

УДК 616.728.2-089.28

<https://doi.org/10.23888/HMJ2023113390-396>

Изучение возможностей углеродного материала в паре трения эндопротеза тазобедренного сустава при помощи математического моделирования и стендовых испытаний

А. Н. Митрошин, М. А. Ксенофонтов✉, Д. А. Космынин

Пензенский государственный университет, Пенза, Российская Федерация

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

АННОТАЦИЯ

Введение. Одним из самых эффективных способов хирургического лечения коксартроза поздних стадий является тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава. Однако, неуклонный рост числа первичных эндопротезирований влечет за собой и рост ревизионных вмешательств. Предлагаемое нами решение использовать углеродный материал в паре трения позволит уменьшить количество ревизионных вмешательств по причине износа компонентов, а также может существенно повлиять на снижение риска возникновения асептического расшатывания.

Цель. Сравнить показатели напряженности и крутящий момент конструкций головки и вкладыша с парой трения из углеситалла диаметрами 28 мм и 38 мм при помощи математического моделирования и сравнить объемный износ пар трения из керамики и углеситалла при помощи стендовых испытаний.

Материалы и методы. Для оценки напряжений в предлагаемой конструкции использовалось математическое моделирование. Математическая модель была создана программными методами в среде «ANSYS 5.7». Изучались конструкции диаметрами 28 мм и 38 мм. Для проведения стендовых испытаний была изготовлена физическая модель пары трения из углеситалла. В соответствии с требованиями ГОСТ 31621-2012 было выполнено определение крутящего момента пары трения из углеситалла. В соответствии с ГОСТ Р ИСО 14242-3-2013 проведено исследование объемного износа пар трения из керамики и углеситалла.

Результаты. Математическое моделирование пары трения из углеситалла размером 38 мм в сравнении с парой трения диаметром 28 мм показало снижение величин напряжений сжатия и растяжения с закономерным увеличением запаса прочности для компонентов из углеситалла. В результате определение крутящего момента пары трения эндопротеза тазобедренного сустава, последний составил 1,1 Нм. Данный показатель на 26,6% ниже предельно допустимого по ГОСТ 1,5 Нм. Показатель крутящего момента был равен 1,10 Нм. В результате сравнительного испытания на износ пар трения из керамики и углеситалла потеря массы керамической головки составила 0,009 г, керамического вкладыша — 0,013 г. Головка из углеситалла потеряла 0,006 г, вкладыш — 0,009 г. Суммарно потеря массы углеродной пары трения меньше чем у керамической пары трения на 31,8%.

Заключение. Пара трения большего диаметра показала лучшие прочностные характеристики углеродной части конструкции, однако уменьшился предел прочности титановой втулки. Крутящий момент углеродной пары трения составил 1,1 Нм, что на 26,6% ниже предельно допустимого показателя, а объемный износ пары трения из углеситалла на 31,8% оказался меньше объемного износа пары трения из керамики.

Ключевые слова: пара трения; углеродный материал; эндопротез тазобедренного сустава

Для цитирования:

Митрошин А. Н., Ксенофонтов М. А., Космынин Д. А. Изучение возможностей углеродного материала в паре трения эндопротеза тазобедренного сустава при помощи математического моделирования и стендовых испытаний // Наука молодых (Eruditio Juvenium). 2023. Т. 11, № 3. С. 390–396. <https://doi.org/10.23888/HMJ2023113390-396>.

<https://doi.org/10.23888/HMJ2023113390-396>

Study of Carbon Material Possibilities in Bearings for Hip Arthroplasty Using Mathematical Modeling and Bench Tests

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

Penza State University, Penza, Russian Federation

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

ABSTRACT

INTRODUCTION: One of the most effective methods of surgical treatment of late-stage coxarthrosis is total hip replacement. However, the steady increase in the number of primary endoprosthetics results in the increase of revision surgeries. Our proposed solution to use carbon material in bearings will decrease the number of revision surgeries due to component wear, and may also significantly reduce the risk of aseptic loosening.

AIM: To compare stress and torque of the head and liner structures with bearings made of carbositall with diameters of 28 mm and 38 mm using mathematical modeling and to compare the volume wear of bearings made of ceramics and carbositall using bench tests.

MATERIALS AND METHODS: Mathematical modeling was used to assess the stresses in the proposed design. The mathematical model was created by software-based methods in ANSYS 5.7 environment. Structures with diameters of 28 mm and 38 mm were studied. A physical model of a bearing made of carbositall was made for bench testing. In accordance with requirements of GOST 31621-2012, a torque test of a carbositall bearing was performed. In accordance with GOST R ISO 14242-3-2013, a study of volume wear of bearings made of ceramics and carbositall was performed.

RESULTS: Mathematical modeling of a bearing made of carbositall with a size of 38 mm in comparison with a bearing with a diameter of 28 mm showed a decrease in intensity of compressive and tensile stresses with a natural increase in the safety factor for components made of carbositall. Based on the results of the torque test of bearing for hip arthroplasty, the torque was 1.1 Nm. This indicator is 26.6% lower than the maximum permissible according to GOST 1.5 Nm. The torque index was 1.10 Nm. As a result of a comparative test for wear of bearing made of ceramic and carbositall, the mass loss of the ceramic head was 0.009 g, the mass loss of the ceramic liner was 0.013 g. The head made of carbositall lost 0.006 g, while the liner lost 0.009 g. In total, the mass loss of the carbon bearing is 31.8% less than that of the ceramic one.

CONCLUSION: A large-diameter bearing showed the best strength characteristics of the carbon part of the structure, however, the strength limit of the titanium sleeve decreased. The torque of the carbon bearing was 1.1 Nm, which is 26.6% lower than the maximum permissible index, and the volume wear of the bearing made of carbositall is 31.8% less than the volume wear of the bearing made of ceramics.

Keywords: *bearing; carbon material; hip replacement*

For citation:

Mitroshin A. N., Ksenofontov M. A., Kosmynin D. A. Study of Carbon Material Possibilities in Bearings for Hip Arthroplasty Using Mathematical Modeling and Bench Tests. *Science of the young (Eruditio Juvenium)*. 2023;11(3):390–396. <https://doi.org/10.23888/HMJ2023113390-396>.

Введение

Эндопротезирование тазобедренного сустава человека является одним из самых эффективных методов лечения коксартроза поздних стадий на сегодняшний день [1–3]. Для решения актуальной проблемы асептической нестабильности эндопротезов тазобедренного сустава [4, 5] предложен углеродсодержащий материал углеситалл. Данный материал хорошо зарекомендовал себя при протезировании клапанов сердца, где он применяется по сегодняшний день [6].

Предлагаемое нами решение использовать углеродный материал в паре трения эндопротеза тазобедренного сустава позволит уменьшить количество ревизионных вмешательств по причине износа компонентов, а также может существенно повлиять на снижение риска возникновения асептического расшатывания. В отличие от других материалов пар трения эндопротезов тазобедренного сустава, таких как металл, керамика, полиэтилен — углерод не вызывает макрофагальную реакцию и тем самым устраняет одну из основных проблем возникновения асептической нестабильности [7–9].

Однако материал пары трения эндопротеза тазобедренного сустава и сама конструкция должны обладать высокими трибологическими и прочностными характеристиками, позволяющими выдерживать напряжения, возникающие в конструкции и не превышающие предел прочности материалов, что позволит использовать данную пару трения в узле подвижности на протяжении многих лет без необходимости замены.

Цель. Сравнить показатели напряженности и крутящий момент конструкций головки и вкладыша с парой трения из углеситалла диаметрами 28 мм и 38 мм при помощи математического моделирования и сравнить объемный износ пар трения из керамики и углеситалла при помощи стендовых испытаний.

Материалы и методы

Для определения нагрузок, возникающих в компонентах пары трения из уг-

леситалла во время функционирования узла подвижности, было выполнено математическое моделирование. Математическая модель создана программными методами в среде «ANSYS 5.7». Модель диаметром 28 мм состояла из титановой втулки и монолитной углеродной части. Чаша состояла из углеродной ответной части и титанового корпуса. Модель диаметром 38 мм была из тех же компонентов, отличие заключалось в том, что в конструкции использовалась титановая шайба для увеличения прочности конструкции из-за увеличения диаметра углеситалловой части.

Для проведения стендовых испытаний изготовлена физическая модель пары трения из предложенного материала. Выполнялось определение крутящего момента пары трения эндопротеза тазобедренного сустава. Эксперимент проводился в соответствии с требованиями ГОСТ 31621-2012.

Сравнительное испытание объемного износа пар трения из керамики и углеситалла осуществлялся на оригинальной установке, которая обеспечивала возможность непрерывного вращения головки во вкладыше на 90° в двух направлениях, скорость вращения чаши 0,5 об/с при нагрузке в 2250 Н, на протяжении не менее 5 млн. циклов. Вращение осуществлялось в 30% растворе кровяной сыворотки с концентрацией белка не менее 17 г/л. Условия испытания соответствовали ГОСТ Р ИСО 14242-3-2013.

Согласно ГОСТ EN 13975-2016, медицинские изделия, которые проходят качественный анализ после изготовления не требуют статистического анализа при испытаниях.

Результаты

Максимальное значение напряжения растяжения углеродной части у модели 28 мм составило 68,2 МПа и наблюдалось в области контакта втулки головки с углеродной частью, у модели 38 мм максимальное значение напряжения растяжения наблюдалось на границе области контакта шайбы с основанием канала головки, и составило 23,2 МПа. Достигнутые значения напряжений не превысили предел прочности материала (табл. 1).

Максимальное значение напряжения сжатия углеродной части модели диаметром 28 мм составило 81,7 МПа и наблюдалось в области контакта головки с вкладышем, у модели 38 мм концентрация на-

пряжения локализовалась на границе области контакта шайбы с основанием канала головки и составило 57,6 МПа. Предел прочности материала не был достигнут у обеих конструкций (табл. 2).

Таблица 1. Коэффициент запаса прочности углеситалла в конструкции пары трения при растяжении

Предел прочности углеситалла на растяжение, МПа	Коэффициент запаса прочности при растяжении модели 28 мм	Коэффициент запаса прочности при растяжении модели 38 мм
115	1,7	5,0

Таблица 2. Коэффициент запаса прочности углеситалла в конструкции пары трения при сжатии

Предел прочности углеситалла на сжатие, МПа	Коэффициент запаса прочности углеситалла при сжатии модели 28 мм	Коэффициент запаса прочности углеситалла при сжатии модели 38 мм
455	5,6	7,9

Среднее значение крутящего момента модели диаметром 28 мм составило 1,37 Нм, а для модели диаметром 38 мм — 1,41 Нм. По требованию ГОСТ 31621-2012 показатель крутящего момента не должен превышать 1,5 Нм.

Таким образом, результат математического моделирования пары трения из углеситалла размером 38 мм в сравнении с парой трения диаметром 28 мм показал снижение величин напряжений сжатия и растяжения с закономерным увеличением коэффициента запаса прочности для компонентов из углеситалла. Тем не менее, показатель крутящего момента у моделей существенно не отличался.

Результат испытания крутящего момента физической модели пары трения из углеситалла составил 1,1 Нм. Следовательно, данный показатель пары трения из углеситалла на 26,6% ниже предельно допустимого по ГОСТ, который равен 1,5 Нм.

Также было выполнено сравнительное испытание объемного износа пар трения из углеситалла и керамической пары трения. Испытания проводились в соответствии с ГОСТ Р ИСО 14242-3-2013, регламентирующем условия эксперимента.

В испытании использовалась керамическая головка и вкладыш фирмы Zimmer, диаметр головки 28 мм, и головка и вкладыш из углеситалла, диаметр головки 28 мм.

Исследование выполнялось на установке, собранной специально для проведения данного испытания. За время эксперимента образцы прошли 5 000 000 циклов.

В сводной таблице результатов измерения видно, что потеря массы керамической головки составила 0,009 г, керамического вкладыша — 0,013 г. Головка из углеситалла потеряла 0,006 г, вкладыш — 0,009 г. Суммарно потеря массы углеродной пары трения меньше, чем у керамической пары трения на 31,8 % (табл. 3).

Таблица 3. Результаты измерений объемного износа пар трения из углеситалла и керамики

Показатель	Керамическая пара трения		Пара трения из углеситалла	
	Головка	Вкладыш	Головка	Вкладыш с металлическим адаптером
Масса, г	36,304	33,269	23,756	64,862
Потеря массы пары трения после испытания, г	0,009	0,013	0,006	0,009
Суммарная потеря массы парой трения, г	0,022		0,015	

Исходя из полученных данных были рассчитаны показатели скорости износа исследуемых пар трения и сравнены с

другими парами трения, используемыми в эндопротезировании тазобедренного сустава (табл. 4).

Таблица 4. Скорость износа пар трения эндопротеза тазобедренного сустава

Пара трения	Объемный износ, mm^3/Mc
Керамика — Полиэтилен	4,09 [10]
Металл — Полиэтилен	6,71 [11]
Керамика — Керамика	1,52
Углеситалл — Углеситалл	1,43

Обсуждение

Основными материалами пар трения эндопротезов тазобедренного сустава являются керамика, металлы, полиэтилен [12]. Работы по их улучшению постоянно ведутся, тем не менее, существенного увеличения срока службы эндопротезов достичь не удалось. Основным ограничением пар трения с полиэтиленом остается высокий объемный износ и высокая частота развития асептической нестабильности компонентов. У керамических пар трения отмечаются переломы головок [13], а также немаловажный недостаток, выраженный в скрипе при движениях в суставе, который может быть первым признаком разрушения керамических компонентов [14]. На этом фоне использование углеродных материалов для пары трения видится нам крайне перспективным направлением.

Требования к прочности и износостойкости материалов в парах трения эндопротезов очень высоки в связи с нагрузками, возникающими в суставе. Следовательно, для использования предлагаемого материала необходимо доказать его надежность и соответствующие трибологические характеристики, позволяющие обеспечить длительный срок службы эндопротеза. В результате проведенного исследования, конструкции пары трения из углеситалла выдержали нагрузки, возникающие в тазобедренном суставе, тем самым не позволяя ограничить применение предлагаемой пары трения в клинической практике. Сравнение пар трения диаметром 28 мм и 38 мм показало повышение запаса прочности конструкции

большого диаметра, что немаловажно, так как за счет использования головки большего диаметра, уменьшается риск вывихов эндопротезов тазобедренного сустава [15].

Высокие требования к прочности материалов пары трения связаны в первую очередь с молодыми и активными пациентами. В среднем человек делает около 2,5 млн шагов в год [16], следовательно, потеря массы углеродной пары трения составит около 0,0075 г/год. Данный показатель объемного износа подтверждает литературные данные о том, что добавление в металлические сплавы углерода улучшает трибологические свойства материалов пары трения [17].

Заключение

Таким образом, результаты исследования продемонстрировали, что пары трения диаметров 28 мм и 38 мм выдержали возникающие нагрузки в конструкции и обладают необходимым запасом прочности для надежного функционирования в эндопротезе тазобедренного сустава. Тем не менее, модель 38 мм показала больший запас прочности, чем модель 28 мм.

Значение крутящего момента напрямую отражает способность материала сопротивляться износу. По результатам исследования крутящий момент углеродной пары трения составил 1,1 Нм, что на 26,6% ниже предельно допустимого показателя по ГОСТ 31621-2012.

Объемный износ исследовался путем измерения потери массы узла подвижности из углеситалла в сравнении с керамической парой трения. Потеря мас-

сы керамической пары трения составила 0,022 г, а пары трения из углеситалла 0,015 г, что меньше, чем у керамической

пары трения на 31,8%, и это позволяет говорить о более низкой скорости износа пары трения из углеситалла.

Список источников

1. Рябова М.Н., Назаров Е.А., Зубов А.А., и др. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава при двухстороннем анкилозе // Наука молодых (Eruditio Juvenium). 2017. № 2. С. 265–276. doi: [10.23888/HMJ20172265-276](https://doi.org/10.23888/HMJ20172265-276)
2. Mihalko W.M., 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. Vol. 38, No. 7. P. 1436–1444. doi: [10.1002/jor.24750](https://doi.org/10.1002/jor.24750)
3. Neuprez A., Neuprez A.H., Kaux J.-F., 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. Vol. 39, No. 3. P. 861–871. doi: [10.1007/s10067-019-04811-y](https://doi.org/10.1007/s10067-019-04811-y)
4. Castiello E., Moghnie A., Tigani D., et al. Dual mobility cup in hip arthroplasty: An in-depth analysis of joint registries // Artif. Organs. 2022. Vol. 46, No. 5. P. 804–812. doi: [10.1111/aor.14015](https://doi.org/10.1111/aor.14015)
5. Annual report 2022: Swedish arthroplasty register. Доступно по: <https://sar.registercentrum.se/news/download-the-sar-annual-report-2022>. Ссылка активна на 23.03.2023.
6. Тычинская И.Д., Калиниченко А.С. Обработка углеситалловой пластины механическим способом // Актуальные вопросы машиноведения. 2022. Вып. 11. С. 350–353.
7. Загородний Н.В., Чрагян Г.А., Алексанян О.А., и др. Применение 3D-моделирования и прототипирования при первичном и ревизионном эндопротезировании // Вестник травматологии и ортопедии им. Приорова. 2018. № 2. С. 21–29. doi: [10.32414/0869-8678-2018-2-21-29](https://doi.org/10.32414/0869-8678-2018-2-21-29)
8. Зверева К.П., Марков Д.А., Решетников А.Н., и др. Тотальная ревизионная артропластика при изолированной асептической нестабильности ацетабулярного компонента // Геней ортопедии. 2018. Т. 24, № 4. С. 444–449. doi: [10.18019/1028-4427-2018-24-4-444-449](https://doi.org/10.18019/1028-4427-2018-24-4-444-449)
9. Чрагян Г.А., Загородний Н.В., Каграманов С.В., и др. Результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у лиц молодого
10. Moro T., Takatori Y., Kyomoto M., et al. Wear resistance of the biocompatible phospholipid polymer-grafted highly cross-linked polyethylene liner against larger femoral head // J. Orthop. Res. 2015. Vol. 33, No. 7. P. 1103–1110. doi: [10.1002/jor.22868](https://doi.org/10.1002/jor.22868)
11. Brandt J.-M., Vecherya A., Guenther L.E., et al. Wear testing of crosslinked polyethylene: Wear rate variability and microbial contamination // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 2014. Vol. 34. P. 208–216. doi: [10.1016/j.jmbbm.2014.02.016](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.016)
12. Таштанов Б.Р., Корыткин А.А., Павлов В.В., и др. Раскол керамического вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава: клинический случай // Травматология и ортопедия России. 2022. Т. 28, № 3. С. 63–73. doi: [10.17816/2311-2905-1804](https://doi.org/10.17816/2311-2905-1804)
13. Тураходжаев Ф.А., Загородний Н.В., Закирова А.Р., и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава с применением пар трения керамика–полиэтилен и металл–полиэтилен // Кремлевская медицина. Клинический вестник. 2015. № 4. С. 34–39.
14. Traina F., De Fine M., Di Martino A., et al. Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: a systematic review // Biomed. Res. Int. 2013. Vol. 2013. P. 157247. doi: [10.1155/2013/157247](https://doi.org/10.1155/2013/157247)
15. Ефимов Н.Н., Стафеев Д.В., Ласунский С.А., и др. Использование связанных вкладышей и систем двойной мобильности для профилактики вывихов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России. 2018. Т. 24, № 3. С. 22–33. doi: [10.21823/2311-2905-2018-24-3-22-33](https://doi.org/10.21823/2311-2905-2018-24-3-22-33)
16. Lee I.-M., Shiroma E.J., Kamada M., et al. Association of Step Volume and Intensity With All-Cause Mortality in Older Women // JAMA Intern. Med. 2019. Vol. 179, No. 8. P. 1105–1112. doi: [10.1001/jamainternmed.2019.0899](https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2019.0899)
17. Merola M., Affatato S. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations (Review) // Materials. 2019. Vol. 12, No. 3. P. 495. doi: [10.3390/ma12030495](https://doi.org/10.3390/ma12030495)

References

1. Ryabova MN, Nazarov YeA, Zubov AA, et al. Total hip replacement in bilateral ankylosis. *Nauka Molodykh (Eruditio Juvenium)*. 2017;(2):265–76. (In Russ). doi: [10.23888/HMJ20172265-276](https://doi.org/10.23888/HMJ20172265-276)
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):1436–44. doi: [10.1002/jor.24750](https://doi.org/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):861–71. doi: [10.1007/s10067-019-04811-y](https://doi.org/10.1007/s10067-019-04811-y)
4. Castiello E, Moghnie A, Tigani D, et al. Dual mobility cup in hip arthroplasty: An in-depth analysis of joint registries. *Artif Organs*. 2022;46(5):804–12. doi: [10.1111/aor.14015](https://doi.org/10.1111/aor.14015)

5. Annual report 2022: Swedish arthroplasty register. Available at: <https://sar.registercentrum.se/news/download-the-sar-annual-report-2022>. Accessed: 2023 March 23.
6. Tychinskaya ID, Kalinichenko AS. Machinability of the carbosital plate by mechanical means. *Aktual'nyye Voprosy Mashinovedeniya*. 2022;11:350–3. (In Russ).
7. Zagorodny NV, Chragyan GA, Aleksanyan OA, et al. 3D Modelling and Printing in Primary and Revision Arthroplasty. *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics*. 2018;(2):21–9. (In Russ). doi: [10.32414/0869-8678-2018-2-21-29](https://doi.org/10.32414/0869-8678-2018-2-21-29)
8. Zvereva KP, Markov DA, Reshetnikov AN, et al. Total hip revision in patients with isolated aseptic loosening of the acetabular component. *Genij Ortopedii*. 2018;24(4):444–9. (In Russ). doi: [10.18019/1028-4427-2018-24-4-444-449](https://doi.org/10.18019/1028-4427-2018-24-4-444-449)
9. Chragyan GA, Zagorodny NV, Kagramanov SV, et al. Results of total hip replacement in young adults. *MIA Medical Bulletin*. 2020;(1):31–5. (In Russ).
10. Moro T, Takatori Y, Kyomoto M, et al. Wear resistance of the biocompatible phospholipid polymer-grafted highly cross-linked polyethylene liner against larger femoral head. *J Orthop Res*. 2015;33(7):1103–10. doi: [10.1002/jor.22868](https://doi.org/10.1002/jor.22868)
11. Brandt J–M, Vecherya A, Guenther LE, et al. Wear testing of crosslinked polyethylene: Wear rate variability and microbial contamination. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;34:208–16. doi: [10.1016/j.jmbbm.2014.02.016](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.016)
12. Tashtanov BR, Korytkin AA, Pavlov VV, et al. Ceramic Liner Fracture in Total Hip Arthroplasty: A Case Report. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2022;28(3):63–73. (In Russ). doi: [10.17816/2311-2905-1804](https://doi.org/10.17816/2311-2905-1804)
13. Turakhodjaev FA, Zagorodny NV, Zakirova AP, et al. Endoprosthesis of the coxofemoral joint with application of friction pairs of ceramicspolyethylene and metal-polyethylene. *Kremlin Medicine Journal*. 2015;(4):34–9. (In Russ).
14. Traina F, De Fine M, Di Martino A, et al. Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: a systematic review. *Biomed Res Int*. 2013;2013:157247. doi: [10.1155/2013/157247](https://doi.org/10.1155/2013/157247)
15. Efimov NN, Stafeev DV, Lasunskii SA, et al. Constrained liners and dual mobility systems for prevention of instability in revision hip arthroplasty. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2018;24(3):22–33. (In Russ). doi: [10.21823/2311-2905-2018-24-3-22-33](https://doi.org/10.21823/2311-2905-2018-24-3-22-33)
16. Lee I–M, Shiroma EJ, Kamada M, et al. Association of Step Volume and Intensity With All-Cause Mortality in Older Women. *JAMA Intern Med*. 2019;179(8):1105–12. doi: [10.1001/jamainternmed.2019.0899](https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2019.0899)
17. Merola M, Affatato S. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations (Review). *Materials*. 2019;12(3):495. doi: [10.3390/ma12030495](https://doi.org/10.3390/ma12030495)

Дополнительная информация

Финансирование. Авторы заявляют об отсутствии финансирования при проведении исследования.

Информация об авторах:

Митрошин Александр Николаевич — д-р мед. наук, профессор, директор медицинского института, SPIN: 7280-7140, <https://orcid.org/0000-0002-2232-129X>, e-mail: an-mitroshin@mail.ru

✉ *Ксенофонтов Михаил Анатольевич* — старший преподаватель кафедры травматологии, ортопедии и военно-экстремальной медицины, SPIN: 1501-4525, <https://orcid.org/0000-0003-2333-3214>, e-mail: maksenofontov@mail.ru

Космынин Дмитрий Алексеевич — старший преподаватель кафедры травматологии, ортопедии и военно-экстремальной медицины, SPIN: 4710-4450, <https://orcid.org/0000-0002-6998-7902>, e-mail: kosmynin86@mail.ru

Вклад авторов:

Митрошин А.Н. — разработка концепции и методологии исследования, редактирование данных.

Ксенофонтов М.А. — проведение стендовых испытаний, анализ полученных данных, подготовка и редактирование текста.

Космынин Д.А. — анализ полученных данных, подготовка и редактирование текста.

Утверждение окончательного варианта статьи, ответственность за целостность всех частей статьи — все соавторы.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Funding. The authors declare no funding for the study.

Information about the authors:

Aleksandr N. Mitroshin — MD, Dr. Sci. (Med.), Professor, Director of the Medical Institute, SPIN: 7280-7140, <https://orcid.org/0000-0002-2232-129X>, e-mail: an-mitroshin@mail.ru

✉ *Mikhail A. Ksenofontov* — Senior Lecturer of the Department of Traumatology, Orthopedics and Military Extreme Medicine, SPIN: 1501-4525, <https://orcid.org/0000-0003-2333-3214>, e-mail: maksenofontov@mail.ru

Dmitriy A. Kosmynin — Senior Lecturer of the Department of Traumatology, Orthopedics and Military Extreme Medicine, SPIN: 4710-4450, <https://orcid.org/0000-0002-6998-7902>, e-mail: kosmynin86@mail.ru

Contribution of the authors:

Mitroshin A. N. — development the concept and methodology of research, data editing.

Ksenofontov M. A. — conducting bench tests, analyzing the data obtained, preparing and editing the text.

Kosmynin D.A. — analysis of the received data, preparation and editing of the text.

Approval of the final version of the article, responsibility for the integrity of all parts of the article all authors.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interests.