

УДК 617

EDN: OFDGOS

<https://doi.org/10.15275/ssmj1904345>

Обзор

МАТЕРИАЛЫ ПАРЫ ТРЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР)**А. Н. Митрошин, М. А. Ксенофонтов, Д. А. Космынин**

ФБОУ ВО «Пензенский государственный университет», Пенза, Россия

MATERIALS FOR THE FRICTION PAIR OF THE HIP JOINT ENDOPROSTHESIS (REVIEW)**A. N. Mitroshin, M. A. Ksenofontov, D. A. Kosmynin**

Penza State University, Penza, Russia

Для цитирования: Митрошин А. Н., Ксенофонтов М. А., Космынин Д. А. Материалы пары трения эндопротеза тазобедренного сустава (обзор). Саратовский научно-медицинский журнал. 2023; 19 (4): 345–350. EDN: OFDGOS. DOI: <https://doi.org/10.15275/ssmj1904345>

Аннотация. Цель: определить эффективность материалов пар трения эндопротезов тазобедренного сустава в решении проблемы асептической нестабильности. Методика написания обзора. Анализ литературных данных выполнялся в отечественной базе данных e-Library, RSCI и международной — PubMed, при этом ключевыми словами поиска являлись «материалы пар трения эндопротезов», «причины ревизионных эндопротезирований тазобедренного сустава», «остеолизис». Всего были проанализированы 443 источника с дальнейшим использованием фильтров систематического обзора и знаний авторов по теме (для обзора отобрано 50). Продолжительность ретроспективного анализа — 15 лет (2009–2023 гг.). Заключение. Используемые в современном эндопротезировании материалы не могут решить проблему асептической нестабильности компонентов эндопротеза. Основным путем борьбы с осложнениями, связанными с асептической нестабильностью, является использование новых биоинертных материалов, продукты износа которых не вызывают остеолизис.

Ключевые слова: эндопротез тазобедренного сустава, пара трения, асептическая нестабильность

For citation: Mitroshin AN, Ksenofontov MA, Kosmynin DA. Materials for the friction pair of the hip joint endoprosthesis (review). *Saratov Journal of Medical Scientific Research*. 2023; 19 (4): 345–350. EDN: OFDGOS. DOI: <https://doi.org/10.15275/ssmj1904345> (In Russ.)

Abstract. Objective: to determine the effectiveness of hip endoprosthesis friction pair materials in addressing aseptic instability. Review writing methodology. Literature data analysis was performed in the national database e-Library, RSCI and the international database PubMed, with the search keywords being “materials of endoprosthesis friction pairs”, “reasons for revision hip arthroplasty”, “osteolysis”. A total of 443 sources were analyzed, further using the filters of a systematic review and the knowledge of the authors on the topic (50 were selected for review). The duration of the retrospective analysis is 15 years (2009–2023). Conclusion. The materials used in modern endoprosthesis replacement can't solve the problem of aseptic loosening of endoprosthesis components. The main way to combat the complications associated with aseptic loosening is to use new bioinert materials whose wear products do not cause osteolysis.

Keywords: endoprosthesis of the hip joint, friction pair, aseptic loosening

Введение. Частота заболеваемости коксартрозом у пациентов старше 35 лет достигает 10,8% и с возрастом увеличивается, достигая 35,4% у пациентов старше 85 лет [1]. Одним из самых распространенных и эффективных методов хирургического лечения коксартроза является тотальное эндопротезирование (ЭП) тазобедренного сустава (ТБС) [2–4]. В России количество операций ЭП ТБС человека в 2008 г. составило 33 тыс., а в 2019 г. — уже более 76 тыс. [5, 6]. По прогнозам специалистов, тенденция к росту количества ежегодно выполняемых операций первичного ЭП ТБС в ближайшие десятилетия сохранится [6–8].

Первые попытки замены ТБС приходятся на середину XVIII в. Первые материалы, используемые для оперативного лечения, были дерево, кожа, мышечная ткань, мочевой пузырь свиньи и золотая фольга. Только спустя десятилетия стали использовать такие материалы, как каучук, цинк, стекло, воск и серебряные пластины. В 1880 г. профессор Фемистокл Глюк впервые имплантировал шаровидный протез из слоновой кости с винтовой фиксацией. Тем не менее высокая частота инфекционных осложнений и высокая скорость износа материалов не позволяли широко использовать данные методики замены ТБС [9].

Ортопедом, который совершил прорыв в области ЭП ТБС, стал Джон Чарнли. В 1960-х гг. он определил концепцию ЭП с низким трением. Его первый протез состоял из ножки из нержавеющей стали, фиксированной акриловым цементом, и головки диаметром 22,2 мм, соединенной с чашкой из политетрафторэтилена. Политетрафторэтилен не подходил для протезной опоры, поскольку приводил к износу и повреждению материала, который вызывал воспалительные реакции. Для решения этих проблем Д. Чарнли использовал другие полимерные материалы, такие как полиэтилен высокой плотности и полиэтилен сверхвысокой молекулярной массы. Исследователь внес множество изменений в первоначальную конструкцию эндопротеза, что позволило выполнить тысячи успешных операций [подробнее см.: 10].

Улучшение результатов ЭП ТБС напрямую связано с улучшением материалов, используемых в паре трения, и поныне разработка оптимальной конструкции и материала пары трения является актуальной проблемой [10]. Разработка материалов велась в направлении увеличения жесткости, ударной вязкости, способности выдерживать статические и динамические нагрузки, повышения стойкости к химическому и механическому износам [11].

В настоящее время эндопротезы ТБС изготавливаются из металлов, керамики и полиэтилена. Наиболее используемыми являются титановые сплавы, нержавеющая сталь, специальные высокопрочные сплавы, глинозем, диоксид циркония,

Ответственный автор — Михаил Анатольевич Ксенофонтов

Corresponding author — Mikhail A. Ksenofontov

Тел.: +7 (937) 4445363

E-mail: Maksenofontov@mail.ru

оксид алюминия, закаленный диоксидом циркония, и сверхвысокомолекулярный полиэтилен.

Обычно ножки состоят из металлов, тогда как головки могут быть как металлическими, так и керамическими, а чашка может быть изготовлена из металлов, керамики или полимеров. Есть несколько комбинаций, которые могут быть реализованы с использованием этих материалов с целью сочетания с наименьшим количеством проблем и самыми высокими шансами на долгосрочный успех [10].

В современном ЭП ТБС применяется четыре основных типа пар трения: «металл — полиэтилен», «металл — металл», «керамика — керамика» и «керамика — полиэтилен». Начинают использовать такие сочетания пары трения, как «керамическая головка и металлическая чашка» [12]. На выбор пары трения влияет множество факторов: стоимость имплантата, возраст и уровень активности пациента, осложнения во время операции и т.д. [10].

Цель — определить эффективность материалов пар трения эндопротезов тазобедренного сустава в решении проблемы асептической нестабильности.

Методика написания обзора. Анализ литературных данных выполнялся в отечественной базе данных e-Library, RSCI и международной — PubMed, при этом ключевыми словами поиска являлись «материалы пар трения эндопротезов», «причины ревизионных эндопротезирований тазобедренного сустава», «остеоллизис». Всего проанализированы 443 источника с дальнейшим использованием фильтров систематического обзора и знаний авторов по теме (для обзора отобрано 50). Продолжительность ретроспективного анализа — 15 лет (2009–2023 гг.).

Несмотря на то, что тотальное ЭП ТБС показало успешные результаты, асептическая нестабильность остается серьезным инвалидизирующим осложнением [13].

Частицы износа, образующиеся в результате трения материалов узла подвижности между головкой и вкладышем эндопротеза, поглощаются макрофагами, это приводит к образованию большого количества цитокинов, которые активируют остеокласты и могут вызывать остеолитиз вокруг эндопротеза, что впоследствии приводит к возникновению нестабильности компонентов эндопротеза. Попаданию макрофагов между имплантатом и костью может способствовать как микроподвижность компонентов эндопротеза, так и значительные колебания давления суставной жидкости [14]. Следовательно, снижение износа материалов эндопротезов ТБС имеет решающее значение для долгосрочной выживаемости имплантатов [15, 16].

Количество частиц, обнаруженных в перипротезных тканях, могло достигать почти 10¹² даже при скорости износа 0,1 мм/год. Такое количество частиц должно было бы запускать процесс остеолитиза. Однако клинически наблюдаются значительные индивидуальные различия: у одних больных при выраженном износе имплантата признаки его нестабильности могут отсутствовать, а у других — при едва заметном износе развивается остеолитиз. В ряде случаев это может быть объяснено возрастом больного, массой его тела, уровнем активности, но такие объяснения подходят не всегда. Это означает, что в остеолитическом процессе участвуют не только частицы износа сами по себе, но и другие факторы.

Некоторые авторы также предполагали, что остеолитиз может быть связан с неблагоприятным клеточным ответом, идентифицировав который можно будет заранее предсказать развитие нестабильности

имплантата [17]. В других исследованиях обнаружено, что макрофаги человека у разных доноров под воздействием частиц полиэтилена высвобождали различное количество цитокинов [18].

В клеточном ответе доминируют макрофаги, но они являются не единственными клетками, способными к фагоцитозу частиц износа. Фибробласты, эндотелиальные клетки, лимфоциты, остеобласты и некоторые другие популяции клеток также обладают этой способностью. Если размер частиц слишком велик для фагоцитоза, то образуются гигантские многоядерные клетки [19]. Кроме того, фагоцитоз запускает каскад реакций, приводящих к резорбции костной ткани. В процессе остеолитиза участвуют механические факторы: избыточное напряжение, генерируемое на поверхности соприкосновения «имплантат — кость», и суставная жидкость, продуцируемая макрофагами синовию [20].

Асептическая нестабильность эндопротеза, вторичная по отношению к частицам износа, является посредником в развитии воспалительной реакции, которая становится более выраженной по мере прогрессирования остеолитиза.

Большинство цитокинов непосредственно влияют на дифференциацию остеокластов и их активность, в результате чего нарушается ремоделирование костной ткани. Ремоделирование костной ткани состоит из двух этапов — активации резорбции, за которой следует активация костеобразования. Оба эти процесса связаны и сбалансированы; в каждой базисной многоклеточной единице или костной ремоделирующей единице при физиологических условиях гарантируется функциональная способность кости [21]. Прежде считалось, что остеобласты контролируют образование и активность остеокластов и «принимают все решения» в базисной многоклеточной единице. Недавно показано, что остеокласты также вносят значительный вклад в местный гомеостаз, стимулируя линии остеобластных клеток [22]. Остеобласты, остеокласты, их предшественники и другие клетки находятся во взаимоотношении «клетка с клеткой», реализуемом через различные механизмы, включающие секрецию сигнальных молекул дальнего действия (гормоны), влияющие различных субстанций короткого действия, а также прямой контакт клетки с клеткой [23].

Помимо того, на каждую базисную многоклеточную единицу влияет иммунная система организма посредством факторов роста, растворимых цитокинов и цитокинов, связанных с мембраной [24].

Ясно, что частицы износа и их состав имеют важное значение в развитии процесса остеолитиза. Предпринимаются исследования по оценке альтернативных несущих поверхностей имплантатов, поиску материалов, минимизирующих генерацию частиц. Керамика, поперечно-связанный полиэтилен, суставные поверхности «металл — металл» должны увеличить долговечность эндопротезов, но окончательно предотвратить процесс износа контактирующих поверхностей материалов не удается.

Пара трения «металл — металл». В 1950 г. McKee и Farrar впервые применили металлическую пару трения. Однако все три выполненные операции закончились неудачно, два имплантата были удалены через год в связи с нестабильностью, а 3-й удален в связи с переломом [см. подробнее: 25]. После многочисленных усовершенствований данная пара трения была вновь представлена через 10 лет, когда удалось добиться интенсивности износа

от 1 до 5 мм³ в год, что было примерно в 20 раз ниже, чем для пары трения «металл — полиэтилен» [26, 27]. В нашей стране первый эндопротез с металлической парой трения был представлен К. М. Сивашом в 1960-е гг. [см. об этом: 28].

Пара трения «металл — металл» использовалась как для полной замены ТБС, так и для поверхностного ЭП, которое имеет преимущество сохранения головки и шейки бедренной кости, что позволяет проводить менее инвазивное хирургическое вмешательство и снижать частоту вывихов. Распространению металлической пары трения послужило появление новых методов обработки поверхности, которые повысили износостойкость материалов.

Количество эндопротезов с парой трения «металл — металл», по данным Английского регистра, имплантировалось больше всего в 2007 г., и доля таких операций составляла примерно 35%, но к 2011 г. использование данной пары трения практически полностью прекратилось из-за возникновения проблем с частицами износа. Сегодня они используются менее чем в 1% от общего числа хирургических операций [29, 30], с одной стороны. С другой стороны, металлическая пара трения стремится обеспечить высокую износостойкость, хорошую прочность и низкий коэффициент трения. Однако несмотря на то что у металлов небольшой объемный износ, в процессе эксплуатации такой пары трения образуются очень мелкие частицы износа. Количество ионов металлов, присутствующих в сыворотке, и их потенциальные токсические эффекты как локально, так и системно вызывают беспокойство [31].

М. Todorov с соавт. в сравнительном исследовании пар трения «металл — металл» и «металл — полиэтилен» обнаружили, что средняя скорость линейного износа в группе с парой трения «металл — металл» составила 2,34 мкм/год, а в группе «металл — полиэтилен», 11,52 мкм/год. Существенно ниже был и объемный износ пары трения «металл — металл»: 0,19 мм³/год по сравнению с 0,98 мм³/год для пары трения «металл — полиэтилен». В обеих группах основным видом изнашивания был абразивный износ. Результаты гистологического исследования показали преобладание лимфоцитов в перипротезных тканях у группы с парой трения «металл — металл», что указывает на большую тканевую реакцию по сравнению с группой «металл — полиэтилен». Средний размер частиц полиэтилена в группе «металл — полиэтилен» составил 0,21 мкм. В группе «металл — металл» были обнаружены наноразмерные металлические частицы. Несмотря на значительно меньший износ пары трения «металл — металл», тканевая реакция была сходной, а в некоторых случаях более интенсивной, чем в группе с парой трения «металл — полиэтилен» [26]. Распространение частиц износа металлов в организме может иметь различные биологические эффекты, такие как цитотоксичность, гиперчувствительность и в конечном итоге канцерогенность.

На степень износа также влияет не только динамическая нагрузка, которой подвергаются имплантаты, но и коррозионное воздействие физиологических жидкостей. Комбинированный эффект износа и коррозии, называемый трибокоррозией, определяется как необратимое разрушение материалов трибологического контакта, вызванное одновременным физико-химическим и механическим воздействием.

Износ металлических пар трения можно разделить на три основных процесса и их сочетания: абразивный износ, адгезионный износ и усталостный износ.

Между тем могут возникать и другие виды износа, такие как коррозионный. Коррозионная стойкость металлов зависит от пассивного слоя, образующегося на их поверхности при контакте с агрессивной средой. Металлы реагируют с богатой кислородом биологической средой, образуя тонкое защитное окислительное покрытие, толщиной 2–5 нм, которое защищает от коррозии. Окислительное покрытие формируется сразу же при воздействии условий *in vivo*, но не длится вечно. Что касается пассивных металлов, износ может разрушить оксидный слой на поверхности, ускоряя растворение основного металла. Покрытия могут повреждаться или стереться при контакте с articulating поверхностью, что приводит к повышенному выделению ионов металлов, ускоряющих износ [32]. Этот процесс, протекающий с высвобождением ионов металлов и повреждающий поверхность материалов, известен как окислительный износ.

Гальваническая коррозия может возникнуть при контакте различных металлов друг с другом, а также при контакте одного и того же металла, находящегося частично в условиях коррозии и частично — в условиях трибокоррозии. Этот тип гальванического контакта типичен для модульных имплантатов, например, в месте контакта шейки бедренного компонента эндопротеза и головки.

Исследования извлеченных тазобедренных эндопротезов с парой трения «металл — металл» 1-го и 2-го поколений показали износ 1 мм³/млн циклов, что значительно ниже, чем у пары трения «металл — полиэтилен», на 30–100 мм³/млн циклов.

Каждый тип сплава металла имеет разные характеристики, влияющие на скорость износа имплантата. Эти свойства включают процентное содержание углерода, производственный процесс и обработку поверхности. Высокоуглеродистые сплавы имеют начальный износ 0,21 мм³/млн циклов для литых имплантатов и 0,24 мм³/млн циклов для кованых имплантатов, тогда как сплавы с низким содержанием углерода имеют значительно большую скорость износа 0,76 мм³/млн циклов. Сплавы с высоким процентным содержанием углерода демонстрируют превосходную износостойкость по сравнению со сплавами с низким процентным содержанием углерода [10].

Пара трения «керамика — керамика». В 1970 г. впервые была применена пара трения «керамика — керамика» как альтернатива для уменьшения износа. Достоинствами керамики являются ее высокая устойчивость к износу и оптимальная биосовместимость, что определяет ее потенциальные преимущества в отдаленной перспективе при использовании у молодых и активных пациентов [33]. Эти характеристики способствуют использованию пары трения «керамика — керамика», а биоинертность частиц износа делает их хорошим выбором для молодых пациентов, с одной стороны. С другой стороны, их использование дорогостояще, а имплантаты требуют безошибочной хирургической установки, чтобы исключить скалывание контактирующих поверхностей при имплантации.

Основным ограничением широкого применения керамической пары трения является риск перелома керамических головок [34], что потребовало совершенствования состава этого материала. Одним из немаловажных недостатков керамической пары трения является скрип, который может быть предвестником разрушения керамических компонентов пары трения [35].

Тем не менее в 1980-х гг., когда асептическая нестабильность и остеолит стали основными проблемами при имплантации тазобедренных суставов с парой трения «металл — полиэтилен», керамическая пара трения начала набирать популярность, в частности за счет использования керамики из оксида алюминия и диоксида циркония [36].

Пара трения «керамика — керамика» имеет более длительный срок службы, чем другие пары трения, из-за низкой скорости износа. Этот показатель эффективности привел к успеху применения керамических имплантатов. С 1990 г. компоненты из оксида алюминия были имплантированы более 3,5 млн раз, тогда как элементы из циркония использовались более 600 тыс. раз. Доля пары трения «керамика — керамика» при первичном ЭП ТБС имплантируемая в России сравнительно невелика. В период с 2008 по 2020 г. имплантировалось от 0,5 до 8,2% от общего числа операций, но достигало 30% в возрастной группе до 30 лет [37].

В то же время керамика является хрупким материалом, и при неблагоприятных обстоятельствах могут возникнуть трещины. Вероятность разрушения мала (0,004–0,35%), но все же присутствует. Основными причинами переломов головки бедренной кости являются локальные концентрации напряжений, которые объясняются попаданием каких-либо частиц в место установки головки на конус ножки или повреждением конуса головки [38].

S. Affatato и соавт. [39] протестировали керамические пары трения, степень износа варьировалась от 0,024 мм³/млн циклов до 0,74 мм³/млн циклов в зависимости от типа керамических компонентов [39–41].

Полиэтилен в парах трения. Как указывалось ранее, Д. Чарли в 1962 г. представил сверхвысокомолекулярный полиэтилен как материал для пары трения, который показал многообещающие результаты в лабораторных испытаниях. Представленный полимер характеризовался высокой износостойкостью, низким коэффициентом трения и высокой ударной вязкостью. Вместе с тем в начале 1990-х гг. асептическая нестабильность и остеолит стали серьезными проблемами в ЭП, и считалось, что это основные причины, ограничивающие срок службы эндопротезов. Чтобы уменьшить образование частиц износа и улучшить механические свойства, были предприняты усилия по улучшению характеристик полиэтилена.

С момента появления полиэтилена как материала для пары трения в ЭП ТБС, износостойкость полиэтилена постепенно повышалась за счет замены высокомолекулярного на сверхвысокомолекулярный полиэтилен и увеличения поперечных связей под действием облучения для получения материала более устойчивого к окислению [42].

Наиболее распространенной парой трения «металл — полиэтилен» стала с середины 1990-х гг., особую эффективность она приобрела у пожилых и менее активных пациентов [43]. Между тем проблема возникновения асептической нестабильности по-прежнему остается актуальной. Описанное в ряде источников преимущество пары трения «керамика — полиэтилен» над парой трения «металл — полиэтилен» не совпадает у разных авторов. В большинстве исследований разницы не было, либо она была не существенна, не более 0,005 мм/год [44].

Сегодня пара трения «металл — полиэтилен» является наиболее используемой в ЭП ТБС [29, 45].

С учетом столь высокого распространения данной пары трения возникает необходимость решения такой известной проблемы, как патологическая реакция мягких тканей на частицы износа материалов. Патологическая реакция мягких тканей проявляется в виде доброкачественного неинфекционного поражения, которое возникает в перипротезных тканях, повреждая мышцы и связки и вызывая боль и отек у пациентов. Хотя точные механизмы возникновения такой реакции мягких тканей до конца не ясны, одна из теорий заключается в том, что частицы металлов, высвобождаемые из металлических компонентов, вызывают локальные изменения в тканях. Частота возникновения патологической реакции тканей приблизительно 10% и напрямую зависит от скорости износа материалов пары трения. Скорость износа, в свою очередь, зависит от состояния артикулирующих поверхностей, свойств материалов и соотношения суставных поверхностей. Механизм износа включает в себя пластическую деформацию, абразивный и усталостный износ, адгезию [46, 47]. При всем том основным механизмом износа полиэтилена является адгезионно-абразивный, приводящий к образованию частиц субмикронного размера. Имеются доказательства того, что структура полиэтилена изменяется из-за механического воздействия. Например, обнаружено, что механические свойства полимера зависят как от его кристаллической, так и от аморфной фазы, изнашивание в микромасштабе обусловлено циклической пластической деформацией сочленяющихся поверхностей [48].

Существуют различные факторы, влияющие на износ полиэтилена, некоторые из них связаны с самим материалом, другие в основном связаны с конструкцией имплантата в целом. Кроме того, при производстве полиэтилена методом поршневой экструзии могут иметь микротрещины на своей поверхности, что может способствовать повышенному износу материала.

В механизме адгезионно-абразивного износа состояние поверхности компонента головки бедренной кости, в частности ее шероховатость и твердость, — ключевые факторы. Чтобы свести к минимуму скорость износа полиэтилена, материал головки должен обладать высокой твердостью и иметь малый контактный угол (менее 70°), головка должна быть максимально гладко обработана и инертна к окислению.

Таким образом, при анализе влияния материалов на асептическую нестабильность выявлено, что объемный износ материалов пары трения и частицы износа, образующиеся при этом, являются одной из основных причин, которая приводит к развитию асептической нестабильности (таблица).

Несмотря на низкий объемный износ «твердых» пар трения, частицы износа имеют крайне малый размер, что приводит к более интенсивной иммунной реакции, что может приводить к увеличению частоты асептической нестабильности.

Заключение. После первого экспериментального периода использования различных материалов для ЭП ТБС, в котором было много неудач, хорошо себя зарекомендовавшая пара трения «металл — металл» получила широкое распространение, но образующиеся в процессе износа мелкие частицы оказывали токсическое действие на организм человека.

На смену металлической паре трения пришел полиэтилен, который был признан наиболее распространенным материалом для использования в качестве компонента вертлужной впадины. В 1970-х

**Доля ревизионных вмешательств по причине асептической нестабильности
в зависимости от объемного износа пар трения**

Пара трения	Объемный износ, мм ³ /Мс	Доля ревизионных вмешательств по причине асептической нестабильности по: [29], %
Керамика — полиэтилен	4,09 [49]	23,58
Металл — полиэтилен	6,71 [50]	23,64
Металл — металл	1,0 [10]	19,39
Керамика — керамика	0,74 [41]	30,98

и 1980-х гг. подавляющее большинство эндопротезов ТБС, используемых в клинической практике, включало в себя полиэтиленовый вкладыш для вертлужной впадины и головку из металла или керамики. Однако высокая скорость износа полиэтиленового вкладыша приводила к асептической нестабильности компонентов эндопротезов, что ограничило срок службы эндопротеза с такой парой трения.

В стремлении улучшить трибологические свойства пар трения и снизить количество ревизионных операций по причине асептической нестабильности быстро набрала популярность керамика. Тем не менее проблемы, сопутствующие износу керамической пары трения, наложили ограничение на распространение данных компонентов. Стремление решить проблемы тазобедренных имплантатов подтолкнуло многих исследователей к изучению различных комбинаций материалов и введению некоторых вариаций их характеристик.

Биоматериалы, используемые в ЭП, играют жизненно важную роль, и снижение частоты ревизий по причине асептической нестабильности является одним из основных в области их развития.

Вклад авторов: все авторы сделали эквивалентный вклад в подготовку публикации.

Конфликт интересов не заявляется.

References (Список источников)

- Koryak VA, Sorokovikov VA, Svistunov VV, et al. Epidemiology of coxarthrosis. Siberian Medical Journal. 2013; (8): 39–45. (In Russ.) Коряк В.А., Сороковиков В.А., Свистунов В.В. и др. Эпидемиология коксартроза. Сибирский медицинский журнал. 2013; (8): 39–45.
- Zagorodniy NV. Endoprosthetics of the hip joint. Moscow: GEOTAR-Media, 2013; 704 p. (In Russ.) Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013; 704 с.
- Mihalko WM, Haider H, Kurtz S, et al. New materials for hip and knee joint replacement: What's hip and what's in kneed? Journal of Orthopaedic Research. 2020; 38 (7): 1436–44. DOI:10.1002/jor.24750
- 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. Clinical Rheumatology. 2020; 39 (3): 861–71. DOI:10.1007/s10067-019-04811-y
- Injuries, orthopedic morbidity, organization of traumatological and orthopedic care in the Russian Federation in 2019. Moscow: CYTO, 2019; p. 115–6. (In Russ.) Травматизм, ортопедическая заболеваемость, организация травматолого-ортопедической помощи в Российской Федерации в 2019 году. М.: ЦИТО, 2019; с. 115–6.
- Shubnyakov MI. Long-term results of hip arthroplasty. Medical care for injuries. New in organization and technology. The role of the national public professional organization of traumatologists in the healthcare system of the Russian Federation: The sixth All-Russian Congress with international participation: Collection of abstracts. St. Petersburg: St. Petersburg public organization "Man and his health", 2021; p. 158–9. (In Russ.) Шубняков М.И. Долгосрочные результаты эндопротезирования тазобедренного сустава. Медицинская помощь при травмах. Новое в организации и технологиях. Роль национальной общественной профессиональной организации травматологов

в системе здравоохранения РФ: VI Всерос. конгресс с междунар. участием: сб. тезисов. СПб.: С.-Петербург. обществ. орг. «Человек и его здоровье», 2021; с. 158–9.

7. Zagorodniy NV, Aleksanyan GA, Chragyan SV, et al. Reconstruction of the acetabulum using trabecular metal components. N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics. 2019; (1): 5–10. (In Russ.) Загородний Н.В., Алексанян Г.А., Чрагян С.В. и др. Реконструкция вертлужной впадины с использованием компонентов из трабекулярного металла. Вестник травматологии и ортопедии им Н.Н. Приорова. 2019; (1): 5–10. DOI:10.17116/vto20190115

8. Evans JT, Blom AW, Timperley AJ, et al. Factors associated with implant survival following total hip replacement surgery: A registry study of data from the National Joint Registry of England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. PLoS Med. 2020; 17 (8): e1003291. DOI:10.1371/journal.pmed.1003291

9. Hernigou P. Earliest times before hip arthroplasty: from John Rhea Barton to Themistocles Glück. Int Orthop. 2013; 37 (11): 2313–8. DOI:10.1007/s00264-013-2004-4

10. Merola M, Affatato S. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations (Review). Materials (Basel). 2019; 12 (3): 495. DOI:10.3390/ma12030495

11. Aherwar A, Singh AK, Patnaik A. Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis. AIMS Bioeng. 2016; 3 (1): 23–43. DOI:10.3934/bioeng.2016.1.23

12. Tashtanov BR, Korytkin AA, Pavlov VV, Shubnyakov II. Ceramic liner fracture in total hip arthroplasty: A case report. Travmatologiya i ortopediya Rossii = Traumatology and Orthopedics of Russia. 2022; 28 (3): 63–73. (In Russ.) 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

13. 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): 804–12. DOI:10.1111/aor. 14015

14. Baranowska A, Plusa T, Baranowski P, et al. Is aseptic loosening of joint prostheses aseptic? Polski Merkuriusz Lekarski. 2022; 50 (299): 318–22. PMID:36283017

15. 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.

16. 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

17. Hodges NA, Sussman EM, Stegemann JP. Aseptic and septic prosthetic joint loosening: Impact of biomaterial wear on immune cell function, inflammation, and infection. Biomaterials. 2021; (278): 121127. DOI:10.1016/j.biomaterials.2021.121127

18. Jagga S, Sharma AR, Bhattacharya M, et al. Influence of single nucleotide polymorphisms (SNPs) in genetic susceptibility towards periprosthetic osteolysis. Genes Genomics. 2019; 41 (10): 1113–25. DOI:10.1007/s13258-019-00845-3

19. Berglezov MA, Andreeva TM. Aseptic loosening of total hip implant: Mechanisms of osteolysis and potential therapy. N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics. 2010; 17 (3): 82–8. (In Russ.) Берглезов М.А., Андреева Т.М. Асептическое расшатывание эндопротеза тазобедренного сустава: механизмы остеолитического и потенциальная терапия. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2010; 17 (3): 82–8. DOI:10.17816/vto201017382-88

20. Ma TL, Chen JX, Ke ZR, et al. Targeting regulation of stem cell exosomes: Exploring novel strategies for aseptic loosening of joint prosthesis. Front Bioeng Biotechnol. 2022; (10): 925841. DOI:10.3389/fbioe.2022.925841

21. Borciani G, Montalbano G, Baldini N, et al. Co-culture systems of osteoblasts and osteoclasts: Simulating in vitro bone

- remodeling in regenerative approaches. *Acta Biomater.* 2020; (108): 22–45. DOI:10.1016/j.actbio.2020.03.043
22. Florencio-Silva R, Sasso GR, Sasso-Cerri E, et al. Biology of bone tissue: Structure, function, and factors that influence bone cells. *Biomed Res Int.* 2015; (2015): 421746. DOI:10.1155/2015/421746
23. Kim JM, Lin C, Stavre Z, et al. Osteoblast-osteoclast communication and bone homeostasis. *Cells.* 2020; 9 (9): 2073. DOI:10.3390/cells9092073
24. Kefaloyianni E. Soluble forms of cytokine and growth factor receptors: mechanisms of generation and modes of action in the regulation of local and systemic inflammation. *FEBS Lett* 2022; 596 (5): 589–606. DOI:10.1002/1873-3468.14305
25. Kumar N, Arora GNC, Datta B. Bearing surfaces in hip replacement — Evolution and likely future. *Med J Armed Forces India.* 2014; (70): 371–6. DOI:10.1016/j.mjafi.2014.04.015
26. Topolovec M, Cör A, Milošev I. Metal-on-metal vs. metal-on-polyethylene total hip arthroplasty tribological evaluation of retrieved components and periprosthetic tissue. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014; (34): 243–52. DOI:10.1016/j.jmbbm.2014.02.018
27. Huang DCT, Tatman P, Mehle S, et al. Cumulative revision rate is higher in metal-on-metal THA than metal-on-polyethylene THA: Analysis of survival in a community registry. *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 471 (6): 1920–5. DOI:10.1007/s11999-013-2821-1
28. Abdulkhabirov MA. Konstantin Sivash — designer of unique endoprostheses. *East European Scientific Journal.* 2021; 3 (67): 12–5. (In Russ.) Абдулхабилов М.А. Константин Сиваш — конструктор уникальных эндопротезов. *East European Scientific Journal.* 2021; 3 (67): 12–5.
29. National Joint Registry 20th Annual Report 2023. URL: <https://www.hqip.org.uk/resource/national-joint-registry-20th-annual-report-2023/> (12 May 2023).
30. Tsikandylakis G, Overgaard S, Zagra L, Kärrholm J. Global diversity in bearings in primary THA. *EFORT Open Rev.* 2020; 5 (10): 763–75. DOI:10.1302/2058-5241.5.200002
31. Fisher J, Hajjar MA, Williams S. Simulation and measurement of wear in metal-on-metal bearings in vitro: understanding the reasons for increased wear. *Orthop Trauma.* 2012; 26 (4): 253–8. DOI:10.1016/j.mpor.2012.05.005
32. Geringer J, Mathew MT, Wimmer MA, et al. Synergism effects during friction and fretting corrosion experiments — focusing on biomaterials used as orthopedic implants. *Biomater Med Tribol.* 2013; 133–80. DOI:10.1533/9780857092205.133
33. Cucchi D, Gathen M, Streicher R, Wirtz DC. Ceramic-on-ceramic in total hip replacement revision. *Z Orthop Unfall.* 2018; 156 (3): 272–80. DOI:10.1055/s-0043-124767
34. Turakhodzhayev FA, Zagorodniy NV, Zakirova AR. Endoprosthesis replacement of the hip joint using ceramic-polyethylene and metal-polyethylene friction pairs. *Kremlin Medicine. Clinical Bulletin.* 2015; (4): 34–9. (In Russ.) Тураходжаев Ф.А., Загородний Н.В., Закирова А.Р. Эндопротезирование тазобедренного сустава с применением пар трения керамика — полиэтилен и металл — полиэтилен. *Кремлевская медицина. Клинический вестник.* 2015; (4): 34–9.
35. Traina F, De Fine M, Di Martino A, Faldini C. Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: A systematic review. *Biomed Res Int.* 2013; (2013): 157247. DOI:10.1155/2013/157247
36. Jeffers JR, Walter WL. Ceramic-on-ceramic bearings in hip arthroplasty: state of the art and the future. *J Bone Joint Surg Br.* 2012; 94 (6): 735–45. DOI:10.1302/0301-620X.94B6.28801
37. Shubnyakov II, Riahi A, Denisov AO, et al. The main trends in hip arthroplasty based on the data of the arthroplasty registry of the National Medical Research Center of the TO. R.R. Harmed from 2007 to 2020. *Travmatologiya i ortopediya Rossii = Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2021; 27 (3): 119–42. (In Russ.) Шубняков И.И., Риahi А., Денисов А.О. и др. Основные тренды в эндопротезировании тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики НМИЦ ТО им. П.П. Вредена с 2007 по 2020 г. *Травматология и ортопедия России.* 2021; 27 (3): 119–42. DOI:10.21823/2311-2905-2021-27-3-119-142
38. Rehmer A, Bishop NE, Morlock MM. Influence of assembly procedure and material combination on the strength of the taper connection at the head-neck junction of modular hip endoprostheses. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012; 27 (1): 77–83. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2011.08.002
39. 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): 2439–46. DOI:10.1016/j.jbiomech.2009.07.031
40. 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. Part B: Appl Biomater.* 2013; 101 (8): 1456–62. DOI:10.1002/jbm.b.32965
41. 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): 1361–8. DOI:10.1002/jbm.b.33671
42. Singh G, Klassen R, Howard J, et al. Manufacturing, oxidation, mechanical properties and clinical performance of highly crosslinked polyethylene in total hip arthroplasty. *Hip Int* 2018; (28): 573–83. DOI:10.1177/1120700018780677
43. Hu D, Tie K, Yang X, et al. Comparison of ceramic-on-ceramic to metal-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty: A meta-analysis of randomized controlled trials. *J Orthop Sur Res.* 2015; (10): 22. DOI:10.1186/s13018-015-0163-2
44. Spir IAZ, Anzai A, Utino A, et al. Comparison between ceramic-on-polyethylene versus metal-on-polyethylene prostheses in Total Hip Arthroplasties: A systematic review and meta-analysis. *Rev Assoc Med Bras (1992).* 2022; 68 (12): 1611–8. DOI:10.1590/1806-9282.022D6812
45. The Swedish Arthroplasty Register. Annual report 2022. URL: https://www.researchgate.net/publication/366200014_The_Swedish_Arthroplasty_Register_Annual_Report_2022 (12 May 2023).
46. Niemczewska-Wójcik M, Piekoszewski W. The surface topography of a metallic femoral head and its influence on the wear mechanism of a polymeric acetabulum. *Arch Civ Mech Eng.* 2017; (17): 307–17. DOI:10.1016/j.acme.2016.10.010
47. Affatato S, Freccero N, Taddei P. The biomaterials challenge: A comparison of polyethylene wear using a hip joint simulator. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; (53): 40–8. DOI:10.1016/j.jmbbm.2015.08.001
48. Sobieraj MC, Rimnac CM. Ultra high molecular weight polyethylene: mechanics, morphology, and clinical behavior. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009; 2 (5): 433–43. DOI:10.1016/j.jmbbm.2008.12.006
49. 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): 1103–10. DOI:10.1002/jor.22868
50. Brandt JM, 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

Статья поступила в редакцию 31.05.2023; одобрена после рецензирования 03.07.2023; принята к публикации 24.11.2023. The article was submitted 31.05.2023; approved after reviewing 03.07.2023; accepted for publication 24.11.2023.

Информация об авторах:

Александр Николаевич Митрошин — директор медицинского института, профессор, доктор медицинских наук, an-mitroshin@mail.ru, ORCID 0000-0002-2232-129X; **Михаил Анатольевич Ксенофонтов** — старший преподаватель кафедры травматологии, ортопедии и военно-экстремальной медицины, Maksenofontov@mail.ru, ORCID 0000-0003-2333-3214; **Дмитрий Алексеевич Космынин** — старший преподаватель кафедры травматологии, ортопедии и военно-экстремальной медицины, kosmynin86@mail.ru, ORCID 0000-0002-6998-7902.

Information about the authors:

Aleksandr N. Mitroshin — Director of the Medical Institute, Professor, DSc, an-mitroshin@mail.ru, ORCID 0000-0002-2232-129X; **Mikhail A. Ksenofontov** — Senior Lecturer of the Department of Traumatology, Orthopedics and Military Extreme Medicine, Maksenofontov@mail.ru, ORCID 0000-0003-2333-3214; **Dmitry A. Kosmynin** — Senior Lecturer of the Department of Traumatology, Orthopedics and Military Extreme Medicine, kosmynin86@mail.ru, ORCID 0000-0002-6998-7902.