

Гений ортопедии. 2023;29(5):495-499.*Genij Ortopedii.* 2023;29(5):495-499.**Научная статья**

УДК 616.728.2-089.843-77:539.43

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2023-29-5-495-499>

**Сравнение прочностных характеристик
углеродной пары трения эндопротеза тазобедренного сустава,
включающей компоненты из монолитного или немонолитного пироуглерода**

Александр Николаевич Митрошин, Михаил Анатольевич Ксенофонтов[✉], Дмитрий Алексеевич Космынин

Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

Автор, ответственный за переписку: Михаил Анатольевич Ксенофонтов, Maksenofontov@mail.ru**Аннотация**

Введение. Проблема большого количества ревизионных вмешательств по причине асептического расшатывания после первичного эндопротезирования тазобедренного сустава вызвала необходимость поиска нового материала для пары трения. Углеродный материал пироуглерод, обладающий высокими трибологическими характеристиками, может использоваться как в монолитном, так и в сборном варианте конструкции, однако изготовление монолитного блока пироуглерода усложняет производство. **Цель.** Сравнить прочностные характеристики конструкций головки и вкладыша с монолитным и немонолитным углеродным компонентом. После изготовления опытных образцов конструкций пар трения выполнена оценка статической нагрузки на стендовых испытаниях. **Результаты.** При анализе математической модели конструкция с немонолитным пироуглеродом разрушилась в одном из экспериментов, тогда как прочность конструкции с монолитным пироуглеродом в 4,5 раза превысила напряжения, возникающие при нагрузке. При изучении максимальной статической нагрузки пара трения с монолитным пироуглеродом выдержала в 5 раз большую возможную нагрузку, чем в тазобедренном суставе человека. **Обсуждение.** Проведенные исследования позволяют с уверенностью говорить о надежности конструкции в исследованиях *in vitro*, что создаст условия для снижения количества ревизионных операций после эндопротезирования тазобедренного сустава. **Заключение.** На основе полученных данных конструкция головки и вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава с парой трения из углеродного материала обеспечит высокую надежность в условиях функционирования тазобедренного сустава при максимальных нагрузках, что служит предпосылкой для проведения клинического исследования предлагаемой пары трения.

Ключевые слова: эндопротезирование тазобедренного сустава, пара трения, углерод

Для цитирования: Митрошин А.Н., Ксенофонтов М.А., Космынин Д.А. Сравнение прочностных характеристик углеродной пары трения эндопротеза тазобедренного сустава, включающей компоненты из монолитного или немонолитного пироуглерода. *Гений ортопедии.* 2023;29(5):495-499. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-495-499. EDN: YYBUCU.

Original article

**Comparison of the strength characteristics of a carbon friction pair of a hip joint endoprosthesis,
including components from monolithic or non-monolithic pyrolytic carbon**

Alexander N. Mitroshin, Mikhail A. Ksenofontov[✉], Dmitriy A. Kosmynin

Penza State University, Penza, Russian Federation

Corresponding author: Mikhail A. Ksenofontov, Maksenofontov@mail.ru**Abstract**

Introduction The problem a large number of revision operations due to aseptic loosening after primary hip arthroplasty necessitates the search for a new material for a friction pair. The pyrocarbon, which has high tribological characteristics, can be used both in a monolithic and in a prefabricated design; however, the manufacture of a monolithic pyrocarbon block complicates production. **Aim** Compare the strength characteristics of the stem head and liner designs with monolithic and non-monolithic pyrocarbon. **Materials and methods** To assess the reliability of the designs, a digital mathematical model of the head and liner implants with a monolithic and non-monolithic pyrocarbon component was built. After the manufacture of prototypes friction pairs, an assessment of the static load on bench tests was carried out. **Results** While analyzing the mathematical model, the construct of non-monolithic pyrocarbon broke in one of the experiments, while the strength of the construct of monolithic pyrocarbon was 4.5 times higher than the stresses arising under load. While studying the maximum static load, the friction pair from monolithic pyrocarbon exceeded the maximum possible load in the human hip joint by 5 times. **Discussion** The studies allow us to be confident about the reliability of the design in *in vitro* studies, which will create conditions for reducing the number of revision surgeries after hip arthroplasty. **Conclusion** Based on the data obtained, the design of the head and liner of the hip joint endoprosthesis with a friction pair made of carbon material will provide high reliability under conditions of functioning in the hip joint at maximum loads. It serves as a prerequisite for conducting a clinical study of the proposed friction pair.

Keywords: hip arthroplasty, friction pair, carbon

For citation: Mitroshin A.N., Ksenofontov M.A., Kosmynin D.A. Comparison of the strength characteristics of a carbon friction pair of a hip joint endoprosthesis, including components from monolithic or non-monolithic pyrolytic carbon. *Genij Ortopedii.* 2023;29(5):495-499. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-495-499

ВВЕДЕНИЕ

Распространенность артроза тазобедренного сустава составляет более 10 % у пациентов старше 35 лет и более 35 % у пациентов старше 85 лет [1]. Одним из самых распространенных и эффективных методов хирургического лечения коксартроза является тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава [2, 3].

Количество эндопротезирований тазобедренного сустава в Российской Федерации ежегодно растет, от 33 тыс. в год в 2008 году до 76 тыс. в 2019 году [4]. Данная тенденция, по прогнозам ряда авторов, в ближайшие десятилетия сохранится [5, 6].

Несмотря на успешные результаты эндопротезирования тазобедренного сустава, проблемы остеолитизиса и асептического расшатывания имплантатов, вызванного частицами износа материалов пары трения, остаются нерешенными [7-9]. По данным ряда авторов, частота ревизионных вмешательств по причине асептического расшатывания составляет от 3 до 39,9 % [10-12]. Основной причиной асептического расшатывания компонентов эндопротеза является перипротезный остеолитизис, частота которого достигает 66 % от всех причин асептического расшатывания [13-15]. Остеолитизис чаще всего возникает по причине образующихся в процессе функционирования трущихся поверхностей материалов пары трения частиц износа [16]. Частицы износа поглощаются макрофагами, что приводит к образованию большого количества цитокинов, которые активируют остеокласты и могут вызывать остеолитизис вокруг эндопротеза, что впоследствии приводит к расшатыванию его компонентов [17, 18].

Показатели уровня износа современных материалов, используемых в современном эндопротезировании тазобедренного сустава, достигают 0,74 мм³/миллион циклов у керамических пар трения, 1 мм³/млн. циклов у пар трения металл-металл и 30-100 мм³/млн. циклов у пары трения металл-полиэтилен [19-22].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследовались две конструкции пары трения. Головка первой конструкции состояла из двух частей пироуглерода, которые монтировались на титановую втулку, вкладыш выполнен из полиэтилена и имел пироуглеродную вставку, диаметр сферических поверхностей 28 мм (рис. 1, 3).

Вторая конструкция пары трения эндопротеза тазобедренного сустава состояла из головки, имеющей монолитную пироуглеродную часть, которая монтировалась на титановую втулку. Пироуглеродная часть вкладыша монтировалась непосредственно в титановый корпус. Диаметр сферических поверхностей также составлял 28 мм (рис. 2, 4).

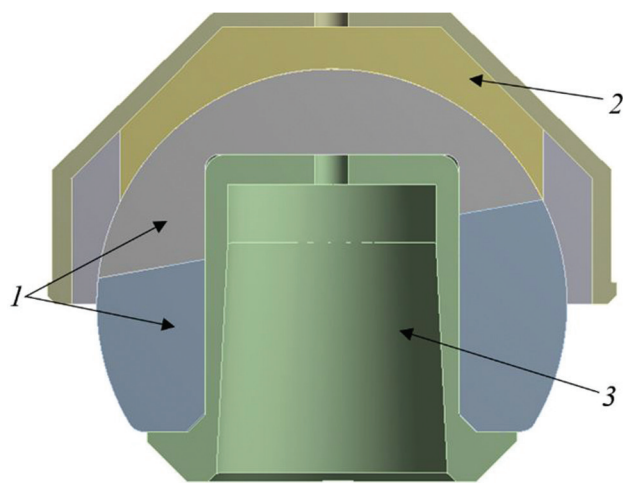


Рис. 1. Первый вариант конструкции узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава из немонолитного пироуглерода: 1 - пироуглеродная часть головки, состоящая из двух частей; 2 - пироуглеродная часть вкладыша; 3 - втулка из сплава титана

Известно, что высокоуглеродистые сплавы металлов имеют начальный уровень износа 0,21 мм³/млн. – 0,24 мм³/млн. циклов, тогда как сплавы с низким содержанием углерода имеют значительно большую скорость износа – 0,76 мм³/млн. циклов [19].

Используя преимущество высокой износостойкости углерода, было предложено использовать применяемый в кардиохирургии для протезирования клапанов сердца углеродный материал – изотропный пиролитический углерод. Однако условия функционирования материала в сердце и в тазобедренном суставе человека сильно отличаются. Нагрузки на компоненты эндопротеза сустава намного выше, и размер углеродного компонента должен быть больше. Тем не менее, получить изотропный пиролитический углерод необходимого для изготовления монолитного компонента размера сложнее, чем создать сборный компонент из двух частей материала. Таким образом, оценка надежности таких конструкций – необходимый этап исследований для изготовления оптимальной конструкции пары трения эндопротеза тазобедренного сустава из пироуглерода.

Цель – сравнить прочностные характеристики конструкций головки и вкладыша с использованием монолитного и немонолитного пироуглерода.

Минимальный зазор между головкой блока и вкладышем равен 0,15 мм, а максимальный зазор – 0,35 мм.

Характеристики физико-механических свойств пироуглерода свидетельствуют о существенном различии в его сопротивлении разрушению при растяжении и сжатии. Различие в сопротивлении пироуглерода разрушению при растяжении и сжатии требует учета при оценке прочности деталей, которые изготовлены из этого материала. Для оценки прочности деталей узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава был выбран критерий прочности Баландина. Согласно данному критерию, показатель разрушения материала наступает при достижении напряжения в конструкции единицы.

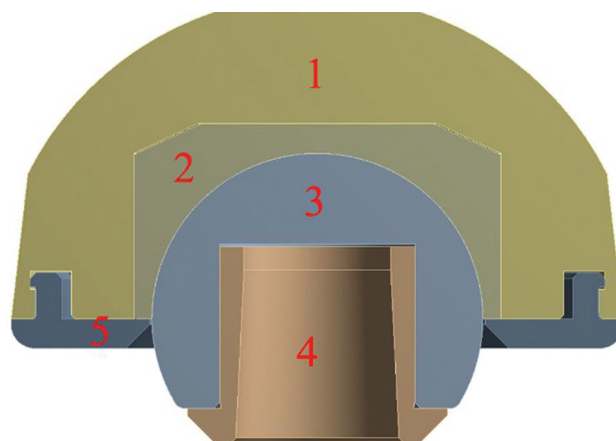


Рис. 2. Первая конструкция узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава из пироуглерода (диаметр 28 мм): 1 - титановый вкладыш; 2 - вставка из монолитного пироуглерода; 3 - монолитная головка из пироуглерода; 4 - втулка из сплава титана; 5 - полиэтиленовый буртик

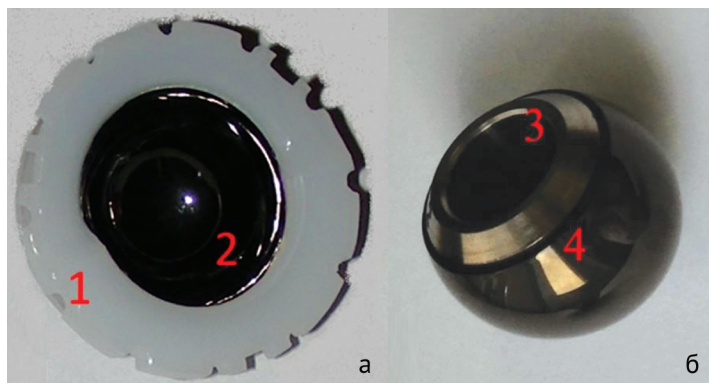
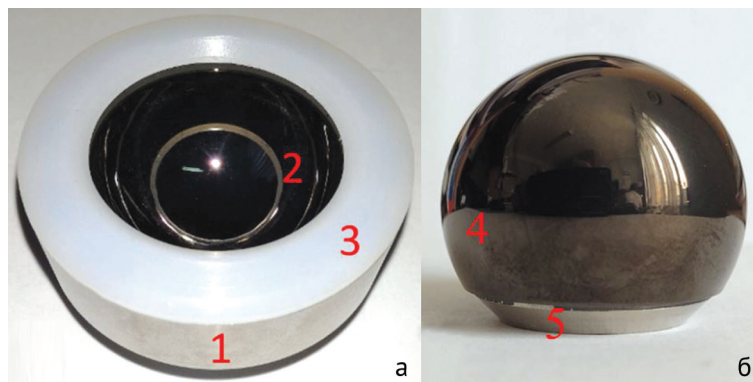


Рис. 3. Внешний вид вкладыша (а) и головки (б) с немонолитным пироуглеродом: 1 – полиэтиленовый вкладыш, 2 – пироуглеродная вставка, 3 – титановая втулка, 4 – пироуглеродная часть головки

Рис. 4. Внешний вид вкладыша (а) и головки (б) с монолитным пироуглеродом: 1 – титановый корпус, 2 – пироуглеродная вставка, 3 – полиэтиленовый буртик, 4 – пироуглеродная часть головки, 5 – титановая втулка



Варьируемым параметром являлся угол приложения нагрузки к вкладышу узла подвижности. Уровни варьирования: 0° (вертикальное приложение нагрузки), $22,5^\circ$ и 45° . Величина зазора между пироуглеродными частями головки и вкладыша равнялась 0,2 мм.

Углы приложения нагрузки были выбраны с целью определения наличия зависимости возникающих напряжений в конструкции от направления приложения нагрузки. Величина зазора варьировала в пределах технологического допуска изделия.

При проведении расчетов напряженно-деформированного состояния узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава из пиролитического углерода

считается, что головка узла закреплена по внутренней поверхности втулки, а нагрузка к вкладышу узла подвижности приложена под углом 0° (вертикальное приложение нагрузки), $22,5^\circ$ и 45° .

Для проведения исследования максимальной статической нагрузки на пару трения были изготовлены опытные образцы головки и вкладыша с монолитным и немонолитными частями пироуглерода. Конструкция компонентов соответствовала схемам, используемым в математическом моделировании (рис. 3, 4).

Исследование выполнялось на специализированной установке TbcTester IP5145-500. Угол приложения нагрузки составлял 45° .

РЕЗУЛЬТАТЫ

У обеих конструкций при всех рассматриваемых условиях нагружения максимальные значения относительных напряжений возникают в местах концентрации напряжений, которыми являются кромки или скругления на внутренней поверхности головки узла подвижности.

Вторым по значимости местом концентрации напряжений является пятно контакта между сферическими поверхностями головки и вкладыша узла подвижности.

Высокий уровень относительных напряжений возникает при контакте торцевой поверхности титановой втулки с внутренней поверхностью головки. Контакт возникает при осевом приложении нагрузки и сопровождается возникновением высоких напряжений, имеющих локальный характер.

При оценке конструкций головки с немонолитной пироуглеродной частью особенностью было то, что концентрации нагрузок приходились на зоны соединения пироуглеродных частей. В одном экспери-

менте напряжение превысило прочность конструкции, что может быть причиной ее разрушения. У пары трения с монолитным пироуглеродом запас прочности в 4,5 раза превысил напряжения, возникшие в ходе моделирования (табл. 1).

Таблица 1

Максимальные значения относительных напряжений в головке и вкладыше с монолитным и немонолитным пироуглеродом

Вариант конструкции	Угол приложения нагрузки		
	0°	$22,5^\circ$	45°
С немонолитным пироуглеродом	1,628	0,580	0,390
С монолитным пироуглеродом	0,149	0,222	0,202

Таким образом, конструкция пары трения с монолитным пироуглеродом обеспечивает более низкий уровень относительных напряжений во всем рассматриваемом диапазоне углов приложения нагрузки по сравнению с конструкцией, в которой использовался немонолит-

ный пироуглерод. У конструкции пары трения с немонолитным пироуглеродом в эксперименте с приложением нагрузки по оси шейки произошло разрушение.

По результатам исследования на статическую нагрузку разрушение пары трения с немонолитным пироуглеродом было зафиксировано при 1,5 т. Разрушение началось с деформации полиэтиленового адаптера вкладыша, которое привело к разрушению углеродной вставки.

ОБСУЖДЕНИЕ

Достижения в области технологий, улучшенные материалы и лучшее понимание реакций естественных тканей, безусловно, приведут к прорыву в выборе имплантатов. В связи со старением населения в последние годы увеличилось количество операций по замене суставов [23]. Следовательно, растет и количество ревизионных операций, так как ожидаемая продолжительность жизни пациентов больше, чем у эндопротезов [24-27].

Текущие тенденции в дизайне протезов подчеркивают важность биосовместимости используемых материалов, которые при этом должны быть достаточно прочны, чтобы выдерживать более активный образ жизни многих пациентов, при этом образуя минимальное количество продуктов износа. Поскольку основной проблемой, влияющей на долговечность протеза, является износ и распространение частиц износа, в настоящее время проводятся обширные исследования по улучшению таких биоматериалов, чтобы обеспечить «бесконечный срок службы эндопротеза».

Разрушение пары трения с монолитным пироуглеродом наступило при нагрузке 3,5 т. Данный показатель в 5 раз превышает максимальные нагрузки, возникающие в тазобедренном суставе.

Таким образом, вариант конструкции пары трения с монолитным пироуглеродом показал более высокую сопротивляемость к статическим нагрузкам, чем конструкция пары трения с немонолитным пироуглеродом.

Несмотря на имеющиеся на сегодняшний день материалы для пар трения, такие как керамика, металлы, полиэтилен [28], использование углеродных материалов для пары трения видится нам крайне перспективным направлением.

Несмотря на то, что надежность конструкции после имплантации еще предстоит изучить, можно с уверенностью говорить о высокой механической прочности конструкции головки и вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава с парой трения из углеродного материала. Высокие трибологические характеристики материалов, содержащих углерод, описываются в литературе, при этом отмечается, что улучшение износостойкости прямо пропорционально увеличению содержания углерода в материале [19].

Таким образом, применение материала с потенциаломкратно увеличить срок службы эндопротеза тазобедренного сустава поможет существенно улучшить качество жизни таких пациентов и позволит увеличить возрастной диапазон применения данного вида оперативной помощи без риска ранних ревизионных вмешательств [29, 30].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Технический результат. Заданные условия нагружения конструкций в математической модели во всех экспериментах выдержала только конструкция пары трения с монолитным пироуглеродом, запас прочности при этом составил 4,5. Конструкция пары трения с немонолитным пироуглеродом в эксперименте с приложением нагрузки по оси шейки разрушилась. При сравнении максимальной статической нагрузки прочность конструкции с монолитным пироуглеродом

в 2,3 раза превысила прочность конструкции с немонолитным пироуглеродом.

Клиническая интерпретация. В соответствии с высокими прочностными характеристиками конструкции пары трения с монолитным пироуглеродом и недостаточной прочностью конструкции с немонолитным пироуглеродом для клинической практики можно использовать только конструкцию с монолитным пироуглеродом.

Конфликт интересов. Отсутствует.

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии финансирования.

Этическая экспертиза. Не требуется.

Информационное согласие. Не требуется.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Корьяк В.А., Сорокинов В.А., Свистунов В.В., Шарова Т.В. Эпидемиология коксартроза. *Сибирский медицинский журнал*. 2013;(8):39-45.
2. Mihalko WM, Haider H, Kurtz S, et al. New materials for hip and knee joint replacement: What's hip and what's in kneed? *J Orthop Res*. 2020;38(7):1436-1444. doi: 10.1002/jor.24750
3. Neuprez A, Neuprez AH, Kaux JF, et al. Total joint replacement improves pain, functional quality of life, and health utilities in patients with late-stage knee and hip osteoarthritis for up to 5 years. *Clin Rheumatol*. 2020;39(3):861-871. doi: 10.1007/s10067-019-04811-y
4. Загородний Н.В. Состояние и качество травматолого-ортопедической помощи в Российской Федерации. *Медицинский вестник МВД*. 2019;(6(103)):2-6.
5. Загородний Н.В., Алексанян О.А., Чрагян Г.А. и др. Реконструкция вертлужной впадины с использованием компонентов из трабекулярного металла. *Вестник травматологии и ортопедии им. Приорова*. 2019;(26)1:5-10. doi: 10.17116/vto20190115
6. Вороков А.А., Бортулев П.И., Хайдаров В.М. и др. Эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов: показания к операции. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста*. 2020;8(3):355-364. doi: 10.17816/PTORS34164
7. Castiello E, Moghnie A, Tigani D, Affatato S. Dual mobility cup in hip arthroplasty: An in-depth analysis of joint registries. *Artif Organs*. 2022;46(5):804-812. doi: 10.1111/aor.14015

8. Николаев Н.С., Пчелова Н.Н., Преображенская Е.В. и др. "Неожиданные" инфекции при асептических ревизиях. *Травматология и ортопедия России*. 2021;27(3):56-70. doi: 10.21823/2311-2905-2021-27-3-56-70
9. Kummerant J, Wirries N, Derksen A, et al. The etiology of revision total hip arthroplasty: current trends in a retrospective survey of 3450 cases. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2020;140(9):1265-1273. doi: 10.1007/s00402-020-03514-3
10. Румянцев Ю.И. Лучевая диагностика осложнений после эндопротезирования тазобедренного и коленного суставов. *Радиология – практика*. 2013;(1):37-45.
11. Sharkey PF, Lichstein PM, Shen C, et al. Why are total knee arthroplasties failing today--has anything changed after 10 years? *J Arthroplasty*. 2014;29(9):1774-1778. doi: 10.1016/j.arth.2013.07.024
12. Sadoghi P, Liebensteiner M, Agreiter M, et al. Revision surgery after total joint arthroplasty: a complication-based analysis using worldwide arthroplasty registers. *J Arthroplasty*. 2013;28(8):1329-32. doi: 10.1016/j.arth.2013.01.012
13. Мурьяев В.Ю., Усубалиев Б.Т., Музыченко А.В. и др. Остеопороз и асептическое расшатывание компонентов эндопротеза после эндопротезирования суставов. *Кафедра травматологии и ортопедии*. 2022;(4):67-73. doi: 10.17238/2226-2016-2022-4-67-73
14. Broomfield JA, Malak TT, Thomas GE, et al. The Relationship Between Polyethylene Wear and Periprosthetic Osteolysis in Total Hip Arthroplasty at 12 Years in a Randomized Controlled Trial Cohort. *J Arthroplasty*. 2017;32(4):1186-1191. doi: 10.1016/j.arth.2016.10.037
15. Брагина С.В. Современные возможности ранней лабораторной диагностики перипротезного остеолита как предиктора развития асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава (обзор литературы). *Гений ортопедии*. 2020;26(2):261-265. doi: 10.18019/1028-4427-2020-26-2-261-265
16. Лапин Д.В., Паршиков М.В., Гурьев В.В. и др. Факторы риска и причины осложнений при эндопротезировании тазобедренного сустава (обзор литературы). *Кафедра травматологии и ортопедии*. 2022;(1):66-75. doi: 10.17238/2226-20162022-1-66-75
17. Gallo J, Raska M, Mrázek F, Petrek M. Bone remodeling, particle disease and individual susceptibility to periprosthetic osteolysis. *Physiol Res*. 2008;57(3):339-349. doi: 10.33549/physiolres.931140
18. Baranowska A, Plusa T, Baranowski P, et al. Is aseptic loosening of joint prostheses aseptic? *Pol Merkur Lekarski*. 2022;50(299):318-322. (In Polish.)
19. Merola M, Affatato S. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials* (Basel). 2019;12(3):495. doi: 10.3390/ma12030495
20. Affatato S, Spinelli M, Squarzone S, et al. Mixing and matching in ceramic-on-metal hip arthroplasty: an in-vitro hip simulator study. *J Biomech*. 2009;42(15):2439-2446. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.031
21. Al-Hajjar M, Jennings LM, Begand S, et al. Wear of novel ceramic-on-ceramic bearings under adverse and clinically relevant hip simulator conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(8):1456-62. doi: 10.1002/jbm.b.32965
22. Al-Hajjar M, Carbone S, Jennings LM, et al. Wear of composite ceramics in mixed-material combinations in total hip replacement under adverse edge loading conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017;105(6):1361-1368. doi: 10.1002/jbm.b.33671
23. Kurtz SM, Ong KL, Schmier J, et al. Future clinical and economic impact of revision total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89 Suppl 3:144-151. doi: 10.2106/JBJS.G.00587
24. Kurtz S, Ong K, Lau E, et al. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(4):780-785. doi: 10.2106/JBJS.F.00222
25. Rajeshshyam R, Chockalingam K, Gayathri V, Prakash T. Reduction of metallosis in hip implant using thin film coating. In *AIP Conference Proceedings*; AIP Publishing LLC: Melville. 2018;1943(1):020090. doi: 10.1063/1.5029666
26. Мохаммади М.Т., Пашкевич Л.А., Эйсмонт О.Л. и др. Анализ патоморфологических изменений при первичном и ревизионном эндопротезировании коленного сустава. *Медицинские новости*. 2021;(2):56-59.
27. Purudappa PP, Sharma OP, Priyavadana S, et al. Unexpected positive intraoperative cultures (UPIC) in revision Hip and knee arthroplasty - A review of the literature. *J Orthop*. 2019;17:1-6. doi: 10.1016/j.jor.2019.06.028
28. Таштанов Б.Р., Корыткин А.А., Павлов В.В., Шубняков И.И. Раскол керамического вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава: клинический случай. *Травматология и ортопедия России*. 2022;28(3):63-73. doi: 10.17816/2311-2905-1804
29. Mattei L, Di Puccio F, Ciulli E, et al. Experimental investigation on wear map evolution of ceramic-on-UHMWPE hip prosthesis. *Tribol. Int*. 2020;143:106068. doi: 10.1016/j.triboint.2019.106068
30. Jäger M, van Wasen A, Warwas S, et al. A multicenter approach evaluating the impact of vitamin e-blended polyethylene in cementless total hip replacement. *Orthop Rev (Pavia)*. 2014;6(2):5285. doi: 10.4081/or.2014.5285

Статья поступила в редакцию 13.06.2023; одобрена после рецензирования 07.08.2023; принята к публикации 25.08.2023.

The article was submitted 13.06.2023; approved after reviewing 07.08.2023; accepted for publication 25.08.2023.

Информация об авторах:

1. Александр Николаевич Митрошин – доктор медицинских наук, профессор, директор медицинского института, an-mitroshin@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-2232-129X>;
2. Михаил Анатольевич Ксенофонтов – старший преподаватель, Maksenofontov@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2333-3214>;
3. Дмитрий Алексеевич Космынин – старший преподаватель, kosmynin86@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6998-7902>.

Information about the authors:

1. Alexander N. Mitroshin – Doctor of Medical Sciences, Professor, Director of the Medical Institute, an-mitroshin@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-2232-129X>;
2. Mikhail A. Ksenofontov – Senior Lecturer, Maksenofontov@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2333-3214>;
3. Dmitry A. Kosmynin – Senior Lecturer, kosmynin86@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6998-7902>.

Вклад авторов:

Митрошин А.Н. – концептуализация; валидация; написание – рецензирование и редактирование; контроль; управление проектом.
Ксенофонтов М.А. – методология; формальный анализ; исследование; обработка данных; написание – первоначальный вариант; визуализация, написание – рецензирование и редактирование.
Космынин Д.А. – исследование; написание – первоначальный вариант; обработка данных; визуализация.