

ДОСТОИНСТВА И НЕДОСТАТКИ СОВРЕМЕННЫХ ПАР ТРЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗОВ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР ИНОСТРАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ)

И.И. Шубняков¹, Р.М.Тихилов¹, М.Ю. Гончаров¹, А.С. Карпухин², А.В. Мазуренко², Д.Г. Плиев¹, В.В. Близнюков¹

¹ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий», директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов Санкт-Петербург

²ФГУ «ФЦТОЭ Минздравсоцразвития России», главный врач – к.м.н. Н.С. Николаев г. Чебоксары

Многообещающие результаты тотального эндопротезирования позволили выполнять замену тазобедренного сустава у все более молодых и активных пациентов. Однако результаты эндопротезирования в молодой популяции по-прежнему остаются не сопоставимыми с исходами у пациентов старших возрастных групп. В связи с появлением новых материалов и дальнейшим совершенствованием технологий производства возрастает интерес к использованию альтернативных пар трения, но для оценки эффективности каждого нового искусственного сочленения необходимы долгосрочные клинические исследования. Использование любой пары трения имеет свои потенциальные преимущества и недостатки, которые необходимо оценивать в каждом конкретном случае.

Ключевые слова: эндопротезирование тазобедренного сустава, конструкции, пары трения.

MERITS AND DEMERITS OF MODERN BEARING SURFACES OF HIP IMPLANTS (REVIEW OF FOREIGN LITERATURE)

I.I. Shubnyakov, R.M. Tikhilov, M.Yu. Goncharov, A.S. Karpukhin, A.V. Mazurenko, D.G. Pliev, V.V. Bliznyukov

Promising results of total hip allowed to perform a hip replacement in younger and active patients. However, the results of arthroplasty in young populations are still not comparable with outcomes in patients of older age groups. The advent of new materials and further improvement of production technology is increasing interest in the use of alternative bearing surfaces, but to assess the effectiveness of each new implants needed long-term clinical studies. Use of any bearing surface has its own potential advantages and disadvantages that must be assessed in each case.

Key words: hip arthroplasty, implants, bearing surfaces.

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава – одно из самых успешных и рентабельных хирургических вмешательств в медицине вообще [4, 47], особенно среди способов лечения последних стадий заболевания у человека [25]. Несомненно, это самый эффективный метод лечения коксартроза любой этиологии [29]. Долгосрочные исследования больших групп пациентов [63] и совокупный анализ данных трех скандинавских национальных регистров артропластики [28] свидетельствуют об успешном функционировании имплантированных искусственных суставов на протяжении 10 лет у 90–95% пациентов и демонстрируют высокие показатели выживаемости при сроках наблюдения свыше 20–30 лет [10, 51]. Столь высокая

эффективность позволяет шире использовать тотальное эндопротезирование для лечения молодых и активных пациентов. Однако при оперативном лечении пациентов молодого возраста мы сталкиваемся с двумя основными проблемами. Во-первых, в молодом организме вследствие повышенной физической активности эндопротез подвергается воздействию значительно более интенсивных нагрузок [17, 22, 58]. Во-вторых, поскольку у молодых пациентов больше предполагаемая продолжительность жизни, пропорционально ей увеличивается общее количество циклов нагрузки [29]. Если ранее считалось, что человек в среднем проходит в течение одного года около 1 млн шагов, то более поздние исследования показали, что при отсутствии болей

в суставе и средней степени двигательной активности пациент совершает около 1,9 млн шагов [58]. Имеются сведения, что даже 70-летние пациенты совершают в год более 2 млн шагов [36], то есть сочленение эндопротеза подвергается циклическим механическим воздействиям, приводящим к постепенному износу* контактирующих поверхностей. Высокий уровень активности пациентов ведет к ускоренному разрушению трущихся элементов [41, 56]. Результаты многочисленных исследований демонстрируют взаимосвязь скорости изнашивания с развитием остеолита, асептического расшатывания и частотой ревизий [41, 52]. Соответственно, показатели выживаемости имплантатов при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава (ТЭТБС) у пациентов молодого возраста существенно хуже, чем в других возрастных группах [17, 22, 54]. В противовес общей благополучной статистической картине у пациентов моложе 50-летнего возраста через 10 лет остается в рабочем состоянии всего лишь около 80% искусственных суставов [29], а через 20 лет ревизии подвергаются 50% и более установленных эндопротезов [54].

Благодаря постоянному совершенствованию дизайна современных эндопротезов улучшаются условия для продолжительной стабильной фиксации имплантата у молодых пациентов [47, 49]. Основным фактором, ограничивающим выживаемость эндопротеза, стал остеолит, обусловленный формированием продуктов износа полиэтилена [41]. Для уменьшения количества биологически активных частиц износа после ТЭТБС предлагаются новые пары трения. Существуют два основных направления улучшения трибологических свойств искусственного сочленения: повышение износостойкости полиэтилена посредством формирования перекрестных связей и поиск альтернативных пар трения [39, 49]. Основной целью внедрения новых комбинаций в узле трения является уменьшение износа до клинически незначимых величин, то есть до уровня, который бы не вызывал остеолит или другие изменения, требующие замены имплантата. С прогностической точки зрения, уменьшение износа пары трения должно улучшить исходы тотального эндопротезирования, но с другой стороны, переход к новым материалам в искусственных сочленениях должен осуществляться с большой осторожностью, поскольку окончательный вывод об их влиянии на результат может быть сделан лишь спустя 10–15 лет [47].

Поперечно-связанный полиэтилен в паре трения. Более тридцати лет сверхвысокомолекулярный полиэтилен был основным материалом в узлах трения эндопротеза. Мировой опыт свидетельствует о высокой клинической эффективности применения полиэтиленовых вращающихся компонентов, но сохраняется проблема износостойкости этого материала. Решением проблемы может стать формирование поперечных связей между цепями молекул полиэтилена за счет применения различных доз ионизирующей радиации или электронно-лучевого метода [29]. Считается, что поперечное соединение молекул полиэтилена увеличивает сопротивление межмолекулярной подвижности, делая полиэтилен более стойким к деформации и износу. Однако поперечные связи оказывают неблагоприятное воздействие на ряд прочностных характеристик полиэтилена, причем потеря этих свойств происходит пропорционально степени поперечного соединения. Данный факт является предметом дискуссий об оптимальном количестве поперечных связей [45, 48].

Открытие поперечного соединения полиэтиленовых молекул связано с развитием методов стерилизации, которые могут существенно влиять на эффективность полиэтиленовых компонентов в естественных условиях [445]. Полиэтиленовые компоненты можно стерилизовать гамма-облучением, газовой плазмой и окисью этилена, но с начала 70-х годов промышленным стандартом стерилизации являлось гамма-облучение в воздухе. Гамма-облучение нарушает ковалентные связи, в том числе в молекулах полиэтилена. Вследствие этого образуются неспаренные электроны из разрушенных ковалентных связей, названные свободными радикалами. Поперечные связи образуются, когда свободные радикалы формируют ковалентные связи между смежными молекулами. Но эти высокореактивные половинки могут объединяться и с кислородом (если он присутствует) в течение процесса облучения, в период стеллажного хранения и даже после имплантации в организм [29]. Теоретически свободные радикалы в имплантированном полиэтиленовом компоненте могут вступать во взаимодействие с растворенным в биологических жидкостях кислородом на протяжении долгого времени, но о степени окисления полиэтилена *in vivo* известно относительно мало. Похоже, что она меньше, чем *in vitro*, обсуждается лишь вопрос, насколько меньше, и вероятно, что на степень окисления влияют

* Износ – изменение размеров, формы, массы или состояния поверхности изделия вследствие разрушения (изнашивания) микробоъемов поверхностного слоя при трении.

несколько факторов. Один из возможных механизмов основан на формировании свободных радикалов во время циклической нагрузки, другой – на окислительном каскаде, инициированном абсорбированными липидами [48].

В результате многочисленных исследований были разработаны методы производства компонентов с улучшенной износостойкостью, основанной на формировании поперечных связей, но без риска окисления в организме пациента. Свободные радикалы, образующиеся в полиэтилене под влиянием ионизирующего излучения, направляются на формирование поперечных связей путем нагревания полимера выше температуры плавления [29]. Компоненты, изготовленные из переплавленного материала, не имеют остаточных свободных радикалов, следовательно, отсутствует потенциал для окисления. Последующая стерилизация осуществляется окисью этилена или газовой плазмой. Однако переплавка вызывает изменения в кристаллической структуре материала, что также может ухудшить свойства полиэтилена. Данное противоречие привело к расхождению мнений относительно того, что приносит больше вреда – переплавка или сохранение некоторого количества свободных радикалов?

Производственные процессы доступных в настоящее время продуктов – Marathon (DePuy, Warsaw, IN), Longevity (Zimmer, Warsaw, IN), E-Poly (Biomet, Warsaw, IN), Durasul (Centerpulse Orthopaedics, Austin, TX), X3 (Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, NJ), XLPE (Smith and Nephew Orthopaedics, Memphis, TN) и Vitamys (Mathys, Switzerland) – отличаются по дозе и типу облучения (гамма-излучение или электронно-лучевой метод), способу тепловой стабилизации (прокаливание или переплавка), методу механической обработки, дополнительным мерам борьбы со свободными радикалами и заключительной стерилизации. Поэтому для получения адекватной оценки каждого материала требуется не только отдельное их изучение *in vitro*, но и определение особенностей их изнашивания в долгосрочных клинических исследованиях.

Поскольку основным показателем неудачи при ТЭТБС является ревизия, выполненная по любой причине, только длительный период наблюдения позволяет оценить статистические и практические различия между имплантатами. Краткосрочные исследования износа *in vivo* могут помочь в предсказании долгосрочных результатов, но не всегда это подтверждается на практике. Многими исследователями показано, что увеличение уровня объемного износа приводит к остеолиту и последующему расшатыванию компонентов [41, 52]. Однако взаимосвязь меж-

ду объемным износом и перипротезной резорбцией кости определяется не только числом, но также размером и формой частиц полиэтилена, которые при изнашивании высвобождаются в эффективное пространство сустава [21]. В связи с этим совсем не обязательно, что более низкий уровень износа однозначно является клинически предпочтительным, поскольку может продуцироваться большее число биологически активных частиц изнашивания.

Данные многочисленных клинических испытаний в небольших группах пациентов продемонстрировали уменьшение степени износа при использовании поперечно-связанного полиэтилена [15, 30, 37, 49].

С. Heisel с соавторами оценили 24 бесцементных вертлужных компонента с модульными вкладышами из полиэтилена, стерилизованного гамма-излучением в воздухе (Enduron, DePuy, Warsaw, IN) и 30 таких же компонентов с вкладышами из высокопоперечно-связанного полиэтилена (Marathon, DePuy, Warsaw, IN) [29]. Пациенты, у которых использовались вкладыши из поперечно-связанного полиэтилена, были моложе и с более высокой степенью двигательной активности, чем представители контрольной группы (средний возраст 59 лет и 74 года соответственно, $P < 0,0001$). После минимального периода наблюдения в два года обычные полиэтиленовые вкладыши имели средний уровень объемного износа 88 ± 79 мм³/год, (104 мм³/год у мужчин и 74 мм³/год у женщин). При использовании вкладышей из поперечно-связанного полиэтилена средний уровень износа составил 21 ± 23 мм³/год (28 мм³/год у мужчин и 15 мм³/год у женщин). Разница между группами была статистически значима ($P = 0,0001$). По мнению авторов, возможной причиной столь значительной разницы является уменьшение износа обратной стороны вкладыша [30].

В исследовании Н. McKellop с соавторами уровень объемного износа при измеренной степени активности составил 48 мм³ для вкладышей из традиционного полиэтилена и 10 мм³ – для вкладышей из поперечно-связанного полиэтилена ($P = 0,0004$). Исследования на симуляторе тазобедренного сустава с теми же материалами продемонстрировали уровень износа в $36,8$ мм³ и 5 мм³ на миллион циклов соответственно [44]. Сокращение уровня износа при использовании поперечно-связанного полиэтилена *in vivo* (79%) и *in vitro* были сходны.

G. Digas с соавторами сообщают о результатах проспективного сравнительного исследования цементного вертлужного компонента из высокопоперечно-связанного полиэтилена (Durasul, Centerpulse Orthopaedics, Austin, TX)

с цементным полиэтиленовым компонентом, который стерилизовался гамма-излучением в азоте [15]. В естественных условиях износ полиэтилена у 33 пациентов, наблюдаемых на протяжении минимум двух лет, измерялся методом радиостереометрического анализа. У 15 пациентов с вкладышем из поперечно-связанного полиэтилена трехмерная пенетрация головки была меньше (0,18 мм/год по сравнению с 0,20 мм/год), но различие не было значимым. По мнению авторов, нет ничего удивительного в том, что не было значительного различия в линейной пенетрации при краткосрочном исследовании, поскольку уровни текучести этих двух полимеров приблизительно равны. Важным итогом этого исследования является вывод о высокой клинической эффективности умереннопоперечно-связанного полиэтилена с небольшой степенью окисления («стандартный» полиэтилен, стерилизованный гамма излучением в азотной среде).

Интересное сравнительное исследование выполнили S.M. Kurtz с коллегами. Ими произведена оценка пенетрации вкладыша при использовании традиционного и поперечно-связанного полиэтилена различных производителей [37]. Пенетрация поперечно-связанного полиэтилена не различалась в зависимости от способа удаления свободных радикалов (прокаливание или переплавка), но была значительно меньше, чем при использовании традиционного полиэтилена.

В связи с улучшением износостойкости поперечно-связанного полиэтилена многие производители эндопротезов предлагают использовать в паре трения головки большого диаметра. Такая тенденция вызвала широкую дискуссию в специализированной литературе, поскольку наряду с увеличением амплитуды движений и повышением стабильности сустава имеются и отрицательные моменты. В частности, с увеличением диаметра головки уменьшается толщина полиэтиленового вкладыша, вследствие чего возникает угроза его преждевременного разрушения [29]. Помимо этого, при использовании головок большого диаметра увеличивается степень объемного износа и соответственно возрастает опасность развития остеолита и связанного с ним асептического расшатывания.

S.R. Bragdon с соавторами, оценивая результаты эндопротезирования 200 ТБС у 182 пациентов со средним возрастом 60,9 лет при минимальном периоде наблюдения в 6 лет, отмечал усиление пенетрации при увеличении диаметра головки. Среднее значение пенетрации составило 0,002 +/- 0,01 мм/год и 0,026 +/- 0,13 мм/год при использовании 28 мм и 32 мм головок соответственно [8].

Частицы износа полиэтилена. Количество, форма и размер частиц, образующихся в резуль-

тате износа полиэтилена, зависят от множества факторов: особенностей функционирования узла трения эндопротеза, режима изнашивания, нагрузки на трущиеся поверхности, амплитуды движений и ориентации молекул в полиэтилене [45]. Для того чтобы выделить и проанализировать частицы изнашивания, произведенные в естественных условиях, были разработаны методики их извлечения из перипротезных тканей. Концентрация частиц дебриса зависит от сроков имплантации и может достигать миллиардов частиц в грамме тканей [29, 44]. Пока такие данные доступны только для обычного полиэтилена вследствие ограниченного числа доступных для исследования образцов поперечно-связанного полиэтилена.

Существенные различия между частицами износа от поперечно-связанного и обычного полиэтиленов были обнаружены *in vitro*. При изнашивании поперечно-связанного полиэтилена высвобождается относительно большое количество субмикроскопических и наноразмерных частиц, а также небольшое количество микроскопических [19, 32, 34, 53]. Есть данные, что такие субмикроскопические частицы *in vitro* вызывают более выраженный воспалительный ответ, чем частицы большего размера [19, 32–34]. Помимо размера клеточный ответ зависит и от формы частиц – удлинённая форма вызывает более выраженный воспалительный ответ, чем сферическая [29].

Ilgen R.L. с соавторами пытались оценить корреляцию объемного износа с биологической активностью *in vitro* [32]. Они сравнили изнашивание поперечно-связанного полиэтилена (Longevity, Zimmer, Warsaw, IN) с традиционным (гамма-стерилизация в азоте). Измерение производилось на симуляторе тазобедренного сустава, а затем проверяли биологическую активность выделенных частиц на клеточных культурах. Они обнаружили уменьшение относительной биологической активности частиц поперечно-связанного полиэтилена. Однако количество, размер и форма частиц износа вкладышей из поперечно-связанного полиэтилена зависят от используемого материала [33], способа формирования поперечных связей [53] и факторов изнашивания, связанных с особенностями пациента. Соответственно, только клинические исследования каждого отдельно взятого поперечно-связанного полиэтилена смогут помочь в оценке соотношения преимущества к уровню риска. Несмотря на то, что краткосрочные клинические данные использования поперечно-связанного полиэтилена очень обнадеживающие, окончательные выводы можно будет сделать только после того, как будет получено достаточное количество клини-

ческих данных с минимальным сроком наблюдения в 10–15 лет. Основная проблема – не линейная пенетрация или уровень объемного износа, а развитие остеолита, расшатывания и потребность в ревизии по любой причине, связанной с узлом трения.

Керамические головки. Другим способом уменьшения износа полиэтилена является попытка улучшить трибологические характеристики головок эндопротеза. В качестве альтернативы паре металл-полиэтилен с 1971 г. в узлах трения начала использоваться керамика на основе оксида алюминия [39]. Преимущество алюминиевой керамики заключается в ее твердости, что обеспечивает лучшую полировку и сопротивление царапинам, инертности, т.е. хорошей биологической совместимости и смачиваемости, в результате чего достигается жидкостное трение [10, 23, 39]. Однако, керамика – хрупкий материал, соответственно, препятствием к использованию пары керамика-полиэтилен является риск перелома керамической головки. Несмотря на то, что этот риск невелик, он может быть катастрофическим, если перелом происходит [29, 39].

Керамика на основе оксида циркония отличается большей твердостью и прочностью, а ударная вязкость и сопротивление к перелому у двуокиси циркония почти в два раза выше, чем у оксида алюминия. Эти свойства двуокиси циркония позволили изготавливать головки меньшего размера с большим количеством вариантов длины шейки без увеличения риска перелома. Однако этот материал имеет плохую термостабильность, и клинические результаты использования головок из двуокиси циркония оказались хуже, чем головок из оксида алюминия [50, 55]. Причиной этого явилась фаза трансформации вследствие уменьшенной теплопроводности, которая может произойти в течение 10 и более лет. Все это привело к изъятию керамических головок из двуокиси циркония с рынка в 2002 г.

Новым направлением является использование так называемого укрепленного цирконием алюминия [1]. Смешиванием этих двух материалов достигается соединение свойств высокопрочности оксида циркония и термостабильности оксида алюминия. Был разработан новый композитный материал на алюминиевой матрице с улучшенными свойствами, и ранние результаты его использования в керамо-полиэтиленовых парах трения являются весьма обнадеживающими [24].

Согласно результатам экспериментов на симуляторе тазобедренного сустава, износ в паре керамика-полиэтилен, по крайней мере, эквивалентен [29] или даже меньше, чем в паре металл-полиэтилен [13, 50]. В ряде исследований головки

из алюминиевой керамики продемонстрировали в паре с полиэтиленом сокращение износа в среднем на 50% в сравнении с металлическими [13, 50]. Более того, *in vitro* в эквивалентных объемах продуктов износа частицы алюминиевой керамики демонстрируют меньшее токсическое действие, чем кобальт-хромовые частицы [23]. Однако в клинической практике имеются противоречивые данные об износе пары керамика-полиэтилен, хотя большинство сообщений свидетельствуют о положительном эффекте керамических головок [9, 13, 39, 50]. При сравнении износа головок из алюминиевой керамики и нержавеющей стали Н. Oonishi и его сотрудники отметили уровень пенетрации 0,1 мм/год в паре керамика-полиэтилен и 0,25 мм/год в паре металл-полиэтилен [50]. Но в этом исследовании не учитывались такие переменные, как возраст и вес пациента, дизайн вертлужных и бедренных компонентов, размер головки, производитель и хирургическая техника.

С. J. Sychterz с соавторами провели исследование, в котором процесс изнашивания полиэтиленового вкладыша в сочетании с керамическими и кобальт-хромовыми головками сравнивался в двух группах пациентов, подобранных по возрасту, полу, весу, дизайну вертлужных и бедренных компонентов, размеру головок, производителю и используемой хирургической технике [59]. В среднем на протяжении 7 лет уровень износа керамических головок был немного больше (0,09 мм/год), чем кобальт-хромовых (0,07 мм/год). Таким образом, несмотря на многочисленные теоретические преимущества головок из алюминиевой керамики по сравнению с металлическими, уровень износа в естественных условиях этих компонентов был схож. Аналогично традиционному полиэтилену ведет себя в паре с керамическими головками высокопоперечно-связанный полиэтилен. Н. Oonishi с соавторами в результате исследования, проводимого на протяжении 14–16 лет, определили, что пенетрация поперечно-связанного полиэтилена при использовании 28-миллиметровых керамических головок составила 0,05 мм/год [50], а J. J. Callaghan считает алюминиевую керамику в сочетании с высокопоперечно-связанным полиэтиленом оптимальным выбором в качестве пары трения у пациентов высокого риска [9].

Пара трения металл-металл. Первый опыт широкого использования имплантатов с парой трения из популярного сплава кобальт-хром оказался весьма неудачным. Такие модели, как McKee-Farrar (Howmedica, Limerick, Ireland), Mueller (Sulzer AG, Winterthur, Switzerland), Ring (Downs, Ltd, Mitchham, England) и некоторые другие, в значительной степени были вытеснены эндопротезом Charnley [44]. Основной

причиной отрицательного отношения к паре трения металл-металл явилась большая частота раннего расшатывания [47]. На сегодняшний день совершенно понятно, что причина этого заключалась не в паре трения, а в ее техническом исполнении, неудачном дизайне эндопротеза, слишком маленьком клиренсе, приводящем к заеданию и дисторсии чашки на фоне физиологических нагрузок [44, 47]. Обзор 15–20-летних результатов показал, что, если не учитывать ранние неудачи, долговременные показатели выживаемости вполне сопоставимы с теми же эндопротезами Charnley и другими моделями с парой трения металл-полиэтилен [47]. При этом степень износа составляла всего несколько микрометров в год в сравнении со средним уровнем износа 100–200 мкм у пары металл-полиэтилен [30, 44]. Ввиду растущего понимания проблемы обширного остеолита, вызванного продуктами износа полиэтилена, сначала в Европе, а затем в Соединенных Штатах вновь возобновился интерес к парам трения металл-металл [29].

Первой парой трения металл-металл получившей широкое распространение в клинической практике был Metasul (Sulzer AG, Winterthur, Switzerland), проданный под этим брендом в 1988 г. (Centerpulse Orthopaedics). Когда совокупный опыт использования Metasul превысил 160 тысяч эндопротезов с более чем десятилетним периодом наблюдений, данный материал стал использоваться в эндопротезах суставных поверхностей с большим диаметром головок [29].

Взаимодействие материалов, макрогеометрия (диаметр и радиальный зазор), микрогеометрия (топография поверхности) и смазывание влияют на изнашивание пары трения металл-металл в значительно большей степени, чем металл-полиэтилен [29, 45]. В большинстве случаев применения металл-металлической пары при тотальном эндопротезировании присутствует смешанное смазывание трущихся поверхностей. Гидродинамическое (жидкостное) смазывание возможно только при использовании головок большого диаметра (поскольку увеличение скорости скольжения вовлекает больше жидкой смазки в сочленение) с минимально возможным клиренсом и максимально возможной гладкостью поверхности. В отличие от пары трения металл-полиэтилен в металл-металлических сочленениях больший диаметр головки способствует уменьшению уровня износа в сравнении с головками меньшего диаметра и сходными производственными параметрами [18]. К тому же увеличение диаметра головок обеспечивает большую амплитуду движений, предотвращая риск развития импинджмента.

Н.Р. Sieber с соавторами сообщили об удалении 118 компонентов Metasul (65 головок и 53 чашки). Причинами удаления были вывихи (24%), расшатывание ножки (17%), расшатывание чашки (28%) или другие причины, в т.ч. гетеротопическая оссификация и инфекции (31%) [57]. Не было ни одного случая ревизии вследствие остеолита. В соответствии с результатами этой работы средний уровень ежегодного линейного износа после имплантации уменьшался со временем. В период приработки он составлял 25 мкм и снижался приблизительно до 5 мкм после третьего года. Уровень объемного износа после периода приработки оценивался в 0,3 мм³/год, что более чем в 100 раз меньше степени объемного износа пары трения со стандартным полиэтиленом.

Сообщения о наличии остеолита при использовании пары трения металл-металл носят единичный характер [2], и поскольку при ревизии не обнаруживаются очевидных признаков износа узла трения высказывается предположение о вторичном характере остеолита вследствие повышения давления жидкости в суставе.

Частицы износа металла и высвобождение ионов. Линейный размер частиц износа пары трения металл-металл исчисляются в нанометрах и микронах. Они существенно меньше, чем частицы износа полиэтилена. Согласно данным электронной микроскопии, размер металлических частиц составляет от 0,1 до 5 мкм. Было высказано предположение, что большие металлические частицы, наблюдаемые с помощью оптической микроскопии, являются скоплениями меньших частиц [16]. О степени продуцирования металлических частиц в естественных условиях, их транспорте по лимфатической системе от сустава, их системном распространении известно немного [16, 46]. На основе информации о степени объемного износа и среднего размера частиц была произведена оценка количества ежегодно продуцируемых частиц металла – она составляет от $6,7 \times 10^{12}$ до $2,5 \times 10^{14}$. Это в 13–500 раз больше, чем ежегодное высвобождение полиэтиленовых частиц [16]. Совокупная площадь поверхности этих частиц износа металла весьма значительна и может оказывать местное или системное воздействие. Площадь поверхности была определена как переменная, отвечающая за макрофагальный ответ на частицы износа [29].

Однако местная реакция ткани вокруг протеза с сочленением металл-металл, определяемая по количеству гистиоцитов, на порядок менее выражена, чем вокруг пары трения металл-полиэтилен [16]. Для объяснения этого несоответствия было предложено несколько гипотез. Общее количество гистиоцитов меньше, поскольку метал-

лические частицы значительно мельче, чем частицы полиэтилена, и гистиоцит может хранить большее их количество. Очень маленькие частицы могут проникать в макрофаги путем пиноцитоза, а не фагоцитоза, что может изменить клеточный ответ на частицы. Может различаться относительная пропорция в системном и местном распределении частиц износа металла и полиэтилена [43].

Растворение металлических частиц приводит к повышению концентрации ионов кобальта и хрома в эритроцитах, сыворотке и моче [43]. Важно осознавать, что в современных тотальных эндопротезах тазобедренного сустава может быть несколько источников металлических частиц и образования ионов. Исследования обнаружили системное распространение частиц и растворимых продуктов коррозии от модульных соединений эндопротеза, что приводит к накоплению металлических частиц в лимфатических узлах, печени и селезенке [60]. У пациентов без металлического имплантата уровень содержания кобальта и хрома в сыворотке крови и моче невыявляемый или почти невыявляемый, в то время как уровень металлических ионов в биологических средах значительно повышен у пациентов с парой трения металл-металл [60]. Поскольку износ металлической пары трения не может измеряться рентгенографическими методами, индикатором активности пациентов и трибологических условий функционирования узла трения можно считать уровень содержания ионов в эритроцитах, сыворотке и моче.

У небольшого числа восприимчивых пациентов может развиваться иммунный ответ в виде гиперчувствительности замедленного типа на ионы никеля, хрома и кобальта. При ревизии металл-металлических эндопротезов обнаружены определенные гистологические изменения в парапротезных тканях [61]. Имеется лимфоцитарная инфильтрация в подповерхностном слое окружающих тканей, очаги которой разбросаны или сгруппированы вокруг маленьких посткапиллярных сосудов. В отличие от пациентов с парой трения металл-полиэтилен, у больных с металлическим узлом трения обнаруживается изъязвление псевдосиновиальной оболочки. Интересно, что все эти тканевые изменения были менее выражены у пациентов при ревизии эндопротезов McKee-Farrar или расшатавшихся цементных кобальт-хромовых бедренных компонентов изогнутой формы, чем при ревизиях современных сочленений металл-металл [61]. Создается впечатление, что нет никакой корреляции между количеством металлического дебриса и развитием иммунологической реакции или ее степенью [11, 29, 38]. Исследования *in vitro*

также показали, что частицы полиэтилена вызывают в целом более выраженный воспалительный ответ, но частицы хрома и кобальта имеют более высокую токсичность [46]. Терминологически эти иммунологические реакции называют «асептическое лимфоцитарное васкулит-связанное повреждение». Клиническая значимость этих находок остается неясной, потому что только небольшая часть пациентов с парой трения металл-металл подвергается ревизии, и только в группе ревизованных эндопротезов обнаруживаются эти гистологические изменения [11].

Клинически гиперчувствительность замедленного типа может проявляться в виде болевого синдрома неясного генеза, стерильного выпота и подозрения на расшатывание. Неясно, вносит ли гиперчувствительность замедленного типа свой вклад в асептическое расшатывание, или, наоборот, расшатывание имплантата вносит свой вклад в гиперчувствительность замедленного типа [11, 46, 61]. В последнее время появляется все больше сообщений о локальной деструкции мягких тканей псевдоопухолью после эндопротезирования суставных поверхностей с металл-металлическим сочленением [6, 11, 38]. Псевдоподобноопухольевые реакции могут быть вызваны интенсивным изнашиванием, а могут наблюдаться и у пациентов с низким уровнем износа компонентов, вероятно, вследствие реакции гиперчувствительности на металл [11]. Однако, по мнению других исследователей, системная гиперчувствительность не является причиной вовлечения мягких тканей в псевдоопухольевый процесс [38].

При использовании пар трения металл-металл сохраняется теоретический риск возникновения раковых заболеваний [60]. Совокупные клинические данные не дают указаний на увеличение риска канцерогенности, однако большинство пациентов в сообщениях, представляющих такие данные, наблюдаются на протяжении менее 10 лет, в то время как срок ожидания известных канцерогенных веществ типа табака, асбеста, и ионизирующей радиации составляет несколько десятилетий. Для полноценной оценки риска развития раковых заболеваний при использовании любых имплантатов необходимо длительное наблюдение больших групп пациентов [29]. Поскольку основной целью использования более износостойких пар трения является снижение потребности в ревизионных вмешательствах, теоретические риски должны учитываться, но взвешиваться против известного риска ревизии. По данным Medicare, 90-дневная летальность после ревизионного эндопротезирования ТБС составляет 2,6%, что гораздо выше, чем при первичном эндопротезировании,

и напрямую связана именно с тяжестью ревизионного вмешательства [42].

Пара трения керамика-керамика. В естественных условиях самый низкий уровень износа из всех существующих пар трения у керамо-керамических сочленений. Керамика имеет два важных свойства, которые делают ее уникальным трибологическим материалом. Во-первых, керамика гидрофильна, что обеспечивает лучшее смазывание поверхности. Это гарантирует однородное распределение жидкостной синовиальной пленки по всему узлу трения. Во-вторых, керамика имеет большую твердость, чем металл, за счет чего при полировке достигается гораздо меньшая шероховатость поверхности. В целом это обеспечивает снижение коэффициента трения и благоприятную работу пары в режиме гидродинамического трения [18]. Однако вследствие твердости керамики характеристики изнашивания зависят от дизайна имплантата, его производства и позиционирования компонентов при имплантации. Быстрый износ отмечается, главным образом, при неправильном взаиморасположении компонентов эндопротеза [29].

Большинство используемых в настоящее время керамических пар трения сделаны на основе оксида алюминия. За время, прошедшее с начала использования керамики в сочленениях эндопротезов, удалось существенно улучшить качество самого материала и усовершенствовать процесс производства [39]. Компоненты из алюминиевой керамики в 70-е годы (первое поколение) имели низкую плотность, очень грубую микроструктуру, спекались в воздухе и не всегда соответствовали техническим условиям. В узлах трения 80-х лет (второе поколение) был уменьшен размер зерна микроструктуры, изделия имели лазерную маркировку, но также спекались в воздухе. В 90-х годах (третье поколение, forte) улучшились показатели механической прочности, еще более уменьшился размер зерна микроструктуры, также осуществлялась лазерная маркировка деталей, в 100 % выполнялись проверочные испытания, а производились изделия методом горячего изостатического прессования.

Керамика четвертого поколения (дельта) представляет собой композитный материал, содержащий примеси других оксидов, в первую очередь, оксида циркония, за счет чего еще более удалось улучшить прочностные и трибологические свойства материала [1, 3, 39]. Тем не менее, керамические имплантаты на основе смеси оксидов требуют дальнейшего изучения, несмотря на то, что первый клинический опыт производит благоприятное впечатление.

Существует большое количество исследований, посвященных сравнению износа керамических

пар трения с другими. P. Hernigou с соавторами сообщили о пенетрации головки в 0,07 мм/год при применении пары полиэтилен-керамика и 13 мкм/год – пары трения керамика-керамика на основании изучения 28 двусторонних артропластик у одних и тех же пациентов при минимальном сроке наблюдения 20 лет [31]. P.M. Lewis с соавторами сообщили, что уровень износа полиэтилена составляет 0,11 мм/год при 28-миллиметровых головках из алюминиевой керамики и 0,02 мкм/год – при паре трения керамика-керамика на основе оксида алюминия. Измерения проводили с использованием метода Dogt и Wan при 10-летнем наблюдении в проспективном рандомизированном исследовании [40].

Большое проспективное рандомизированное исследование продолжает выполняться в Соединенных Штатах. В настоящий момент W. Capello с соавторами обобщен 8-летний опыт лечения 452 пациентов (475 ТБС) [12]. Их средний возраст на момент операции составил 53 года, две трети из них были мужчины. Тем не менее, за 8 лет по различным причинам ревизии подверглись только 9 суставов. Не было ни одного случая асептического расшатывания или остеолита. Из проблем, связанных с парой трения следует отметить 2 случая перелома керамического вкладыша и появление у трех пациентов кратковременных скрипящих звуков [12]. Вообще для керамической пары трения характерна эта специфическая проблема, которая встречается, по различным данным, у 0,45–20,00% пациентов и нередко является причиной ревизии [35]. О таком явлении нет сообщений при использовании пары керамика-полиэтилен, и многие авторы считают, что оно уникально для керамо-керамических сочленений [12, 35, 39]. Однако имеются сведения, что такая проблема присуща всем твердым парам трения [20].

В литературе также есть описание одного редкого интраоперационного осложнения – откалывание края вкладыша или его раскол во время имплантации [26]. Помимо этого сохраняется риск раскола керамических головок. Такой перелом представляет собой очень большую проблему. Ревизия эндопротеза в этом случае абсолютно необходима, а ее результат находится под угрозой вследствие остающихся керамических фрагментов, которые резко ускоряют изнашивание с развитием остеолита и увеличивают потребность в последующих ревизионных вмешательствах. Тяжелые пациенты и использование более длинных шеек (меньше область контакта с конусом шейки) и/или большой оффсет увеличивают риск перелома. Теоретически усовершенствование дизайна конуса Морзе и технологии производства могут минимизировать или

устранить эту проблему. Клинически риск перелома керамической головки кажется выше, поскольку происходит контакт с гораздо более твердой артикулирующей поверхностью, чем полиэтилен. G. Willmann специально для головок Biolox оценивает частоту перелома в 0,026% для первого поколения алюминиевой керамики (1970-е годы), 0,014% – для второго поколения (1980-е) и 0,004% – для третьего поколения керамических головок (Biolox forte), произведенных после 1994 г. [62]. В статье J.Y. Lee и S.-Y. Kim содержатся сведения об использовании 4341 головки из алюминиевой керамики в сочетании с 2693 керамическими 1464 полиэтиленовыми вкладышами [39]. Наблюдался только один перелом головки из алюминиевой керамики в паре трения с полиэтиленом и семь переломов в парах керамика-керамика. При этом четыре перелома были связаны с прямой травмой, два перелома произошли вследствие постоянного импинджмента шейки с вкладышем, и один перелом развился вследствие усталости материала.

Другая проблема головок из алюминиевой керамики – это перенос металла, за счет чего может увеличиться шероховатость поверхности и развиться процесс изнашивания с третьим телом*, что ведет к ускоренному износу полиэтилена [14]. M. Hasegawa с соавторами сообщил на основании поискового исследования, что 28-миллиметровые головки из алюминиевой керамики (Bioceram) демонстрируют гладкие поверхности без царапин, но имеются частицы дебриса, застрявшие в лакунах на поверхности [26]. Авторы приписывали эти недостатки неконтролируемым факторам, таким как изнашивание третьего тела и уровень двигательной активности. Этот результат противоречит сообщениям о том, что керамические головки эффективны в отношении уменьшения износа полиэтилена вследствие неспособности частиц третьего тела удерживаться на их поверхности, а не из-за их сопротивления царапинам [39].

Частицы износа керамики. Считается, что керамические материалы имеют лучшую биологическую совместимость, чем металлические сплавы [39]. Однако основная масса сообщений носит характер клинических наблюдений, а исследований, изучающих размер, форму, количество выделяемых частиц, их местное и системное распределение в организме, а также реакцию окружающих тканей, было проведено мало. A. Hatton с соавторами сообщили о бимодальном диапазоне размеров свободных от тканей частиц вокруг компонентов вышедших из строя тотальных эндопротезов с парой трения керами-

ка-керамика. Они обнаружили большое количество маленьких частиц размером от 5 до 90 нм (в среднем 24 нм) и некоторое количество более крупных частиц размером от 0,05 до 3,2 мкм [27]. Имеются также сведения, что керамический дебрис не так биоинертен, как об этом принято думать – у некоторых пациентов с парой трения керамика-керамика был описан остеолит [23]. Некоторые исследования демонстрировали на клеточном уровне воспалительные и цитотоксические реакции, но зависимость от материала, количества и размера частиц остается неопределенной [23, 27]. Похоже, что степень воспалительной реакции от керамических частиц менее выражена, чем даже при нормально функционирующих парах трения металл-металл и металл-полиэтилен, к тому же нет выделения токсичных ионов ввиду высокой коррозионной устойчивости [5].

Заключение

Этот краткий обзор помогает лучше понять достоинства и недостатки альтернативных пар трения. Их использование при эндопротезировании тазобедренного сустава дает определенные преимущества, но и таит серьезные опасности, которые надо оценивать и взвешивать в каждом конкретном случае. На выбор пары трения для конкретного пациента оказывает влияние множество факторов, связанных с пациентом: пол, возраст, вес, уровень активности, а также его предпочтения и некоторые факторы риска – особенности профессиональной деятельности, аллергические реакции [7, 29, 39]. К факторам, не связанным с пациентом, относятся уровень образования хирурга, его знания о конкретном эндопротезе и паре трения, наличие конкретных моделей эндопротезов в госпитале, стоимость эндопротеза, маркетинговая политика клиники, а также влияние производителей эндопротезов [7].

Недавние исследования по частоте использования пар трения в США продемонстрировали широкое внедрение у молодых (младше 55 лет) и активных пациентов современных сочленений керамика-керамика (25,7%) и металл-металл (44,8%). Однако классический вариант металл-полиэтилен в общей группе пациентов по-прежнему используется более чем в половине случаев (51%) [7].

В условиях сложного выбора, когда все крупные производители эндопротезов предлагают любые варианты пар трения, несомненным проявлением внедрения инноваций можно считать разработку вертлужных компонентов, которые предназначены для использования с различными типами вкладышей. Возможность использования в

* Третье тело – инородное тело в узле трения или рабочий слой, образующийся на поверхности трущихся тел.

пределах одной конструкции разных вариантов пар трения (керамика-керамика, металл-металл, металл-перекрестносвязанный полиэтилен, керамика-перекрестносвязанный полиэтилен и даже такой экзотической пары, как керамика-металл) позволяют хирургу произвести оптимальный выбор, наиболее соответствующий запросам пациента, его анатомо-функциональному статусу и степени двигательной активности, а при необходимости изменить решение об устанавливаемой паре трения даже во время хирургического вмешательства. Несомненным достоинством также можно считать сочетание преимуществ обычных модульных компонентов (относительная легкость в изменении положения чашки во время операции и дополнительная фиксация винтами) с возможностью использования головок больших диаметров.

Таким образом, на сегодняшний день не существует идеального сочленения для эндопротеза тазобедренного сустава, и выбор узла трения должен производиться с учетом всех особенностей пациента и его потребностей. Появление новых износостойких материалов дает надежду на улучшение отдаленных результатов эндопротезирования, но оценка каждого конкретного имплантата должна осуществляться в долгосрочных проспективных исследованиях, и только спустя 15–20 лет можно будет сделать окончательный вывод о клинической эффективности той или иной пары трения эндопротеза.

Литература

- Affatato, S. Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 3: effect of the ZrO₂ fraction on the wear of ceramic on ceramic hip joint prostheses. A long-term in vitro wear study / S. Affatato, M. Goldoni, M. Testoni, A. Toni // *Biomaterials*. — 2001. — Vol. 22. — P. 717–723.
- Beaule, P.E. Osteolysis in a cementless, second generation metal-on-metal hip replacement/ P.E. Beaule [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2001. — N 386. — P. 159–165.
- Bierbaum, B.E. Ceramic-on-ceramic bearings in total hip arthroplasty / B.E. Bierbaum [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2002. — N 405. — P. 158–163.
- Bohm, E.R. Employment status and personal characteristics in patients awaiting hip-replacement surgery / E.R. Bohm // *Can. J. Surg.* — 2009. — Vol. 52, N 2. — P. 142–146.
- Bos, I. Morphologic characteristics of periprosthetic tissues from hip prostheses with ceramic-ceramic couples: A comparative histologic investigation of 18 revision and 30 autopsy cases / I. Bos, G. Willmann // *Acta Orthop. Scand.* — 2001. — Vol. 72. — P. 335–342.
- Bourghli, A. Total hip replacement pseudotumoral osteolysis / A. Bourghli, T. Fabre, P. Tramond, A. Durandea // *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* — 2010. — Vol. 96, N 3. — P. 319–322.
- Bozic, K.J. The epidemiology of bearing surface usage in total hip arthroplasty in the United States / K.J. Bozic [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2009. — Vol. 91-A. — P. 1614–1620.
- Bragdon, C.R. Minimum 6-year followup of highly cross-linked polyethylene in THA / C.R. Bragdon [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2007. — N 465. — P. 122–127.
- Callaghan, J.J. Ceramic on crosslinked polyethylene in total hip replacement: any better than metal on crosslinked polyethylene? / J.J. Callaghan, S.S. Liu // *Iowa Orthop. J.* — 2009. — Vol. 29. — P. 1–4.
- Callaghan, J.J. Survivorship of a Charnley total hip arthroplasty. A concise follow-up, at a minimum of thirty-five years, of previous reports / J.J. Callaghan // *J. Bone Joint Surg.* — 2009. — Vol. 91-A, N 11. — P. 2617–2621.
- Campbell, P. Histological features of pseudotumor-like tissues from metal-on-metal hips / P. Campbell // *Clin. Orthop.* — 2010. — Vol. 468, N 9. — P. 2321–2327.
- Capello, W.N. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: update / W.N. Capello [et al.] // *J. Arthroplasty.* — 2008. — Vol. 23, Suppl. 7. — P. 39–43.
- Clarke, I.C. Clinical and hip simulator comparisons of ceramic-on-polyethylene and metal-on-polyethylene wear / I.C. Clarke, A. Gustafson // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2000. — N 379. — P. 34–40.
- Della Valle, A.G. Wear of a highly cross-linked polyethylene liner associated with metallic deposition on a ceramic femoral head / A.G. Della Valle // *J. Arthroplasty.* — 2004. — Vol. 19, N 4. — P. 532–536.
- Digas, G. RSA evaluation of wear of conventional versus highly cross-linked polyethylene acetabular components in vivo / G. Digas [et al.] // *Trans. Orthop. Res. Soc.* — 2003. — Vol. 28. — P. 1430.
- Doom, P.F. Metal wear particle characterization from metal on metal total hip replacements: Transmission electron microscopy study of periprosthetic tissues and isolated particles / P.F. Doom [et al.] // *J. Biomed. Mater. Res.* — 1998. — Vol. 42. — P. 103–111.
- Dorey, F.J. Survivorship analysis of surgical treatment of the hip in young patients / F.J. Dorey // *Clin. Orthop.* — 2004. — N 418. — P. 23–28.
- Dowson, D. New joints for the Millennium: Wear control in total replacement hip joints / D. Dowson // *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* — 2001. — Vol. 215. — P. 335–358.
- Endo, M. Comparison of wear, wear debris and functional biological activity of moderately crosslinked and non-crosslinked polyethylenes in hip prostheses / M. Endo [et al.] // *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* — 2002. — Vol. 216. — P. 111–122.
- Esposito, C. Squeaking in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasties / C. Esposito, W.L. Walter, P. Campbell, A. Roques // *Clin. Orthop.* — 2010. — Vol. 468, N 9. — P. 2333–2339.
- Gallo, J. The relationship of polyethylene wear to particle size, distribution, and number: A possible factor explaining the risk of osteolysis after hip arthroplasty / J. Gallo, M. Slouf, S.B. Goodman // *J. Biomed Mater. Res.* — 2010. — Vol. 94, N 1. — P. 171–177.
- Garcia-Rey, E. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty in young patients: diagnosis is more important than age / E. Garcia-Rey, A. Cruz-Pardos, E. Garcia-Cimbrelo // *Clin. Orthop.* — 2009. — Vol. 467, N 9. — P. 2281–2289.
- Germain, M.A. Comparison of the cytotoxicity of clinically relevant cobalt-chromium and alumina

- ceramic wear particles in vitro / M.A. Germain [et al.] // *Biomaterials*. — 2003. — Vol. 24, N 3. — P. 469–479.
24. Hamilton, W.G. THA with delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial / W.G. Hamilton [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2009. — Vol. 468. — P. 358–366.
 25. Harris, W.H. The first 50 years of total hip arthroplasty: lessons learned / W.H. Harris // *Clin. Orthop.* — 2009. — Vol. 467, N 1. — P. 28–31.
 26. Hasegawa, M. Ceramic acetabular liner fracture in total hip arthroplasty with a ceramic sandwich cup / M. Hasegawa, A. Sudo, H. Hirata, A. Uchida // *J. Arthroplasty*. — 2003. — Vol. 18, N 5. — P. 658–661.
 27. Hatton, A. Alumina-alumina artificial hip joints: Part I. A histological analysis and characterisation of wear debris by laser capture microdissection of tissues retrieved at revision / A. Hatton [et al.] // *Biomaterials*. — 2002. — Vol. 23. — P. 3429–3440.
 28. Havelin, L.I. The Nordic Arthroplasty Register Association: a unique collaboration between 3 national hip arthroplasty registries with 280,201 THRs / L.I. Havelin [et al.] // *Acta Orthop.* — 2009. — Vol. 80, N 4. — P. 393–401.
 29. Heisel, C. Bearing surface options for total hip replacement in young patients / C. Heisel, M. Silva, T.P. Schmalzried // *Instr. Course Lect. Hip.* — 2007. — P. 103–119.
 30. Heisel, C. Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene / C. Heisel, M. Silva, M.A. dela Rosa, T.P. Schmalzried // *J. Bone Joint Surg.* — 2004. — Vol. 86-A, N 4. — P. 748–751.
 31. Hernigou, P. Ceramic-ceramic bearing decreases osteolysis: A 20-year study versus ceramic-polyethylene on the contralateral hip / P. Hernigou, S. Zilber, P. Filippini, A. Poinard // *Clin. Orthop.* — 2009. — Vol. 467, N 9. — P. 2274–2280.
 32. Illgen, R.L. Highly crosslinked vs. conventional polyethylene particles: An in vitro comparison of biologic activities / R.L. Illgen [et al.] // *Trans. Orthop. Res. Soc.* — 2003. — Vol. 28. — P. 1438.
 33. Ingram, J. Comparison of the biological activity of grade GUR 1120 and GUR 415HP UHMWPE wear debris / J. Ingram [et al.] // *Biomed. Mater. Eng.* — 2002. — Vol. 12. — P. 177–188.
 34. Ingram, J.H. Effect of crosslinking on biological activity of UHMWPE wear debris / J.H. Ingram, J. Fisher, M. Stone, E. Ingham // *Trans. Orthop. Res. Soc.* — 2003. — Vol. 28. — P. 1439.
 35. Keurentjes, J.C. High incidence of squeaking in THAs with alumina ceramic-on-ceramic bearings / J.C. Keurentjes, R.M. Kuipers, D.J. Wever, B.W. Schreurs // *Clin. Orthop.* — 2008. — Vol. 466, N 6. — P. 1438–1443.
 36. Kinkel, S. Patient activity after total hip arthroplasty declines with advancing age / S. Kinkel [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2009. — Vol. 467, N 8. — P. 2053–2058.
 37. Kurtz, S.M. Reasons for revision of first-generation highly cross-linked polyethylenes / S.M. Kurtz [et al.] // *J. Arthroplasty*. — 2010. — Vol. 10 // Режим доступа: www.pubmed.gov.
 38. Kwon, Y.M. Lymphocyte proliferation responses in patients with pseudotumors following metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty / Y.M. Kwon [et al.] // *J. Orthop. Res.* — 2010. — Vol. 28, N 4. — P. 444–450.
 39. Lee, J.Y. Alumina-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty / Lee J.Y., Sh.-Y. Kim // *Open Orthop. J.* — 2010. — Vol. 4. — P. 56–60.
 40. Lewis, P.M. Prospective randomized trial comparing alumina ceramic-on-ceramic with ceramic-on-conventional polyethylene bearings in total hip arthroplasty / P.M. Lewis [et al.] // *J. Arthroplasty*. — 2010. — Vol. 25, N 3. — P. 392–397.
 41. Liang, T.J. Uncemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years: A 6- to 10-year follow-up study / T.J. Liang [et al.] // *Orthopedics*. — 2010. — Vol. 16. — P. 236–239.
 42. Mahomed, N.N. Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States medicare population / N.N. Mahomed [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2003. — Vol. 85-A. — P. 27–32.
 43. Mat-Donald, S.J. Metal-on-metal versus polyethylene in hip arthroplasty: A randomized clinical trial / S.J. Mat-Donald [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2003. — Vol. 406. — P. 282–296.
 44. McKellop, H. Bearing surfaces in total hip replacements: State of the art and future developments / H. McKellop // *Instr. Course Lect.* — 2007. — P. 83–97.
 45. McKellop, H. Effect of sterilization method and other modifications on the wear resistance of acetabular cups made of ultra-high molecular weight polyethylene: A hip-simulator study / H. McKellop [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2000. — Vol. 82. — P. 1708–1725.
 46. Merritt, K. Distribution of cobalt chromium wear and corrosion products and biologic reactions / K. Merritt, S.A. Brown // *Clin. Orthop.* — 1996. — N 329, Suppl. — P. S233–S243.
 47. Morscher, E.W. Failures and successes in total hip replacement — why good ideas may not work. Review / E.W. Morscher // *Scand. J. Surg.* — 2003. — Vol. 92. — P. 113–120.
 48. Muratoglu, O. Ex vivo stability loss of highly cross linked ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) acetabular liners / O. Muratoglu [et al.] // EFFORT congress 2–5 June 2010.
 49. Mutimer, J. Highly crosslinked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years / J. Mutimer, P.A. Devane, K. Adams, J.G. Horne // *Clin. Orthop.* — 2010. — Vol. 11 // Режим доступа: www.pubmed.gov.
 50. Oonishi, H. Clinical experience with ceramics in total hip replacement / H. Oonishi [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2000. — N 379. — P. 77–84.
 51. Petsatodis, G.E. Primary cementless total hip arthroplasty with an alumina ceramic-on-ceramic bearing: results after a minimum of twenty years of follow-up / G.E. Petsatodis [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2010. — Vol. 92-A, N 3. — P. 639–644.
 52. Pokorný, D. Distribution of UHMWPE wear particles in periprosthetic tissues of total hip replacements / D. Pokorný [et al.] // *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.* — 2010. — Vol. 77, N 2. — P. 87–92.
 53. Ries, M.D. Relationship between gravimetric wear and particle generation in hip simulators: Conventional compared with cross-linked polyethylene / M.D. Ries, M.L. Scott, S. Jani // *J. Bone Joint Surg.* — 2001. — Vol. 83-A, Suppl. 2. — P. 116–122.
 54. Santaguida, P.L. Patient characteristics affecting the prognosis of total hip and knee joint arthroplasty: a systematic review / P.L. Santaguida [et al.] // *Can. J. Surg.* — 2008. — Vol. 51, N 6. — P. 428–436.
 55. Santos, E.M. Examination of surface and material properties of explanted zirconia femoral heads / E.M.

- Santos [et al.] // *J. Arthroplasty*. — 2004. — Vol. 19, N 7, Suppl. 2. — P. 30–34.
56. Schmalzried, T.P. Wear is a function of use, not time / T.P. Schmalzried [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2000. — N 381. — P. 36–46.
57. Sieber, H.P. Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants / H.P. Sieber, C.B. Rieker, P. Kottig // *J. Bone Joint Surg.* — 1999. — Vol. 81-B. — P. 46–50.
58. Silva, M. Average patient-walking activity approaches 2 million cycles per year: Pedometers tinder-record walking activity / M. Silva [et al.] // *J. Arthroplasty*. — 2002. — Vol. 17. — P. 693–697.
59. Sychterz, C.J. Comparison of in vivo wear between polyethylene liners articulating with ceramic and cobalt-chrome femoral heads / C.J. Sychterz [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2000. — Vol. 82-B. — P. 948–951.
60. Urban, R.M. Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement / R.M. Urban [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2000. — Vol. 82-A. — P. 457–476.
61. Willert, H.-G. Histopathological changes around metal/metal joints indicate delayed type hypersensitivity: Primary results of 14 cases / H.-G. Willert, G.H. Buchhorn, A. Fayyazi, C.N. Lohmann // *Osteologie*. — 2000. — Vol. 9. — P. 2–16.
62. Willmann, G. Ceramic femoral head retrieval data / G. Willmann // *Clin. Orthop.* — 2000. — N 379. — P. 22–28.
63. Wroblewski, B.M. Effect of reduced diameter neck stem on incidence of radiographic cup loosening and revisions in Charnley low-frictional torque arthroplasty / B.M. Wroblewski, P.D. Siney, P.A. Fleming // *J. Arthroplasty*. — 2009. — Vol. 24, N 1. — P. 10–14.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Шубняков Игорь Иванович – к.м.н. ученый секретарь ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий»
e-mail: shubnyakov@mail.ru;

Тихилов Рашид Муртузалиевич – д.м.н. профессор директор ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий»;

Гончаров Максим Юрьевич – к.м.н. заведующий травматолого-ортопедическим отделением № 5 ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий»;

Карпухин Алексей Сергеевич – заведующий II отделением ФГУ «ФЦТОЭ Минздравсоцразвития России»;

Мазуренко Андрей Васильевич – заведующий III отделением ФГУ «ФЦТОЭ Минздравсоцразвития России»;

Плиев Давид Гивиевич – к.м.н. научный сотрудник отделения патологии тазобедренного сустава ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий»;

Близнюков Вадим Владимирович – младший научный сотрудник отделения патологии тазобедренного сустава ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий».