

Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2024.2.08

УДК 531/534: [57+61]

## ГЕМОДИНАМИКА ПОВЕРХНОСТНОЙ БЕДРЕННОЙ АРТЕРИИ: КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ

Ю.О. Куянова, А.А. Гостев, Д.В. Паршин

НМИЦ им ак. Е.Н. Мешалкина СО РАН, Новосибирск, Российская Федерация

### О СТАТЬЕ

Получена: 26 апреля 2024  
Одобрена: 04 июня 2024  
Принята к публикации: 14 июня 2024

### Ключевые слова:

атеросклероз, ангиопластика,  
гемодинамика, бедренная артерия

### АННОТАЦИЯ

Поверхностная бедренная артерия, в отличие от глубокой артерии бедра, наиболее часто поражается атеросклерозом с формированием гемодинамически значимых стенозов или окклюзий, что приводит к возникновению ишемии нижней конечности. В последних российских и европейских рекомендациях по заболеванию периферических артерий в настоящее время рекомендуют эндovasкулярную стратегию (ангиопластику и стентирование) для всех поражений короче 25 см. Исследование гемодинамики поверхностной бедренной артерии затруднено тем, что она подвергается выраженной деформации (сжатие, растяжение, кручение) при физиологических движениях в тазобедренном и коленном суставах. В связи с этим весьма актуальной задачей является численное моделирование гемодинамики до и после ангиопластики и стентирования пораженной артерии для оценки перераспределения кровотока в магистральных сосудах нижней конечности. В работе выполнено численное исследование гемодинамики артерий нижних конечностей в норме, при окклюзии и с установленными виртуальными стентами различной пористости для конкретного пациента. Установлено, что в зависимости от выбранного стента объем кровотока по поверхностной бедренной артерии может изменяться до 15 %, а в целом перераспределение кровотока может достигать до 50 %, по сравнению со здоровой конечностью. Для стентов с показателем 0,1–0,2 пористости касательные напряжения в зоне стента до 5 раз выше, чем у стентов, для которых эта величина составляет 0,8, хотя значения максимальных пристеночных касательных напряжений по всей конфигурации остаются сопоставимыми, что говорит о возможных существенно различных сценариях эндотелизации стента. Более глубокое понимание этих процессов позволит определиться с выбором тактики лечения и видом имплантируемого устройства, что в конечном счете может улучшить ближайшие и отдаленные результаты хирургического лечения, а также повысить статус реабилитации пациента.


### Введение

Поверхностная бедренная артерия является одной из основных магистралей кровоснабжения нижних конечностей. Примерно при одинаковых распределениях объемного кровотока в ней и в глубокой артерии бедра тем не менее именно ПБА наиболее подвержена риску формирования

атеросклеротических бляшек [1]. Рост атеросклеротической бляшки приводит к формированию гемодинамически значимого стеноза или окклюзии артерии, в связи с чем возникает ишемия нижней конечности с существенным снижением уровня жизни человека и его инвалидизации в случае

© Куянова Юлия Олеговна – м.н.с., e-mail: [july9696@mail.ru](mailto:july9696@mail.ru)  0000-0003-0359-648X

© Гостев Александр Александрович – врач сердечно-сосудистый хирург, e-mail: [dr.gostev@gmail.com](mailto:dr.gostev@gmail.com)

 0000-0002-7806-7868

© Паршин Даниил Васильевич – н.с., e-mail: [daniilo.skiman@gmail.com](mailto:daniilo.skiman@gmail.com)  0000-0002-2496-3042



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

ее потери. Учитывая широкую распространенность атеросклероза артерий нижних конечностей [1–3], данная проблема должна рассматриваться как весьма актуальная.

Выбор того или иного вида оперативного вмешательства при атеросклерозе артерий нижних конечностей регламентируется рекомендациями. В последних российских [4] и европейских [5] рекомендациях по заболеванию периферических артерий в настоящее время рекомендуют эндovasкулярную стратегию (ангиопластика и стентирование) для всех поражений короче 25 см. Однако техника установки стента в ПБА имеет свои особенности в связи с её протяженностью и геометрическими особенностями. Так, при пролонгированных поражениях ПБА часто приходится использовать более одного стента, устанавливая их с перекрытием друг друга. Проведенные исследования эффективности стентирования длинных поражений (200 мм и более) бедренно-подколенного сегмента обычными «резаными» нитиноловыми стентами показали неудовлетворительные показатели (43,4 %) проходимости стентированного сегмента в течение двух лет [6, 7]. В основном это связано с тем, что поверхностная бедренная артерия и стенты, установленные в бедренно-подколенную область, подвергаются выраженной деформации и поломкам при физиологических движениях в тазобедренном и коленном суставах, что, в свою очередь, приводит к рестенозам или тромбозам. Так, по данным ряда авторов, двухлетняя частота поломок стентов в поверхностной бедренной артерии колеблется от 15 до 46 % [8], а частота рестенозов и окклюзий от 21,8 до 53,3 % [9]. После имплантации стента происходит перераспределение кровотока во всей конфигурации магистральных сосудов нижней конечности. Предсказать подобное перераспределение возможно при помощи численного моделирования гемодинамики [10].

В данном исследовании показана виртуальная установка стента в пораженную атеросклерозом пациент-специфическую конфигурацию бедренной артерии и проанализировано перераспределение кровотока в пораженной конечности в зависимости от пористости выбранного стента, а также подхода к расчету гемодинамики: ньютоновский/неньютоновский.

## Материалы и методы

### Описание клинического случая

В работе рассмотрен клинический случай окклюзии поверхностной бедренной артерии пациента с длиной пораженного участка сосуда около 10 см. Лечение данной патологии проводилось в Национальном медицинском исследовательском центре им. академика Е.Н. Мешалкина СО РАН. В ходе

операции была выполнена эндovasкулярная реканализация окклюзии с последующей ангиопластикой реканализованной артерии. В связи с остаточными стенозами и гемодинамически значимыми диссекциями интимы после ангиопластики был установлен самораскрывающийся нитиноловый стент, расширяющий просвет пораженного участка сосуда. До и после операции пациент прошел МСКТ, по результатам которого были восстановлены [11] 3D-конфигурации сосудистой сети (рис. 1).

### Построение геометрии области течения

В конфигурации после операции искусственным образом была достроена одна из основных коллатералей нижней трети ПБА – нисходящая коленная артерия (НКА) – *a. descendens genicularis*, которую не удалось реконструировать по снимкам МСКТ из-за плохой видимости. Поскольку устье НКА в конфигурации находится в области, где был установлен стент, препятствующий протеканию крови в этот сосуд, необходимо было учесть его наличие в построенной модели. Учитывая предположение о том, что стенки стента очень плотно прилегают к стенкам сосуда, было принято решение моделировать наличие стента путём добавления прослойки пористой среды на бифуркации бедренной артерии и НКА [12], как представлено на (рис. 2).

### Постановка численного расчета

Численные расчеты в конфигурациях до и после операции проводились в пакете *ANSYS CFX* (лицензия Институт гидродинамики имени М. А. Лаврентьева СО РАН). Предполагалось, что стенки сосуда жесткие, то есть вклад колебания стенки на течение не учитывался. Расчёты были выполнены в стационарной постановке, где скорость течения крови не зависит от времени. На стенке сосудов задаётся условие прилипания:

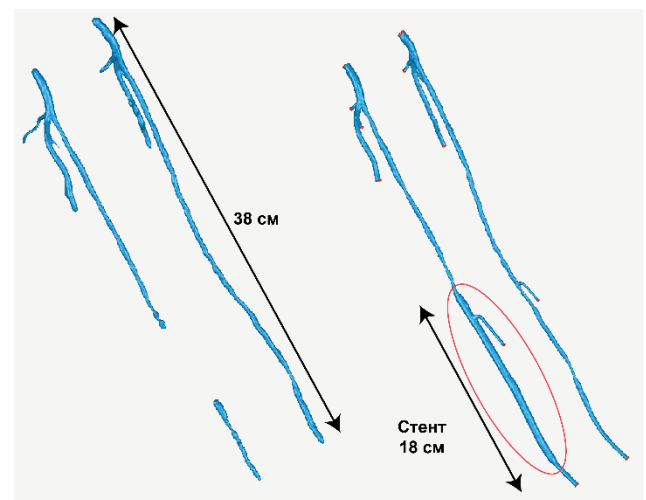


Рис. 1. Геометрия сосудов нижних конечностей до операции с окклюзией ПБА (а) и после операции с установленным стентом (б)

$$\begin{aligned} Q &= Q_{in}, \quad x \in \partial\Omega_{in}, \\ P &= P_{out}, \quad x \in \partial\Omega_{out}, \end{aligned} \quad (5)$$

где  $Q$  – массовый расход,  $P$  – давление.

## Результаты

В ходе выполнения численных расчетов были получены основные гемодинамические величины: скорость, давление, а также данные о касательных напряжениях в области течения (табл. 1, 2), из которых видно, что переключение пористости стента существенным образом влияет не только на поток в подколенной артерии, но и на перераспределение потоков на бифуркации подвздошной артерии.

Анализируя значения массовых расходов (см. табл. 1), можно сказать, что пористость стента не только существенно меняет расход в подколенной артерии, которую он перекрывает, но и в целом меняет до 50 % перераспределение кровотока в артериях бедра. Подобный результат нами ранее был отмечен в [15], где установленный в лабораторных условиях стент привел не просто к изменению потока по артерии, подвергшейся пластике, но и существенно изменил перераспределение кровотока на проксимальных участках артерии, что, очевидно, связано с изменением гемодинамического сопротивления в «оперируемой артерии».

Как видим из представленных результатов, непосредственно расход в дистальной части подколенной артерии изменяется в пределах 5 % от общего расхода через узел бедренных артерий. Это говорит о стабильном кровоснабжении мягких тканей голени после ангиопластики или стентирования при любой выбранной пористости стента, а также слабое влияние модели течения жидкости на конечный результат виртуального стентирования. Совокупный объем кровотока  $Q_4+Q_5$ , как можно видеть, составляет стабильно 1,88–1,9 г/с, что соответствует коллатеральному резерву данного пациента. Вычисление подобного резерва проводится в основном для коронарного русла [16] при патологиях функции миокарда, однако задача доказательства или опровержения тезиса о сохранении данного показателя для любых участков сердечно-сосудистой системы человека до сих пор не решена.

Величины максимальных касательных напряжений, как видно из табл. 2, вдоль всей конфигурации имеют стабильное значение вне зависимости от показателя пористости виртуального стента, что характеризует выполненный расчет как стабильный. Однако при рассмотрении максимальных значений величина пристеночных касательных напряжений ( $WSS$ ) в области установленного стента и перекрытой им артерии видно, что в зависимости от показателя пористости стента  $WSS$  может меняться

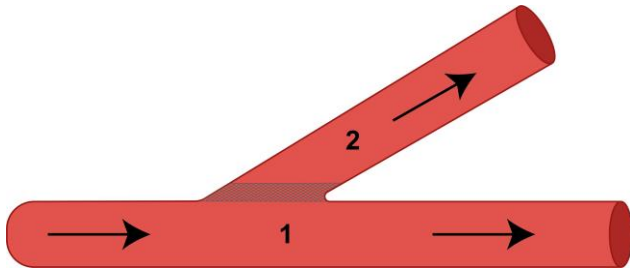


Рис. 2. Бифуркация сосудов с прослойкой пористой среды, представляющей установленный стент.

Стрелками указано направление тока крови, 1 – поверхностная бедренная артерия; 2 – нисходящая коленная артерия

$$v = 0, \quad x \in \partial\Omega_{wall}, \quad (1)$$

где  $u$  – скорость жидкости,  $\Omega$  – расчётная область (восстановленная 3D-конфигурация сосудов, (рис. 3). Стационарное течение крови в области сосудов описывается уравнениями Навье – Стокса для вязкой несжимаемой жидкости в трехмерном случае:

$$\begin{cases} \rho(u\nabla u - \mu\Delta u) = -\nabla p + F \\ \operatorname{div} u = 0 \end{cases}, \quad x \in \Omega, \quad (2)$$

где  $\rho$  – плотность жидкости,  $p$  – давление,  $F$  – внешние силы. Пористая среда моделируется добавлением члена, учитывающего влияние внешних сил, к стандартным уравнениям потока жидкости. Он состоит из двух частей: вязкого члена потерь и члена инерциальной потери.

$$F_i = -\left(\sum_{j=1}^3 D_{ij} \mu u_j + \sum_{j=1}^3 C_{ij} \frac{1}{2} \rho |u_j| u_j\right), \quad x \in \Omega \quad (3)$$

В ходе численного эксперимента было реализовано несколько расчётов в конфигурации после операции, где кровь представляется ньютоновской жидкостью [13], а стент – прослойкой пористой среды [14] с различным коэффициентом пористости  $k=0,1; 0,2; 0,4; 0,6; 0,8$ ; где  $k=1$  – среда полностью состоит из жидкости,  $k=0$  – среда полностью непроницаема. Также для коэффициента пористости  $k=0,1$  в конфигурации после операции выполнен расчет с неньютоновской моделью крови (модель Кессона), где формула вязкости принимает вид:

$$\mu = \left(\sqrt{\frac{\tau_0}{\dot{\gamma}}} + \sqrt{\mu_0}\right)^2, \quad (4)$$

где  $\tau_0$  – предел текучести,  $\mu_0$  – асимптотическая ньютоновская вязкость,  $\dot{\gamma}$  – инвариант тензора скоростей деформаций.

В качестве граничных условий используются среднестатистические показатели массового расхода на входе в конфигурацию и давление – на выходе из конфигурации:

Таблица 1

**Массовые расходы (г/с) в конфигурации до и после операции с ньютоновской жидкостью и прослойкой пористой среды с различными показателями пористости, а также после операции с неньютоновской жидкостью с показателем пористости  $k=0,1$ . Номера выходов обозначены на рис. 3**

Массовый расход	Вход	Выход 1	Выход 2	Выход 3	Выход 4	Выход 5
До операции	5,80	0,98	1,27	2,29	-	-
Здоровый сосуд	5,80	1,45	1,57	1,74	0,88	0,55
<b>Пористость <math>k=0,1</math></b>						
После операции	5,8	0,81	1,08	2,04	0,67	1,2
<b>Пористость <math>k=0,2</math></b>						
После операции	5,80	0,81	1,07	2,03	0,77	1,12
<b>Пористость <math>k=0,4</math></b>						
После операции	5,8	0,81	1,07	2,03	0,81	1,09
<b>Пористость <math>k=0,6</math></b>						
После операции	5,8	0,8	1,07	2,03	0,82	1,08
<b>Пористость <math>k=0,8</math></b>						
После операции	5,8	0,8	1,07	2,03	0,82	1,08
<b>Неньютоновская жидкость, Пористость <math>k=0,1</math></b>						
После операции	5,8	0,89	1,16	2,03	0,52	1,2

Таблица 2

**Максимальные показатели касательных напряжений на стенках конфигураций (WSS) в конфигурациях до и после операции, а также в здоровом сосуде**

WSS, дина/см <sup>2</sup>	Мах в зоне стента	Мах по всей геометрии	Мах в НКА
До операции	-	46,33	-
Здоровый сосуд	18,86	58,35	56,36
$k=0,1$	110,66	59,78	24,82
$k=0,2$	54,76	60,54	28,48
$k=0,4$	31,58	60,85	30,37
$k=0,6$	23,79	60,92	31
$k=0,8$	19,15	60,94	31,17
Неньютоновская жидкость	106,35	69,85	23,45

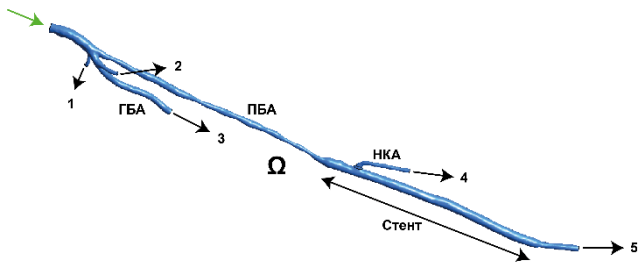


Рис. 3. Геометрия сосудов нижних конечностей с установленным стентом. Номерами обозначены выходы из конфигураций, используемые в табл. 1

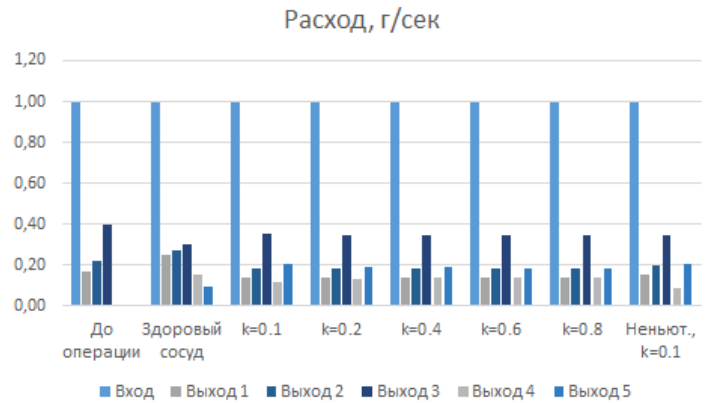


Рис. 4. Распределение массовых расходов по всем выходам в модели

Таблица 3

Максимальные показатели давления в конфигурациях до и после операции, а также в здоровом сосуде в точках, указанных на рис. 5

Давление	точки 1	точки 2	точки 3	точки 4	точки 5
До операции	116512	115682	113248	116188	114657
Здоровый сосуд	116597	116125	114671	116313	113726
<b>Пористость k=0,1</b>					
После операции	116445	115127	113378	116176	112269
<b>Пористость k=0,2</b>					
После операции	116439	115086	113351	116174	112324
<b>Пористость k=0,4</b>					
После операции	116437	115069	113339	116173	112348
<b>Пористость k=0,6</b>					
После операции	116436	115065	113336	116173	112354
<b>Пористость k=0,8</b>					
После операции	116436	115064	113336	116173	112355
<b>Неньют., Пористость k=0,1</b>					
После операции	116621	115172	113373	116223	112266

до 5 раз, что говорит о существенном влиянии этого показателя на качество эндотелизации стента и в будущем на проходимость как подколенной артерии, так и дистальной части ПБА. Ранее [17] нами было показано, что именно изменение величин касательных напряжений за стентом для случаев до и после операции переключает возможные сценарии

эндотелизации стента от его полной проходимости до возникновения стеноза.

Параметры максимального давления, измеряемые в реперных точках 3D-конфигурации сосудистой системы бедренных артерий (рис. 5) существенно не меняются при изменении коэффициента пористости стента. Давление ожидаемо растет в подколенной

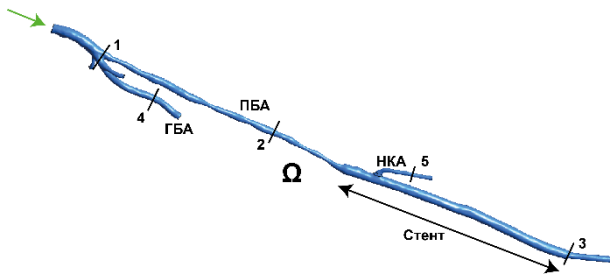


Рис. 5. Точки измерения давления

артерии и падает в дистальной части ПБА с ростом коэффициента пористости стента (табл. 3).

## Обсуждение

В настоящей работе приведены различные подходы к качественному изменению решений с помощью модификации правой части системы уравнений Навье – Стокса. Продемонстрированные подходы к использованию неньютоновской реологии крови, а также к внедрению в систему уравнений Навье – Стокса сил, отвечающих за сопротивление при моделировании пористой среды, уже демонстрировали свою эффективность ранее [12] при моделировании нами виртуальной установки стента.

При кажущейся простоте гемодинамика ПБА удивительно сложна. Дело в том, что на основном протяжении за счет мышечно-фасциального корсета [18] стенки ПБА практически лишены пульсаций, что снижает сопротивление потоку крови и существенно повышает транспортную функцию этой артерии (рис. 6). При напряжении окружающих мышц артерия практически полностью перекрывается, и основной транспорт осуществляется через ГАБ и более мелкие коллатеральные сосуды, питающие эти сокращающиеся мышцы. В каком-то смысле механизм кровоснабжения бедренных мышц схож с механизмом снабжения миокарда [18]. Далее необходимо отметить большую роль, которую вносит движение в перестройку гемодинамики ПБА [20, 21]. Дело в том, что движения нижней конечности сопровождаются не только напряжением/расслаблением больших мышц бедра, пережимающих ПБА, но и изменением угла артерии в коленном суставе, что влияет на распределение кровотока во всей сосудистой сети нижней конечности. Кроме того, перемещение артерии может вызывать деформации стента, что, в свою очередь, может приводить к неблагоприятным

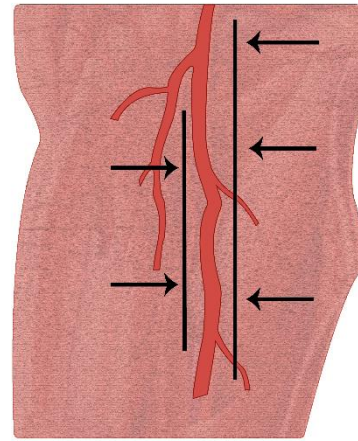


Рис. 6. Бифуркация поверхностной бедренной (окруженной мышечно-фасциальным корсетом) и глубокой бедренной артерий

последствиям [19]. Несомненными ограничениями данной работы является: использование жесткого подхода для механики стенки всех рассматриваемых артерий, а также учет статичности положения ПБА. Однако, учитывая вышесказанное, становится понятным, что для построения моделей виртуального стентирования и ангиопластики нужны надежные экспериментальные данные, полученные от добровольцев, имеющих рассматриваемые поражения ПБА, здоровых добровольцев, и данные лабораторного эксперимента, в котором можно было бы рассмотреть предельные значения течения в конечности под различными углами (чего невозможно достичь в клинических условиях ввиду необходимости следования этическим нормам и присутствия физиологических ограничений). Существенные различия в величинах WSS лишь позволяют качественно судить о процессе эндотелизации. Несмотря на успехи в последние годы в понимании механизма процесса эндотелизации стента [22], картина эндотелизации все же существенным образом зависит как от геометрии области течения, так и от параметров крови конкретного пациента. В более развитых подходах предоперационного моделирования гемодинамики ПБА, на наш взгляд, является важным учет силы тяжести [23], которая, как представляется, будет вносить существенный вклад не только в уравнения течения, но и в форму области течения: мышечное напряжение для стоящего/сидящего/ лежащего человека существенно различно и приводит к различной деформации ПБА и бифуркации ПБА ГАБ. В этом ключе, несомненно, стоит отметить важность подобных исследований в том числе и для развития космических программ [24, 25], поскольку кровоснабжение нижних конечностей при наличии гравитации и вне ее будет существенным образом отличаться [26]. Ни численные, ни экспериментальные исследования гемодинамики этой

артерии в движении ранее не проводились и крайне интересны для дальнейшего изучения.

## Заключение

Проведенное исследование демонстрирует различный характер распределения кровотока в ПБА относительно нормы и при различных вариантах

имплантации внутрисосудистых стентов. Рассмотренная методика может быть использована в предоперационном моделировании ангиопластики ПБА и при анализе большего количества клинических случаев может быть использована для разработки рисков критериев рестеноза сосудистых устройств, а также определения достаточности коллатерального кровотока конкретного пациента.

## Список литературы

1. Сердечно-сосудистая хирургия – 2021. Болезни и врожденные аномалии системы кровообращения / Л. А. Бокерия, Е. Б. Милюевская, В. В. Прянишников. – М: Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии имени А.Н. Бакулева, 2022. – С. 322.
2. Epidemiology of cardiovascular disease in Europe / N. Townsend, D. Kazakiewicz, W.F. Lucy, A. Timmis, R. Huculeci, A. Torbica, C.P. Gale, S. Achenbach, F. Weidinger, P. Vardas // *Nature Reviews Cardiology*. – 2022. – no. 19. – P. 133–143. DOI: 10.1038/s41569-021-00607-3
3. Atherosclerotic cardiovascular disease risk assessment: An American Society for Preventive Cardiology clinical practice statement / N.D. Wong, M.J. Budoff, K. Ferdinand, I.M. Graham, E.D. Michos, T. Reddy, M.D. Shapiro, P.P. Toth // *American Journal of Preventive Cardiology*. – 2022. – No. 15. – P. 100335. DOI: 10.1016/j.ajpc.2022.100335
4. Национальные рекомендации по диагностике и лечению заболеваний артерий нижних конечностей / А.В. Покровский, Р.С. Акчуриц, Б.Г. Алякян // *Ангиология и сосудистая хирургия*. – 2019. – С. 63–66.
5. Clinical practice guidelines on the management of asymptomatic lower limb peripheral arterial disease and intermittent claudication / J. Nordanstig, C.A. Behrendt, I. Baumgartner, J. Belch, M. Bäck, R. Fitridge, R. Hinchliffe, A. Lejay, J.L. Mills, U. Rother, B. Sigvant, K. Spanos, Z. Szeberin, W. Water // *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. – 2024. – no. 67. – P. 9–96. DOI: 10.1016/j.ejvs.2023.08.067
6. Stent fractures after superficial femoral artery stenting: risk factors and impact on patency / Y. Lin, X. Tang, W. Fu, R. Kovach., J.C. George, D. Guo // *Journal of Endovascular Therapy*. – 2015. – no. 22. – P. 319–326. DOI: 10.1177/1526602815580783
7. Сравнительный ретроспективный анализ результатов бедренно-подколенного шунтирования и стентирования плетеным биомиметическим стентом у пациентов с пролонгированными окклюзиями артерий бедренно-подколенного сегмента / А.А. Гостев, О.С. Осипова, С.В. Бугуров, Ш.Б. Саая, А.А. Рабцун, А.В. Чебан, П.В. Игнатенко, А.А. Карпенко // *Сибирский журнал клинической и экспериментальной медицины*. – 2022. – № 37. – С. 96–107.
8. Drug-eluting and bare nitinol stents for the treatment of atherosclerotic lesions in the superficial femoral artery: long-term results from the SIROCCO trial / S.H. Duda, M. Bosiers, J. Lammer, D. Scheinert, T. Zeller, V. Oliva, A. Tielbeek, J. Anderson, B. Wiesinger, G. Tepe, A. Lansky, M.R. Jaff, C. Mudde, H. Tieleman, J.P. Beregi // *Journal of Endovascular Therapy*. – 2006. – no. 13. – P. 701–710. DOI:10.1583/05-1704.1
9. Nitinol stent implantation vs. balloon angioplasty for lesions in the superficial femoral and proximal popliteal arteries of patients with claudication: three-year follow-up from the RESILIENT randomized trial / J.R. Laird, B.T. Katzen, D. Scheinert, J. Lammer, J. Carpenter, M. Buchbinder, R. Dave, G. Ansel, A. Lansky, E. Cristea, T.J. Collins, J. Goldstein, A.Y. Cao, M.R. Jaff // *Journal of Endovascular Therapy*. – 2012. – no. 19. – P. 1–9. DOI:10.1583/11-3627.1
10. Computing patient-specific hemodynamics in stented femoral artery models obtained from computed tomography using a validated 3D reconstruction method // M. Colombo, M. Bologna, M. Garbey, S. Berceci, Y. He, J.F. Rodriguez Matas, F. Migliavacca, C. Chiastra // *Medical Engineering & Physics*. – 2020. – No. 75. – P. 23–35. DOI: 10.1016/j.medengphy.2019.10.005
11. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability / P.A. Yushkevich, J. Piven, H.C. Hazlett, R.G. Smith, S. Ho, J.C. Gee, G. Gerig. // *Neuroimage*. – 2006. – No. 31. – P. 1116–1128. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.01.015
12. On the impact of flow-diverters on the hemodynamics of human cerebral aneurysms / D. Parshin, Yu. Kuyanov, D. Kislitsin, U. Windberger, A. Chupakhin // *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics*. – 2018. – No. 59. – P. 963–970. DOI:10.1134/S0021894418060019.
13. Handbook of hemorheology and hemodynamics. biomedical and health research / O.K. Baskurt, M.R. Hardeman., M.W. Rampling, H.J. Meiselman. – IOS Press: Amsterdam, 2007. – P. 468.
14. Stenting as porous media in anatomically accurate geometries. A comparison of models and spatial heterogeneity / N. Dazeo, J. Dottori, G. Boroni, A.P. Narata, I. Larrabide // *Journal of Biomechanics*. – 2020. – no. 110. – P. 109945. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.109945
15. О влиянии установки внутрисосудистого стента в бифуркацию коронарной артерии со стенозом на перераспределение в ней кровотока: эксперимент и моделирование / Р.А. Гайфутдинов, Ю.О. Куянова, Д.А. Хелимский, О.В. Крестьянинов, А.А. Тулупов, Д.В. Паршин // *Сибирский научный медицинский журнал*. – 2024. – № 44. – С. 23–31. DOI:10.18699/SSMJ20240103
16. Seiler, C. The human coronary collateral circulation / C. Seiler // *Heart*. – 2003. – Vol. 11, no. 89. – P. 1352–1357. DOI: 10.1136/heart.89.11.1352.
17. Numerical assessment of the risk of abnormal endothelialization for diverter devices: clinical data driven numerical study / D. Tikhvinskii, J. Kuyanov, D. Kislitsin,

- K. Orlov, A. Gorbatykh, D. Parshin // *Journal of Personalized Medicine*. – 2022. – no. 12. – P. 652.
18. Swift, H. Anatomy, bony pelvis and lower limb: femoral artery / H. Swift, B. Bordoni. – StatPearls Publishing: Treasure Island, 2023.
19. Pollock, J.D. Amgad N.M. Physiology, Cardiovascular Hemodynamics / J.D. Pollock, I.V. Murray, S.J. Bordes. – StatPearls Publishing: Treasure Island, 2023.
20. Artery buckling: new phenotypes, models, and applications / H.C. Han, J.K. Chesnutt, J.R. Garcia, Q. Liu, Q. Wen // *Annals of Biomedical Engineering*. – 2013. – no. 41. – P. 1399–410. DOI: 10.1007/s10439-012-0707-0
21. The arterial folding point during flexion of the hip joint / S. Park, J. Won, B. Kim, J.K. Kim, D.Y Lee. // *Cardiovascular and Interventional Radiology*. – 2005. – no. 28. – P. 173–177. DOI:10.1007/s00270-004-0190-6
22. Marei, I., Biofunctionalization of cardiovascular stents to induce endothelialization: Implications for in-stent thrombosis in diabetes. / I. Marei, B. Ahmetaj-Shala, C.R. Triggler // *Frontiers in Pharmacology*. – 2022. – no. 13. – P. 982185. DOI: 10.3389/fphar.2022.982185
23. Hemodynamic characteristics of cardiovascular system in simulated zero and partial gravities based on CFD modeling and simulation / L. Sun, L. Ding, L. Li, N. Yin, N. Yang, Y. Zhang, X. Xing, Z. Zhang, C. Dong. // *Life*. – 2023. – no. 13. – P. 407. DOI:10.3390/life13020407
24. Digital astronaut project biomechanical models: biomechanical modeling of squat, single-leg squat and heel raise exercises on the hybrid ultimate lifting kit / W.K. Thompson, Ch.A. Gallo, C. Lawton, B.E. Lewandowski, Br.T. Humphreys, J.K. DeWitt, R.S. Fincke, L. Mulugeta // *Technical Reports Server*. – 2015. – P. –19114.
25. Effect of active muscles on astronaut kinematics and injury risk for piloted lunar landing and launch while standing / M. Lalwala, K.S. Devane, B. Koya, F.C. Hsu, K.M. Yates, N.J. Newby, J.T. Somers, F.S. Gayzik, J.D. Stitzel, A.A. Weaver // *Annals of Biomedical Engineering*. – 2023. – No. 51. – P. 1408–1419. DOI: 10.1007/s10439-023-03143-y
26. Vascular and microvascular dysfunction induced by microgravity and its analogs in humans: mechanisms and countermeasures / N. Navasiolava, M. Yuan, R. Murphy, A. Robin, M. Coupé, L. Wang, A. Alameddine, G. Gauquelin-Koch, C. Gharib, Y. Li, M.A. Custaud // *Frontiers in Physiology*. – 2020. – no. 11. – P. 1–13.

**Финансирование.** Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ грант № 23-75-10047.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## HEMODYNAMICS OF THE SUPERFICIAL FEMORAL ARTERY: CLINICAL CASE STUDY

Iu.O. Kuianova, A.A. Gostev, D.V. Parshin

Meshalkin National Medical Research Center, Novosibirsk, Russian Federation

---

### ARTICLE INFO

Received: 26 April 2024  
Approved: 04 June 2024  
Accepted for publication: 14 June 2024

---

### Key words:

atherosclerosis, angioplasty, hemodynamics, femoral artery

---

### ABSTRACT

The superficial femoral artery, in contrast to the deep femoral artery, is most often affected by atherosclerosis with the formation of hemodynamically significant stenoses or occlusions, which leads to ischemia of the lower limb. The latest Russian and European guidelines for peripheral arterial disease currently recommend an endovascular strategy (angioplasty and stenting) for all lesions shorter than 25 cm. The study of the hemodynamics of the superficial femoral artery is complicated by the fact that it is subject to severe deformation (compression, stretching, torsion) during physiological movements in the hip and knee joints. In this regard, a very urgent task is the numerical modeling of hemodynamics before and after angioplasty and stenting of the affected artery to assess the redistribution of blood flow in the great vessels of the lower limb. The work performed a numerical study of the hemodynamics of the arteries of the lower extremities under normal conditions, with occlusion, and with installed virtual stents of various porosities for a specific patient. It has been established that, depending on the chosen stent, the volume of blood flow through the superficial femoral artery can vary up to 15 %, and in general, the redistribution of blood flow can reach up to 50 % compared to a healthy limb. For stents with a porosity index of 0.1–0.2, the shear stresses in the stent area are up to 5 times higher than for stents for which this value is 0.8, although the maximum WSS over the entire configuration remains comparable, which indicates possible significantly different stent endothelialization scenarios. A deeper understanding of these processes will make it possible to determine the choice of treatment tactics and the type of implanted device, which can ultimately improve the immediate and long-term results of surgical treatment, as well as improve the patient's rehabilitation status.

---