017; 0,039]	0,020 [0,016; 0,030]	0,463
Сегмент Р1 подколенной артерии	0,068 [0,060; 0,089]	0,047 [0,025; 0,071]	0,001

*Примечание.* ГБА – глубокая бедренная артерия; ОБА – общая бедренная артерия; ПБА – поверхностная бедренная артерия.

лись по полу, возрасту и наличию сопутствующей патологии. Умеренной и выраженной перемежающейся хромотой (дистанция безболевого ходьбы – менее 200 м) страдали 70 % пациентов (ХИНК степени 2Б по А.В. Покровскому), 30 % пациентов имели боль в покое (ХИНК степени 3 по А.В. Покровскому).

### Результаты во 2-й группе (пациенты после полузакрытой петлевой эндартерэктомии ПБА)

Основные биомеханические свойства артерий бедренно-подколенного сегмента в различных положениях тела у пациентов, перенесших полузакрытую петлевую эндартерэктомию, представлены в табл. 3.

В положении лежа выявлено умеренное снижение радиальной растяжимости сосудистой стенки ОБА, устьев ГБА и ПБА на 20 % по сравнению с нативными артериями у здоровых добровольцев. В то же время в дезоблитерированной ПБА в приводящем канале бедра отмечается в 2 раза более высокая РРСС (5,6 %) по сравнению с нативной артерией (2,8 %) ( $p < 0,001$ ).

В положении стоя дезоблитерированная ПБА в Гунтеровом канале демонстрирует на 30 % более высокую РРСС по сравнению с нативной артерией (2,6 % и 2,0 % соответственно;  $p = 0,13$ ). Как и в случае с нативными артериями, в положении стоя наблюдалось статистически значимое увеличение ИЖ и снижение РРСС.

**Табл. 2.** Исходные характеристики включенных пациентов с окклюзией ПБА после инфраингвинальной реваскуляризации

Показатель	ПЭЭ n = 10	РНС n = 10	ПНС n = 10	p
Возраст, лет	65,2 ± 7,1	64,8 ± 4,3	67,3 ± 5,2	0,82
Курение, n (%)	6 (60)	6 (60)	8 (80)	1,00
Гипертоническая болезнь, n (%)	8 (80)	8 (80)	7 (70)	1,00
Ишемическая болезнь сердца, n (%)	8 (80)	8 (80)	7 (70)	1,00
Хроническая сердечная недостаточность, n (%)	8 (80)	8 (80)	7 (70)	1,0
Хроническая болезнь почек, n (%)	1 (10)	3 (30)	2 (20)	0,72
Сахарный диабет, n (%)	2 (20)	2 (20)	1 (10)	0,62
Перемежающаяся хромота менее 200 м, n (%)	7 (70)	7 (70)	7 (70)	1,0
Боль в покое, n (%)	3 (30)	3 (30)	3 (30)	1,0

*Примечание.* ПНС – плетёный нитиноловый стент; ПЭЭ – петлевая эндартерэктомию; РНС – резаный нитиноловый стент.

**Табл. 3.** Индекс жесткости и радиальная растяжимость сосудистой стенки артерий бедренно-подколенного сегмента после полузакрытой петлевой эндартерэктомии ПБА в различных положениях тела

Точка измерения	Положение лежа	Положение стоя	<i>p</i>
<b>Индекс жесткости</b>			
ОБА	6,253 [5,949; 6,423]	6,934 [6,592; 7,187]	0,005
Устье ГБА	6,250 [6,112; 6,967]	6,754 [6,441; 6,872]	0,028
Устье ПБА	6,646 [6,283; 6,854]	6,933 [6,490; 7,604]	0,005
ПБА в области Гунтерова канала	6,700 [6,62; 6,778]	7,454 [6,509; 7,626]	0,028
Сегмент Р1 подколенной артерии	7,287 [6,704; 8,691]	6,508 [6,484; 8,022]	0,005
<b>Радиальная растяжимость сосудистой стенки</b>			
ОБА	0,086 [0,081; 0,102]	0,048 [0,030; 0,061]	0,005
Устье ГБА	0,077 [0,047; 0,099]	0,052 [0,051; 0,063]	0,028
Устье ПБА	0,051 [0,047; 0,093]	0,038 [0,022; 0,075]	0,005
ПБА в области Гунтерова канала	0,056 [0,055; 0,093]	0,026 [0,019; 0,074]	0,028
Сегмент Р1 подколенной артерии	0,067 [0,008; 0,055]	0,039 [0,016; 0,068]	0,045

*Примечание.* ГБА – глубокая бедренная артерия; ОБА – общая бедренная артерия; ПБА – поверхностная бедренная артерия.

**Результаты в 3-й и 4-й группах (пациенты после стентирования ПБА резаными нитиноловыми стентами или плетеными нитиноловыми стентами соответственно)**

Основные биомеханические свойства артерий бедренно-подколенного сегмента в различных положениях тела у пациентов после стентирования ПБА резаными или плетеными нитиноловыми стентами

представлены в табл. 4 и 5 соответственно. Можно отметить высокий ИЖ и низкую РРСС (0,6–0,7 %) стентированной ПБА в приводящем канале бедра в обеих позициях.

Медианы растяжимости стенки ПБА в Гунтеровом канале у здоровых добровольцев и после интралюминальной реканализации ПБА в проекции приводящего канала бедра представлены на рис. 4.

**Табл. 4.** Индекс жесткости и радиальная растяжимость сосудистой стенки артерий бедренно-подколенного сегмента после стентирования ПБА резаными нитиноловыми стентами в различных положениях тела

Точка измерения	Положение лежа	Положение стоя	<i>p</i>
<b>Индекс жесткости</b>			
ОБА	6,315 [6,079; 6,483]	6,487 [6,363; 7,215]	0,044
Устье ГБА	6,434 [5,995; 6,612]	6,551 [6,395; 6,889]	0,023
Устье ПБА	6,503 [6,386; 6,613]	6,746 [6,490; 7,002]	0,074
Стентированный сегмент ПБА в области Гунтерова канала	8,954 [8,771; 9,082]	8,940 [8,753; 9,066]	0,673
Сегмент Р1 подколенной артерии	6,448 [6,225; 6,601]	6,573 [6,362; 7,000]	0,332
<b>Радиальная растяжимость сосудистой стенки</b>			
ОБА	0,089 [0,078; 0,114]	0,065 [0,044; 0,081]	0,039
Устье ГБА	0,076 [0,067; 0,102]	0,071 [0,050; 0,080]	0,023
Устье ПБА	0,072 [0,059; 0,083]	0,052 [0,037; 0,075]	0,092
Стентированный сегмент ПБА в области Гунтерова канала	0,006 [0,006; 0,007]	0,007 [0,006; 0,008]	0,673
Сегмент Р1 подколенной артерии	0,079 [0,066; 0,096]	0,068 [0,027; 0,085]	0,284

*Примечание.* ГБА – глубокая бедренная артерия; ОБА – общая бедренная артерия; ПБА – поверхностная бедренная артерия.

**Табл. 5.** Индекс жесткости и радиальная растяжимость сосудистой стенки артерий бедренно-подколенного сегмента после стентирования ПБА плетеными нитиноловыми стентами в различных положениях тела

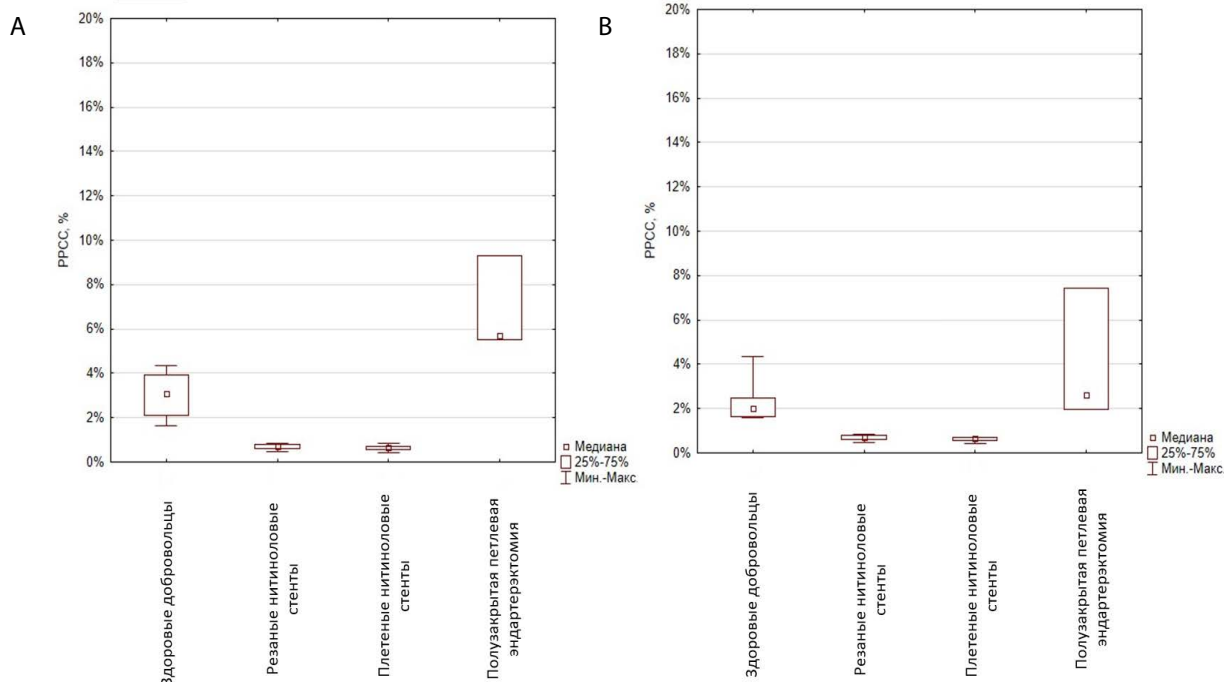
Точка измерения	Положение лежа	Положение стоя	<i>p</i>
<b>Индекс жесткости</b>			
ОБА	6,320 [5,955; 6,951]	6,725 [6,290; 6,984]	0,021
Устье ГБА	5,986 [5,695; 6,314]	6,393 [5,825; 6,447]	0,038
Устье ПБА	6,608 [6,431; 6,780]	6,709 [6,577; 7,055]	0,046
Стентированный сегмент ПБА в области Гунтерова канала	8,947 [8,856; 9,061]	8,991 [8,877; 9,128]	0,332
Сегмент P1 подколенной артерии	6,476 [6,148; 6,681]	6,528 [6,378; 6,833]	0,241
<b>Радиальная растяжимость сосудистой стенки</b>			
ОБА	0,095 [0,052; 0,114]	0,071 [0,056; 0,096]	0,021
Устье ГБА	0,127 [0,094; 0,167]	0,107 [0,085; 0,131]	0,038
Устье ПБА	0,066 [0,056; 0,077]	0,056 [0,043; 0,066]	0,036
Стентированный сегмент ПБА в области Гунтерова канала	0,006 [0,005; 0,007]	0,006 [0,005; 0,006]	0,386
Сегмент P1 подколенной артерии	0,080 [0,058; 0,103]	0,071 [0,059; 0,093]	0,241

*Примечание.* ГБА – глубокая бедренная артерия; ОБА – общая бедренная артерия; ПБА – поверхностная бедренная артерия.

## Обсуждение

В данном проспективном пилотном исследовании у здоровых добровольцев и пациентов с окклю-

зией ПБА после инфраингвинальной открытой или эндоваскулярной реваскуляризации были получены значения ИЖ и РРСС в физиологических усло-



**Рис. 4.** М-режим радиальной растяжимости сосудистой стенки поверхностной бедренной артерии в Гунтеровом канале у здоровых добровольцев, пациентов после стентирования и полузакрытой петлевой эндартерэктомии в проекции приводящего канала бедра: А – положение лежа; В – положение стоя

*Примечание.* РРСС – радиальная растяжимость сосудистой стенки.

виях с помощью ультразвуковой визуализации в М-режиме [16; 17]. Выбор именно этих параметров обусловлен их относительной доступностью и способностью отражать различные аспекты жесткости артериальной стенки.

Индекс жесткости, рассчитываемый на основе пульсового давления и диаметра артерии, отражает эластические свойства сосудистой стенки. Его преимущество заключается в простоте и неинвазивности измерения, однако он зависит от артериального давления, которое может исказить его результаты при колебаниях. Радиальная растяжимость сосудистой стенки в М-режиме – более прямой показатель эластичности, который к тому же менее зависим от давления, однако, в отличие от ИЖ, он требует высокой квалификации оператора и стандартизации протокола сканирования.

У здоровых добровольцев с нативными артериями бедренно-подколенного сегмента в положении стоя во всех исследуемых точках, за исключением области приводящего канала бедра, ИЖ и РРСС имели статистически значимую разницу, что связано с действием силы тяжести [18]. В положении стоя повышается гидростатическое давление крови в нижних конечностях, что приводит к растяжению сосудов и, как следствие, к увеличению жесткости стенок артерий. В положении лежа гравитационное воздействие на кровоток сведено к минимуму, гидростатическое давление распределяется более равномерно – это способствует уменьшению напряжения в артериях и снижению их жесткости. Таким образом, разница в жесткости артериальной стенки обусловлена изменениями в распределении артериального давления в зависимости от положения тела.

В Гунтеровом канале независимо от положения тела наблюдались высокие показатели ИЖ и низкие показатели РРСС по сравнению с другими точками измерения. Этот феномен может быть связан с компрессионным воздействием на сосудисто-нервный пучок мышечно-фасциальных структур приводящего канала бедра, а также с высокой механической нагрузкой разнонаправленного воздействия, возникающей при скручивании, вызванном сгибанием конечности [19–22].

Высокий показатель радиальной растяжимости сосудистой стенки ПБА в Гунтеровом канале после полузакрытой петлевой эндартерэктомии по сравнению с нативной артерией в той же точке может быть объяснен истончением артериальной стенки после удаления интимы и части меди.

Низкая РРСС и высокий ИЖ стентированного сегмента ПБА могут быть причиной неудовлетворительных результатов лечения, на долгосрочные результаты которого существенно влияют как компрессионное воздействие на сосудисто-нервный пучок мышечно-фасциальных структур приводящего канала бедра, так и конструкция самого стента. Предыдущие исследования показали, что стентирование ПБА в области Гунтерова канала связано с высоким риском возникновения поломок стента, который можно снизить путем рассечения *lamina vastoadductoria* и тем самым положительно повлиять на долгосрочную проходимость [23; 24].

Жесткий нитиновый каркас стента блокирует проведение пульсовой волны и повышает риск рестеноза и/или реокклюзии. В нашем предыдущем исследовании было проведено сравнение долгосрочных результатов стентирования и полузакрытой петлевой эндартерэктомии при сложных окклюзиях ПБА. Четырехлетняя первичная проходимость оперированного сегмента была статистически значимо выше после полузакрытой петлевой эндартерэктомии (46 % против 28 %;  $p = 0,04$ ). Значительную роль в этом сыграло сохранение проводимости пульсовой волны вдоль стенки артерии после ее дезоблитерации [25].

С учетом полученных данных необходимо продолжать разработку устройств, по биомеханическим свойствам аналогичных нативным артериям, что в конечном итоге может улучшить долгосрочные результаты лечения пациентов со стено-окклюзионными поражениями артерий нижних конечностей.

### Ограничения исследования

Данное исследование является пилотным с небольшой выборкой здоровых добровольцев и пациентов. Несмотря на небольшой размер выборки, были получены статистически значимые результаты, которые были нами объяснены. Набор участников в исследование продолжается.

### Заключение

Радиальная растяжимость стенки поверхностной бедренной артерии в физиологических условиях неоднородна. Наибольшая жесткость и наименьшая растяжимость наблюдаются в области Гунтерова (приводящего) канала бедра, что связано с анатомическими особенностями и механическим воздействием окружающих тканей. Полузакрытая петлевая эндартерэктомия позволяет сохранить артерию с приемлемыми биомеханическими свойствами, демонстрируя в области приводящего канала даже большую радиальную

растяжимость по сравнению с нативной артерией, и может быть рекомендована при отсутствии подходящего аутовенозного материала. Стентирование (как резаными, так и плетеными нитиноловыми стентами) приводит к значительному увеличению жесткости и резкому снижению радиальной растяжимости сосу-

дистой стенки в стентированном сегменте, что может быть одной из причин неудовлетворительных долгосрочных результатов стентирования. Необходимо продолжить разработку устройств, по биомеханическим свойствам схожих с нативными артериями.

## Список литературы / References

- Conte M.S., Bradbury A.W., Kolh P., White J.V., Dick F., Fitridge R., Mills J.L., Ricco J.B., Suresh K.R., Murad M.H., Aboyans V., Aksoy M., Alexandrescu V.A., Armstrong D., Azuma N., Belch J., Bergoeing M., Björck M., Chakfé N., Cheng S., Dawson J., Debus E.S., Dueck A., Duval S., Eckstein H.H., Ferraresi R., Gambhir R., Gargiulo M., Geraghty P., Goode S., Gray B., Guo W., Gupta P.C., Hinchliffe R., Jetty P., Komori K., Lavery L., Liang W., Lookstein R., Menard M., Misra S., Miyata T., Moneta G., Munoa Prado J.A., Munoz A., Paolini J.E., Patel M., Pomposelli F., Powell R., Robless P., Rogers L., Schanzer A., Schneider P., Taylor S., De Ceniga M.V., Veller M., Vermassen F., Wang J., Wang S.; GVG Writing Group for the Joint Guidelines of the Society for Vascular Surgery (SVS), European Society for Vascular Surgery (ESVS), and World Federation of Vascular Societies (WFVS). Global Vascular Guidelines on the Management of Chronic Limb-Threatening Ischemia. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2019;58(15):S1-S109.e33. PMID: 31182334; PMCID: PMC8369495. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2019.05.006>
- Aboyans V., Ricco J.B., Bartelink M.E.L., Björck M., Brodmann M., Cohnert T., Collet J.P., Czerny M., De Carlo M., Debus S., Espinola-Klein C., Kahan T., Kownator S., Mazzolai L., Naylor A.R., Roffi M., Röther J., Sprynger M., Tendera M., Tepe G., Venermo M., Vlachopoulos C., Desormais I., Widimsky P., Kolh P., Agewall S., Bueno H., Coca A., De Borst G.J., Delgado V., Dick F., Erol C., Ferrini M., Kakkos S., Katus H.A., Knuuti J., Lindholt J., Mattle H., Pieniazek P., Piepoli M.F., Scheinert D., Sievert H., Simpson I., Sulzhenko J., Tamargo J., Tokgozoglu L., Torbicki A., Tsakountakis N., Tuñón J., de Ceniga M.V., Windecker S., Zamorano J.L., Kolh P., de Borst G.J., Chakfé N., Debus S., Hinchliffe R., Kakkos S., Koncar I., Sanddal Lindholt J., Vega de Ceniga M., Vermassen F., Verzini F. Editor's Choice – 2017 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases, in collaboration with the European Society for Vascular Surgery (ESVS). *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2018;55:305-68. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2017.07.018>
- Малаев Д.У., Таркова А.Р., Прохорхин А.А., Мерсон Д.Л., Виноградов А.Ю., Байструков В.И., Бойков А.А., Кретов Е.И., Прымов М.В. Современное состояние проблемы эндоваскулярного лечения бедренно-подколенного сегмента. *Патология кровообращения и кардиохирургия.* 2020;24(35):10-17. <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2020-35-10-17>
- Malaev D.U., Tarkova A.R., Prokhorhin A.A., Merson D.L., Vinogradov A.Yu., Baystrukov V.I., Boykov A.A., Kretov E.I., Pryamov M.V. Contemporary issues of femoropopliteal stenting. *Patologiya krovoobrascheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery.* 2020;24(35):10-17. (In Russ.) <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2020-35-10-17>
- Mazzolai L., Teixido-Tura G., Lanzi S., Boc V., Bossone E., Brodmann M., Bura-Rivière A., De Backer J., Deglise S., Della Corte A., Heiss C., Kałużna-Oleksy M., Kurpas D., McEniery C.M., Mirault T., Pasquet A.A., Pitcher A., Schaubroeck H.A.I., Schlager O., Sirnes P.A., Sprynger M.G., Stabile E., Steinbach F., Thielmann M., van Kimmenade R.R.J., Venermo M., Rodriguez-Palomares J.F., Gimelli A., Ricco J.B., Arbelo E., Behrendt C.A., Böhm M., Borgner M.A., Brida M., Buccheri S., Buchanan G.L., Christersson C., de Borst G.J., De Carlo M., Gottardi R., Hanna L., Hinterbuchner L., Ibanez B., Ikonomidis I., James S., Kahan T., Kallenbach K., Køber L., Koskinas K.C., Madaric J., Maurel B., McEvoy J.W., Meltzer G., Mihaylova B., Mindham R., Mozos I., Nielsen J.C., Prescott E., Raki-sheva A., Rantner B., Rocca B., Rossello X., Schmid J.P., Staub D., Steiner S., Sudano I., Teraa M., Vaartjes I., Vidal-Perez R., Vrints C., Zeppenfeld K., Bouzid M.E.A., Tsaturyan A.A., Karth G.D., Samadov F., Bondue A., Begić A., Petrov I., Kirhmajer M.V., Georghiou G.P., Procházka P., Rasmussen T.B., Sadek Y.A., Trusalu J., Saari P., Jondeau G., Tiefenbacher C., Stamatelopoulos K., Kolossváry E., Laxdal E.H., Monaghan M., Koslowsky J., Indolfi C., Kospanov N., Ibrahimi P., Lunegovaa O., Rudzitis A., Berükstis A., Lottermoser K., Caruana M., Zainab R., Bosevski M., Samstad S., Timoteo A.T., Chioncel O.D., Pavasi P.C., Rasiova M., Jug B., Gomez A.G., James S., Righini M., Tarmiz A., Tutar E., Sokolov M. 2024 ESC Guidelines for the management of peripheral arterial and aortic diseases. *Eur Heart J.* 2024;45(36):3538-3700. PMID: 39210722. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehae179>
- Чернявский М.А., Артюшин Б.С., Чернов А.В., Чернова Д.В., Жердев Н.Н., Кудяев Ю.А., Чуйкова И.О. Клинический случай гибридного лечения пациента с многоуровневым атеросклеротическим поражением артерий нижних конечностей. *Патология кровообращения и кардиохирургия.* 2018;22(4):103-110. <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2018-4-103-110>
- Chernyavsky M.A., Artyushin B.S., Chernov A.V., Chernova D.V., Zherdev N.N., Kudaev Yu.A., Chuikova I.O. A clinical case of hybrid treatment of a patient with multilevel arterial occlusive disease in lower limb arteries. *Patologiya krovoobrascheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery.* 2018;22(4):103-110. (In Russ.) <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2018-4-103-110>
- Vlachopoulos Ch., O'Rourke M., Nichols W.W. *McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles.* 6th ed. London: Hodder Arnold, 2011. <https://doi.org/10.1201/b13568>
- Salacinski H.J., Goldner S., Giudiceandrea A., Hamilton G., Seifalian A.M., Edwards A., Carson R.J. The mechanical behavior of vascular grafts: a review. *J Biomater Appl.* 2001;15(3):241-78. PMID: 11261602. <https://doi.org/10.1106/NAST-J57A-JTDD-FD04>
- Humphrey J.D., Dufresne E.R., Schwartz M.A. Mechano-transduction and extracellular matrix homeostasis. *Nat Rev Mol Cell Biol.* 2014;15(12):802-12. PMID: 25355505; PMCID: PMC4513363. <https://doi.org/10.1038/nrm3896>
- Hahn C., Schwartz M.A. Mechanotransduction in vascular physiology and atherogenesis. *Nat Rev Mol Cell Biol.* 2009;10(1):53-62. PMID: 19197332; PMCID: PMC2719300. <https://doi.org/10.1038/nrm2596>

10. Ansari F., Pack L.K., Brooks S.S., Morrison T.M. Design considerations for studies of the biomechanical environment of the femoropopliteal arteries. *J Vasc Surg.* 2013;58(3):804-13. PMID: 23870198. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2013.03.052>
11. MacTaggart J.N., Phillips N.Y., Lomneth C.S., Pipinos I.I., Bowen R., Baxter B.T., Johanning J., Longo G.M., Desyatova A.S., Moulton M.J., Dzenis Y.A., Kamenskiy A.V. Three-dimensional bending, torsion and axial compression of the femoropopliteal artery during limb flexion. *J Biomech.* 2014;47(10):2249-56. PMID: 24856888. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.053>
12. Poulson W., Kamenskiy A., Seas A., Deegan P., Lomneth C., MacTaggart J. Limb flexion-induced axial compression and bending in human femoropopliteal artery segments. *J Vasc Surg.* 2018;67(2):607-613. PMID: 28526560; PMCID: PMC5690897. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2017.01.071>
13. Zhang W., Jadidi M., Razian S.A., Holzapfel G.A., Kamenskiy A., Nordsletten D.A. A viscoelastic constitutive model for human femoropopliteal arteries. *Acta Biomater.* 2023;170:68-85. PMID: 37699504; PMCID: PMC10802972. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2023.09.007>
14. Desyatova A., Poulson W., Deegan P., Lomneth C., Seas A., Maleckis K., MacTaggart J., Kamenskiy A. Limb flexion-induced twist and associated intramural stresses in the human femoropopliteal artery. *J R Soc Interface.* 2017;14(128):20170025. PMID: 28330991; PMCID: PMC5378143. <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0025>
15. Rabtsun A., Karpenko A., Zoloev D.G., Starodubtsev V., Ignatenko P., Lejay A., Chakfe N. Remote Endarterectomy and Lamina Vastoadductoria Dissection Improves Superficial Femoral Artery Biomechanical Behavior during Limb Flexion. *Ann Vasc Surg.* 2018;50:112-118. PMID: 29499352. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2017.12.007>
16. Wu W., Xie M., Qiu H. The progress of advanced ultrasonography in assessing aortic stiffness and the application discrepancy between humans and rodents. *Diagnostics (Basel).* 2021;11(3):454. PMID: 33800855; PMCID: PMC8001300. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11030454>
17. Karatolios K., Wittek A., Nwe T.H., Bihari P., Shelke A., Josef D., Schmitz-Rixen T., Geks J., Maisch B., Blase C., Moosdorf R., Vogt S. Method for aortic wall strain measurement with three-dimensional ultrasound speckle tracking and fitted finite element analysis. *Ann Thorac Surg.* 2013;96(5):1664-71. PMID: 23998405. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2013.06.037>
18. Schroeder E.C., Rosenberg A.J., Hilgenkamp T.I.M., White D.W., Baynard T., Fernhall B. Effect of upper body position on arterial stiffness: influence of hydrostatic pressure and autonomic function. *J Hypertens.* 2017;35(12):2454-2461. PMID: 28704262. <https://doi.org/10.1097/HJH.0000000000001481>
19. Jadidi M., Razian S.A., Anttila E., Doan T., Adamson J., Pipinos M., Kamenskiy A. Comparison of morphometric, structural, mechanical, and physiologic characteristics of human superficial femoral and popliteal arteries. *Acta Biomater.* 2021;121:431-443. PMID: 33227490; PMCID: PMC7855696. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.11.025>
20. Desyatova A., MacTaggart J., Romarowski R., Poulson W., Conti M., Kamenskiy A. Effect of aging on mechanical stresses, deformations, and hemodynamics in human femoropopliteal artery due to limb flexion. *Biomech Model Mechanobiol.* 2018;17(1):181-189. PMID: 28815378; PMCID: PMC5809209. <https://doi.org/10.1007/s10237-017-0953-z>
21. Wood N.B., Zhao S.Z., Zambanini A., Jackson M., Gedroyc W., Thom S.A., Hughes A.D., Xu X.Y. Curvature and tortuosity of the superficial femoral artery: a possible risk factor for peripheral arterial disease. *J Appl Physiol (1985).* 2006;101(5):1412-8. PMID: 16825527. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00051.2006>
22. Cheng C.P., Choi G., Herfkens R.J., Taylor C.A. The effect of aging on deformations of the superficial femoral artery resulting from hip and knee flexion: potential clinical implications. *J Vasc Interv Radiol.* 2010;21(2):195-202. PMID: 20022767; PMCID: PMC2818320. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2009.08.027>
23. Карпенко А.А., Рабцун А.А., Попова И.В., Чебан А.В., Гостев А.А., Саая Ш.Б., Стародубцев В.Б. Промежуточные результаты проспективного, рандомизированного исследования влияния диссекции *lamina vastoadductoria* после стентирования поверхностной бедренной артерии на частоту рестенозов при поражениях типа С, D по классификации TASC-II. *Кардиоваскулярная терапия и профилактика.* 2020;19(3):2224. <https://doi.org/10.15829/1728-8800-2019-2224>  
Karpenko A.A., Rabtsun A.A., Popova I.V., Cheban A.V., Gostev A.A., Saaya Sh.B., Starodubtsev V.B. Intermediate results of the prospective randomized study on the effect of *lamina vastoadductoria* dissection after superficial femoral artery stenting on the restenosis incidence in TASC-II type C and D lesions. *Cardiovascular Therapy and Prevention.* 2020;19(3):2224. (In Russ.) <https://doi.org/10.15829/1728-8800-2019-2224>
24. Cheban A.V., Osipova O.S., Ignatenko P.V., Bugurov S.V., Gostev A.A., Saaya S.B., Rabtsun A.A., Karpenko A.A. One-Year Results of Long femoropopliteal Lesions Stenting with Fasciotomy Lamina Vastoadductoria. *Ann Vasc Surg.* 2023;88:100-107. PMID: 36058457. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2022.07.032>
25. Saaya S., Osipova O., Gostev A., Rabtsun A., Starodubtsev V., Cheban A., Ignatenko P., Karpenko A. A prospective randomized trial on endovascular recanalization with stenting versus remote endarterectomy for the superficial femoral artery total occlusive lesions. *J Vasc Surg.* 2022;76(1):158-164. PMID: 35227795. <https://doi.org/10.1016/J.JVS.2022.02.019>