

Скороглядов А.В., Бут-Гусаим А.Б., Сиротин И.В., Мкртчян В.А.

## ТВЕРДЫЕ ПАРЫ ТРЕНИЯ В ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА. ЗА И ПРОТИВ

ГБОУ ВПО "Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н. И. Пирогова", 117997, г. Москва, ул. Островитянова, д. 1

Для корреспонденции: Мкртчян Владимир Артурович, клинический ординатор кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ РНИМУ им. Н.И. Пирогова, Москва. E-mail: volodia89.89@mail.ru  
Correspondence to: Vladimir Mkrtychyan, resident of department of traumatology, orthopedics and military surgery. E-mail: volodia89.89@mail.ru

♦ В настоящей обзорной статье рассматривается возможность более широкого применения твердых пар трения в эндопротезировании тазобедренного сустава с целью решения вопроса о создании износостойких и долговечных имплантатов для максимального увеличения сроков до ревизионных оперативных вмешательств. Данная проблема является одной из актуальнейших и не решенных в современной ортопедии. В работе проанализированы результаты клинических исследований по эндопротезированию тазобедренных суставов в различных мировых ортопедических клиниках. Проведено комплексное сравнение имплантатов из таких материалов, как кобальт-хромовый металлический сплав последнего поколения, современная ортопедическая керамика и титан-нитридное (TiN) покрытие, которые образуют твердые пары трения металл—металл (Me—Me), керамика—керамика (Ce—Ce), TiN—TiN. Рассмотрены трибологические и химические свойства перечисленных материалов, их положительные и отрицательные свойства и связанные с последними побочные влияния на организм человека. Дана сравнительная оценка твердых пар трения с парой трения металл—полиэтилен (Me—Пэ). Определены преимущества и недостатки эндопротезов с различными твердыми парами трения и показания к их использованию. Особое внимание уделено вопросам, связанным с применением имплантатов с твердыми парами трения у пациентов молодого и среднего возраста, ведущих активный образ жизни.

**Ключевые слова:** артропластика тазобедренного сустава; твердые пары трения; хром—кобальт; титан—нитрид; керамика—керамика; металл—металл; металл—полиэтилен.

*Для цитирования:* Российский медицинский журнал. 2014; 20 (6): 48—53.

*Skoroglyadov A.V., But-Gusaim A.B., Sirotnin I.V., Mkrtychyan V.A.*

### THE SOLID PAIRS OF FRICTION IN ENDOPROSTHESIS REPLACEMENT OF HIP JOINT: PRO AND CONTRA

The N.I. Pirogov Russian national research medical university Minzdrav of Russia, 117997, Moscow, Russia

♦ The article considers possibility of broader application of solid pairs of friction in endoprosthesis replacement of hip joint with purpose to resolve problem of development wear-resistant and durable implants for maximal increasing of period up to revision surgical operations. this problem is one of most actual and unresolved one in modern orthopedics. The article analyzes the results of clinical studies of endoprosthesis replacement of hip joints in various international orthopedic clinics. The complex comparison was implemented concerning implants made of such materials as cobalt chrome metallic alloy of last generation, modern orthopedics ceramics and titan nitride (TiN) surface which form solid pairs of friction "metal-metal" (Me-Me), "ceramics-ceramics" (Ce-Ce) and "TiN-TiN". The tribological and chemical properties of enumerated materials are considered and their positive and negative characteristics and related to last one by-effects are considered. The comparative evaluation of solid pairs of friction and friction pair "metal-polyethylene" is given. The advantages and shortcomings of endoprostheses with different solid pairs of friction and indications for application are determined. The particular attention is paid to issues related to application of implants with solid pairs of friction in patients of young and middle age leading active life-style.

**Keywords:** arthroplasty; hip joint; solid pairs of friction; chrome-cobalt; titan-nitride; ceramics-ceramics; metal-metal; metal-polyethylene.

*Citation:* Rossiiskii meditsinskii zhurnal. 2014; 20 (6): 48—53. (In Russ.)

На сегодняшний день наиболее распространенной в эндопротезировании тазобедренного сустава является пара трения металл—полиэтилен (Me—Пэ), которая обеспечивает длительное функционирование сустава, однако имеет существенный недостаток — износ полиэтиленовой чашки. Микрочастицы полиэтилена, попадая в окружающие сустав ткани, способствуют развитию остеолита и постепенному расшатыванию компонентов эндопротеза. Таким образом, чем моложе пациент и активнее его образ жизни, тем быстрее наступает необходимость в ревизионной операции.

В связи с этим, по мнению большинства ученых, молодым и ведущим активный образ жизни пациентам целесообразно устанавливать эндопротезы с максимально низким износом трущихся поверхностей. Этому условию соответствуют эндопротезы с твердыми парами трения. Тем не менее в настоящий момент однозначного мнения по поводу выбора оптимальной твердой пары

трения нет. В данном обзоре рассмотрены преимущества и недостатки наиболее применяемых из них: металл—металл (Me—Me), керамика—керамика (Ce—Ce), нитрид титана—нитрид титана (TiN—TiN).

### Пара трения металл—металл

В настоящее время наиболее распространенным материалом для создания металлических компонентов эндопротезов является кобальт-хромовый сплав (CoCr). Эндопротезы с Me—Me-парой трения используются с конца 60-х годов XX столетия. Металлические имплантаты первого поколения отличались плохой устойчивостью к износу, поэтому при их эксплуатации выделялось много продуктов износа, что вызывало побочные реакции. Поэтому в конце 70-х годов большинство ортопедических клиник отказались от использования пары трения Me—Me [1, 2]. Однако в середине 80-х годов интерес к использованию данных сплавов возник снова,

поскольку пара трения Me—Me давала менее выраженный остеолит по сравнению с Me—Pз [3].

Так появились металлические эндопротезы тазобедренного сустава (ЭПТС) с литыми Co-Cr-сплавами второго поколения, которые были более износостойкими, а главное, при их использовании резко снизилось количество и выраженность побочных явлений [4]. Улучшение трибологических свойств было достигнуто за счет содержания в сплавах второго поколения углерода (0,05—0,08%), частицы которого делали поверхность сплава более гладкой по сравнению со сплавами первого поколения [5].

В последние годы в США и Западной Европе активно ведутся многочисленные исследования с целью оценки результатов использования Me—Me-эндопротезов, часто противоречивых, у разных групп пациентов.

Так, Американской академией ортопедической хирургии (AAOS) в 2012 г. опубликованы результаты анализа различных работ по использованию ЭПТС с Me—Me-парой трения, имеющих доказательную базу. Было выявлено, что, во-первых, пациенты с таким типом эндопротезов чаще подвергались ревизионным операциям в связи с развившимися осложнениями (местное и системное токсическое действие продуктов износа металлического сплава). Во-вторых, использование металлических имплантатов с большим диаметром головки чаще делало необходимыми ревизионные операции у лиц пожилого и старческого возраста из-за выделения большого количества продуктов износа, что вызывало остеолит и расшатывание компонентов эндопротеза, а также побочного действия ионов металла. В-третьих, на основании нескольких исследований была показана прямая связь недостаточно оптимального расположения имплантатов с увеличением износа поверхностей протеза и как следствие — количества побочных реакций со стороны мягких тканей и системных реакций [6].

Группой ученых из университета Лилля было проведено исследование по изучению возможного канцерогенного действия продуктов износа ЭПТС с Me—Me-парой трения. Было выявлено образование так называемых псевдоопухолей в окружающих сустав мягких тканях. Их частота составляла 0,1—3% в первые 5 лет после операции по замене сустава. Были обнаружены также факторы риска образования псевдоопухолей. К таковым отнесены принадлежность к женскому полу, возраст моложе 40 лет, вертикальное расположение чашки эндопротеза, большой диаметр головки, короткая ножка протеза, ожирение. Вместе с тем этиология псевдоопухолей остается неясной и их прямая связь с токсическим эффектом ионов металлов не была доказана. Связи с повышением концентраций ионов хрома и кобальта в организме и системным канцерогенным эффектом тоже не обнаружено. Было показано, что относительный риск развития рака у больных с металлическими протезами составил 0,95%, а у пациентов с другими парами трения — 0,76% (разница незначима) [7, 8].

Работа дерматологов Королевской больницы Шеффилда показала, что у 14 (6,5%) из 217 оперированных пациентов возникли проблемы с установленным суставом, которые связаны с аллергическим действием продуктов износа металлических компонентов, требующих замены уже через 77 мес. Во время ревизионных операций были взяты биоптаты мягких тканей, в которых выявлены металлоз, обширные лимфоцитарные и плазмноклеточные инфильтрации вокруг продуктов износа [9].

В 2012 г. в Австралии P. Wagner и соавт. [10] было проведено исследование токсического действия ионов кобальта и хрома на костный мозг и появления гемо-

бластозов у пациентов с Me—Me-ЭПТС. Роста частоты онкологических заболеваний крови у этих пациентов не отмечено [10].

О патологическом влиянии ионов кобальта и хрома на организм говорит ряд работ, проведенных по всему миру [11, 12].

Между тем ортопеды из больницы Копенгагенского университета проанализировали исследования, посвященные определению концентраций ионов металлов в организме больных с Me—Me-ЭПТС. В работу были включены результаты 43 исследований по 16 различным металлическим имплантатам. Датские ученые выяснили, что средняя концентрация хрома составляла 0,5—2,5 мкг/л в крови и 0,8—5,1 мкг/л — в сыворотке крови, а кобальта — 0,7—3,4 мкг/л в крови и 0,3—7,5 мкг/л в сыворотке крови. При сравнении с предельно допустимыми концентрациями этих ионов в организме существенного повышения не выявлено [13].

На данный момент нет достоверных клинических данных о влиянии повышенного уровня ионов кобальта и хрома на организм женщин детородного возраста [7]. Однако большинство ортопедов считают нецелесообразным использование ЭПТС с Me—Me-парой трения у пациентов данной группы, поскольку эти ионы могут преодолевать плацентарный барьер [8].

В больнице Университета Пенсильвании (Филадельфия, США) проведен мета-анализ рандомизированных контролируемых исследований по сравнению клинических результатов массовых (без четкого выбора групп пациентов по полу, возрасту и другим параметрам) эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием металлических имплантатов и протезов с парой трения Me—Pз. Не было обнаружено существенной разницы как в функциональных исходах (система оценки функции тазобедренного сустава Харриса), так и по рентгенологической картине. Однако у пациентов с металлическими имплантатами различные осложнения (металлоз мягких тканей с образованием псевдоопухолей, системные аллергические реакции, расшатывание компонентов эндопротеза) возникали в 3,37 раза чаще [14].

Тем не менее эндопротезы, выполненные из металлических сплавов, имеют ряд преимуществ, которые в совокупности с учетом рисков возникновения тех или иных побочных явлений, по мнению многих ортопедов, позволяют выделить группу пациентов, которым они показаны как имплантаты первого выбора или как равнозначная альтернатива протезам с парой трения Me—Pз.

К преимуществам Me—Me-пары трения в первую очередь относится их долговечность за счет большой износостойкости. Это очень важно при проведении операции по эндопротезированию тазобедренного сустава у молодых пациентов, поскольку можно значительно отсрочить ревизионное вмешательство. Кроме того, в паре трения Me—Me можно использовать головки большего диаметра, что дает больший объем движений, также необходимый для молодых и активных пациентов.

С увеличением диаметра головки достигается и увеличение площади "смачивания", что уменьшает трение между компонентами, а следовательно, уменьшается выделение продуктов износа и побочные явления, связанные с ними [15].

Французскими ортопедами было доказано, что 12-летняя "выживаемость" Me—Me-протезов в группе пациентов моложе 30 лет составила 100% по сравнению с Me—Pз-парой трения (70%). Также показано, что у пациентов с металлическими имплантатами меньше выражен остеолит, что свидетельствует о сохранении стабильности искусственного сустава [7].

Учеными из университета Лос-Анджелеса выявлены высокие функциональные возможности ЭПТС с Me—Me-парой трения у молодых пациентов — в среднем 89,3 балла по системе Харриса, что позволило сделать вывод о возможности использования этих имплантатов как достойной альтернативы протезам с парой Me—Pз [16].

Современные представления о применении Me—Me-пары трения сводятся к тому, что необходимо использовать кованные сплавы (сплавы третьего поколения), поскольку их износостойчивость выше, чем у литых сплавов второго поколения. Компоненты, изготовленные из кованого CoCr-сплава, имеют меньшую шероховатость поверхности. Это объясняется тем, что кованный материал содержит более мелкие частицы карбида, и они распределяются более равномерно. Было доказано, что более низкая шероховатость способствует образованию более толстой смачивающей пленки, что обеспечивает более эффективную смазку и помогает уменьшить изнашивание [17]. Однако срок клинического применения данных имплантатов пока недостаточен для решения вопроса о возможности их массового использования и требует всестороннего изучения.

Таким образом, эндопротезы тазобедренного сустава с Me—Me-парой трения, несмотря на побочные реакции на продукты износа металлических сплавов, имеют ряд неоспоримых преимуществ, что позволяет успешно применять их в современной ортопедии. Идеальной группой пациентов для использования металлических имплантатов могут быть молодые мужчины, ведущие активный образ жизни.

### Пара трения керамика—керамика

Поскольку при использовании эндопротезов с парой трения металл по металлу ортопеды столкнулись с рядом описанных выше проблем, а пациентов, особенно молодого возраста, требующих проведения операций по эндопротезированию тазобедренного сустава, становилось больше, появилась необходимость в создании имплантатов из других материалов, лишенных недостатков металлических сплавов, но при этом сохраняющих их преимущества. Одним из перспективных направлений стало использование эндопротезов с парой трения Ke—Ke [1].

С физико-химической точки зрения керамика как материал имеет ряд существенных преимуществ перед металлическими сплавами. Во-первых, керамика биоинертна (это важно при использовании у женщин детородного возраста). Во-вторых, керамика — очень прочный и износостойчивый материал. Поскольку керамика представляет собой оксид, она не окисляется, соответственно нет коррозии, присущей металлам. В-третьих, керамика не деформируется при ударе, воздействию высоких температур и давления. Такая стабильность способствует предотвращению деформации активных поверхностей при стерилизации, цементировании или действии давления, возникающего во время эксплуатации эндопротеза.

Однако наряду с преимуществами в ходе использования керамических протезов выявились и их недостатки, которые часто требуют ревизионных операций: хрупкость — появление трещин и разломов в процессе эксплуатации, полосной износ и скрип при неоптимальной установке компонентов эндопротеза.

Первый Ke—Ke-ЭПТС был имплантирован в 1970 г. французским ортопедом П. Бутином (Pierre Boutin) [18].

Производство керамических головок и вкладышей очень сложно, поэтому практически все производители эндопротезов не выпускают керамические головки и вкладыши самостоятельно, а закупают их у фирмы

"CeramTec", медицинское подразделение которой производит керамические компоненты эндопротезов с 1974 г. С этого года в клинической практике началось использование керамического материала BIOLOX (первое поколение), который претерпевал изменения, и в 1985 г. появился BIOLOX второго поколения с улучшенным дизайном и трибологическими свойствами. Со временем в 1995 г. появился керамический материал третьего поколения BIOLOX forte (коричневая/желтая керамика), который был прочнее своего предшественника, а также имел более гладкую поверхность за счет уменьшения размеров зерен оксида алюминия. Далее в 2003 г. появились керамические эндопротезы четвертого поколения BIOLOX delta (розовая керамика) с превосходными физико-химическими характеристиками [19, 20].

Одним из основных недостатков пары трения Ke—Ke на сегодняшний день считается ее возможный перелом в процессе установки и эксплуатации [20—22]. При применении керамических имплантатов первого поколения был высок риск переломов — до 13% [23]. Однако с появлением керамических материалов новых поколений риск переломов компонентов эндопротезов снизился до 1%, в связи с чем с 2003 г. FDA официально разрешила использование Ke—Ke-пары трения в эндопротезировании тазобедренного сустава [21].

Данные, собранные "Ceramtec" относительно применения почти 2 млн имплантированных керамических эндопротезов этой компании, показали, что 50% переломов происходит в первые 12 мес после операции, 70% — в пределах 24 мес и 83% — 36 мес соответственно, причем переломы головки встречаются чаще, чем переломы вертлужного компонента. Однако эта тенденция резко изменилась с появлением BIOLOX delta: переломы головок из розовой керамики крайне редки (1 на 1 000 000). Примечательно, что головки диаметром 28 мм ломаются чаще, чем головки диаметром 32 и 36 мм (перелом последних в клинической практике встречается крайне редко). Замечено также, что головки с нулевым посадочным индексом ломаются реже, чем остальные [22].

A. Toni и соавт. [24] было показано, что при неоптимальном соотношении поверхностей компонентов Ke—Ke-эндопротезов наблюдается повышенная нагрузка на края вертлужного компонента, где в основном образуются трещины и последующие переломы частей сустава, что требует радикального вмешательства с заменой частей или эндопротеза в целом.

Одним из способов решения данной проблемы стало использование титанового опорного кольца. Поддерживающее кольцо и керамический вкладыш собраны с высокой точностью в процессе холодного прессования. Поддерживающее кольцо эффективно защищает вкладыш от сколов краев и расширяющихся нагрузок, которые возникают в результате высокой усталости материалов и ударной нагрузки. В исследовании J. D'Antonio и соавт. [25], проведенном в 2005—2006 гг., показано, что среди пациентов с эндопротезами, в которых вкладыш имеет опорное титановое кольцо, краевые трещины встречаются всего в 1,2% случаев, и ни в одном случае не произошло перелома компонента сустава. Однако в недавнем сообщении P. Chotai и E. Su [26] отмечено, что титановое кольцо приводит к ограничению объема движений в имплантированном суставе, что в свою очередь вызывает увеличение нагрузки на вкладыш при объемных движениях и разрушение последнего [26].

Другим отрицательным свойством Ke—Ke-пары трения является скрип, который возникает при трении компонентов эндопротеза. По данным разных авторов, частота случаев скрипа варьирует от 0,45% [27] до 7% [28]. Ча-

сто скрип не сопровождается какими-либо клиническими проявлениями и редко приводит к необходимости ревизионных операций. Однако это реальное побочное явление, вызывающее недовольство пациентов [29]. В современной ортопедии известно множество факторов, которые могут стать причиной этого феномена. Со стороны пациента это рост, масса тела, диапазон движений в зависимости от образа жизни [30]. Одной из основных причин скрипа считается неоптимальное соотношение компонентов керамического эндопротеза из-за погрешностей в технике выполнения операции, к которым относятся слишком вертикально установленная чашка или ее сильная антеверсия [27]. При нарушенных соотношениях в суставе может не хватать смазки в разных циклах движения, что также способствует возникновению данного феномена [31]. В исследованиях W. Walter и соавт. [32], которые производили ревизионные операции у страдающих от скрипа больных с керамическими протезами, было показано, что в скрипящих суставах износ в 45 раз выше. Были обнаружены полосы износа на компонентах ЭПТС, что доказывает повышенное трение в этих участках [32].

Несмотря на имеющиеся осложнения, ортопедов всегда привлекали великолепные трибологические свойства керамики BIOLOX, особенно последнего поколения (delta).

Исследования под эгидой AAOS в 2009 г., а также в Нью-Йоркской клинике ортопедической хирургии в 2012 г. показали, что керамические имплантаты имеют очень гладкую поверхность, устойчивую к царапинам и деформации. Это обеспечивает превосходную смазку и устойчивость к износу по сравнению с опорными поверхностями из других материалов. Также были отмечены высокая прочность современной керамики и ее абсолютная биоинертность, что позволяет избегать патологических реакций со стороны организма [20, 21].

В исследовании D. Dennis и соавт. [33] установлены преимущества использования керамических головок большого диаметра, обеспечивающих больший объем движений и большую поверхность смазки [33].

Практически во всех работах, посвященных изучению выживаемости керамических компонентов ЭПТС, получены очень высокие результаты 10-летней выживаемости: > 97% [34], а в некоторых случаях и 100% [35].

Австралийскими ортопедами проведен анализ результатов 4000 операций по установке ЭПТС с Ке—Ке-парой трения (третьего поколения). В отношении функционального значения по системе Харриса средний результат составил 95 баллов, по рентгенографической картине отклонений не замечено. Выживаемость за 10 лет превысила 98% [36].

В другом исследовании британскими учеными в группе из 301 пациента выявлена 98% 10-летняя выживаемость бесцементных керамических протезов. При этом отсутствовали переломы имплантатов. 74 пациента жаловались на скрип, и только двум из них проведена ревизионная операция по этому поводу [19].

В работе J. D'Antonio и соавт. [25] сравнительный анализ Ке—Ке-пары трения с Ме—Пэ продемонстрировал 10-летнюю выживаемость в группе с Ке—Ке-протезами на уровне 97%, а в контрольной группе с Ме—Пэ-протезами — 91,3%. Также было установлено, что по выживаемости вертлужный компонент из полиэтилена уступает своему керамическому аналогу: 92% против 98%. При этом переломов керамических протезов не выявлено, частота скрипа < 1% [25].

В исследовании J. Dumbledon и соавт. [37] тщательно изучен вопрос износа керамики и полиэтилена при эксплуатации искусственных суставов. Для разных мо-

делей керамических эндопротезов выявлен износ от 0,2 до 1,9 мм<sup>3</sup>/год. Данные по полиэтилену значительно превысили цифры по керамике и составили примерно 38 мм<sup>3</sup>/год.

Американскими учеными-ортопедами проделана работа по сравнению ЭПТС с Ке—Ке- и Ме—Пэ-парами трения. Были обследованы 189 пациентов с 216 искусственными суставами, из которых 144 имели Ке—Ке-пару трения и 72 — Ме—Пэ. Средний срок наблюдения 10,3 (10—12,4) года. Количество ревизий в группе пациентов с парой трения Ме—Пэ составило 10,5 %, в контрольной группе с Ке—Ке-парой трения — 3,1%. Остеолиз в группе с Ме—Эл-эндопротезами был выявлен в 26% случаев. В контрольной группе остеолиз не обнаружен. Скрип у пациентов в группе с Ке—Ке-парой трения наблюдался в 2 (1,4%) случаях из 144 [38].

Можно заключить, что современная керамика является очень перспективным материалом для проведения операций по артропластике тазобедренного сустава у молодых пациентов (обоих полов), для которых важен большой функциональный объем в суставе при необходимости максимально отсрочить ревизионное вмешательство.

### Титан-нитридное покрытие

Еще одним направлением в создании ЭПТС с повышенной выживаемостью является использование различных керамических покрытий, в частности из TiN. Им покрывают трущиеся поверхности компонентов Ме—Ме-эндопротезов, при этом образуется пара трения TiN—TiN. Это покрытие начали применять с конца 90-х годов XX столетия [39]. Данный способ призван решить следующие проблемы: 1) уменьшить износ металлических компонентов и соответственно увеличить срок службы искусственного сустава с парой трения Ме—Ме; 2) предотвратить коррозию, а следовательно, местные и системные побочные явления, связанные с выделением продуктов износа [40].

TiN по своей прочности превосходит многие ранее используемые керамические покрытия, которые за счет своей хрупкости не выдерживали многолетних нагрузок и рассыпались [41].

В 2004 г. учеными из Нью-Джерси на основании 11-летнего опыта установки бесцементных ЭПТС с титан-нитридным покрытием было доказано, что TiN сводит к минимуму побочные эффекты, связанные с патологическим местным и системным действием ионов кобальта и хрома. При этом керамическое покрытие не препятствовало вращению кости за счет пористой структуры, а остеолиз был минимальным [42].

Теми же американскими ортопедами представлены результаты оценки выживаемости эндопротезов с TiN-покрытием за 12 лет наблюдения, которая составила 98,5%. При оценке функциональных результатов по системе Харриса получены следующие результаты: 82,3% — отличные, 15,4% — хорошие, 2,3% — удовлетворительные, 0% — плохие. Признаков металлоза мягких тканей около имплантированного сустава не было выявлено [43].

Показано, что керамическое покрытие делает поверхность имплантатов максимально гладкой, что уменьшает силу трения и увеличивает "смачиваемость" поверхностей [44]. Как было известно ранее, коррозия металлических компонентов происходила вследствие контакта с синовиальной жидкостью [45]. При наличии TiN-покрытия этот контакт исключен.

В 2009 г. появились сообщения о результатах доклинических исследований TiN-покрытия: 1) тестов на воз-

можную отслойку покрытия, появление трещин, тестов на изгиб (проблем выявлено не было) [46]; 2) тестов на прочность с применением различных нагрузочных тренажеров, проводившихся независимо друг от друга в Германии [47] и Великобритании [48] и показавших, что минимальное повреждение TiN-покрытия наступало после 2 млн циклов; 3) испытаний на степень коррозии (90% уменьшение выделения ионов кобальта и хрома у имплантатов с TiN-покрытием) [49]; 4) тестов на биосовместимость, проведенных на кроликах (специфическая реакция тканей на нитрид титана не выявлена [50], также отсутствовала цитотоксичность данного материала [51]); 5) тестов по фиксации вертлужного компонента и оценке возможности его деформации, продемонстрировавших прекрасную стабильность [52] и крайне малую вероятность деформации чашки эндопротеза [53].

В 2000—2002 гг. в Амстердаме было проведено клиническое исследование, предусматривавшее изучение отдаленных результатов применения эндопротезов с TiN-покрытием (имплантаты фирмы "ImplantCast"). В ходе исследования были выявлены пациенты с нестабильностью вертлужного компонента, которым проводились ревизионные операции. Во время ревизий брали биоптаты окружающих тканей, при обследовании которых металлоза и специфических реакций не было обнаружено. Кроме того, в анализах крови 30 пациентов через 2—5 лет после оперативного вмешательства не обнаружены повышенные уровни ионов металлов [40].

Вышесказанное свидетельствует о том, что титан-нитридное керамическое композитное покрытие является очень перспективным материалом, который, однако, требует дальнейшего изучения и усовершенствования.

### Заключение

В настоящее время наиболее часто применяемыми в ортопедии твердыми парами трения являются Me—Me, Ke—Ke и TiN—TiN.

Эндопротезы с парой трения Me—Me являются высокопрочными имплантатами с низким износом, которые позволяют применять головки большого диаметра, что улучшает функциональные характеристики протеза. Однако с продуктами износа этих имплантатов связан ряд побочных явлений (металлоз мягких тканей, системное токсическое действие ионов кобальта и хрома, канцерогенное действие), ограничивающих их массовое применение.

Современная Ke—Ke-пара трения привлекает своей абсолютной биоинертностью, прочностью и износостойкостью. Однако при ее использовании могут возникнуть такие осложнения, как перелом компонентов эндопротеза или скрип, что потребует ревизионного вмешательства.

Покрытие TiN позволяет скрывать недостатки металлических ЭПТС, являясь защитным слоем между имплантатом и организмом. Однако при использовании таких имплантатов могут появляться царапины или отслойка участка титан-нитридного покрытия, что приведет к высвобождению ионов металлов и связанным с ними побочным явлениям, выделению большого количества продуктов износа, вследствие чего могут возникнуть остеолит и расшатывание компонентов эндопротеза.

Конечно, Me—Me- и Ke—Ke-пары трения и TiN-покрытие требуют улучшений по физико-химическим свойствам с целью устранения побочных явлений, связанных с их использованием. Однако надо помнить, что часть проблем, ограничивающих их применение, связана с недостаточно точно и тщательно выполненной установкой эндопротезов, что требует усовершенствования

хирургической техники и скрупулезности в ходе предоперационной подготовки и оперативного вмешательства.

### ЛИТЕРАТУРА (REFERENCES)

1. Deutman R., Mulder T.J., Brian R., Nater J.P. Metal sensitivity before and after total hip arthroplasty. *J. Bone Jt Surg. Am.* 1977; 59: 862—5.
2. Evans E.M., Freeman M.A., Miller A.J., Vernon-Roberts B. Metal sensitivity as a cause of bone necrosis and loosening of the prosthesis in total joint replacement. *J. Bone Jt Surg. Br.* 1974; 56-B: 626—42.
3. Korovessis P., Petsinis G., Repanti M., Repantis T. Metallosis after contemporary metal-on-metal total hip arthroplasty. Five to nine-year follow-up. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2006; 88: 1183—91.
4. Thyssen J.P., Jakobsen S.S., Engkilde K., Johansen J.D., Soballe K., Mennre T. The association between metal allergy, total hip arthroplasty, and revision. *Acta Orthop.* 2009; 80: 646—52.
5. Rieker C.B., Schon R., Kottig P. Development and Validation of a second-generation metal-on-metal bearing. Laboratory studies and analysis of retrievals. *J. Arthroplasty.* 2004; 19(Suppl. 3): 5—11.
6. Bozic K.J., James Browne J., Dangles C.J., Paul A., Manner P.A., Yates A.J.Jr., Weber K.L. Modern metal-on-metal hip implants. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2012; 20: 402—6.
7. Migaud H., Putman L., Combes A., Berton C., Bocquet D., Vasseur L., Girard J. Metal-on-metal bearing: is this the end of the line? *HSSJ* (2012); 8: 262—9.
8. Sehatzadeh S., Kaulback K., Levin L. *Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: an analysis of safety and revision rates, ontario health technology assessment series.* 2012; 12(19): 1—63.
9. Cousen P.J., Gawkrödger D.J. Department of Dermatology, Royal Hallamshire Hospital, Sheffield S10 2JF, UK. *Metal allergy and second-generation metal-on-metal arthroplasties.* 2011.
10. Wagner O., Olsson H., Ranstam J., Robertsson O., Ming Hao Zheng, Lidgren L. *Metal-on-metal joint bearings and hematopoietic malignancy.* Departments of 1Orthopedics and 2Oncology, Clinical Sciences Lund, Lund University, Lund; 3Centre for Orthopaedic Research, University of Western Australia, Nedlands, Australia. Correspondence: Lars.Lidgren@med.lu.se Submitted 12-06-14. Accepted 12-09-27.
11. Catelas I., Campbell P.A., Boby J.D., Medley J.B., Huk O.L. Wear particles from metal-on-metal total hip replacements: effects of implant design and implantation time. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2006; 220: 195—208.
12. Iavicoli I., Falcone G., Alessandrelli M., Cresti R., De Santis V., Salvatori S. et al. The release of metals from metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *J. Trace Elem. Med. Biol.* 2006; 20: 25—31.
13. Jantzen C., Jørgensen H.L., Duus B.R., Spørring S.L., Lauritzen J.B. Chromium and cobalt ion concentrations in blood and serum following various types of metal-on-metal hiparthroplasties: a literature overview. *Acta Orthop.* 2013; 84(3): 229—36. doi: 10.3109/17453674.2013.792034.
14. Voleti P.B., Baldwin K.D., Lee G.C. Metal-on-metal vs conventional total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J. Arthroplasty.* 2012; 27(10): 1844-9. doi: 10.1016/j.arth.2012.05.023. E.pub 2012 Jul 6.
15. McMinn D. Development of metal/metal hip resurfacing. *Hip. International.* 2003; 13(1, Suppl. 2).
16. Girard J. *Hip resurfacing in patients under 30 years old. Hip Symposium on the Future of Hip Resurfacing.* 12th EFORTMeeting, June 1—4, 2011. Copenhagen, Denmark.
17. Chan F.W., Boby J.D., Medley J.B. et al. Wear and lubrication of Metal-on-Metal implants. *Clin. Orthop.* 1999; 369: 10—24.
18. Boutin P. Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924—1989). *Clin. Relat. Res.* 2000; 379: 3—11.
19. Molloy D., Jack C., Esposito C., Walter W.L. A mid-term analysis suggests ceramic on ceramic hip arthroplasty is durable with minimal wear and low risk of squeak. *HSSJ.* 2012; 8: 291—4.
20. D'Antonio J.A., Sutton K. Ceramic materials as bearing surfaces for total hip arthroplasty. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2009; 17: 63-8.
21. Edwin P.Su. Ceramic-ceramic bearing: too unpredictable to use it regularly. *HSSJ.* 2012; 8: 287—90.
22. Garino J., Rhaman M.N., Bal B.S. Reliability of modern alumina bearings in total hip replacements. *Semin. Arthroplasty.* 2006; 17: 113—9.
23. Toni A., Sudanese A., Terzi S. Ceramics in total hip arthroplasty. In: *Wise D.L., Trantolo D.J., Altobelli D.E., eds. Encyclopedic handbook of biomaterials and bioengineering.* New York: Marcel Dekker, Inc.; 1995: 1501—44.

24. Toni A., Traina F., Stea S. et al. Early diagnosis of ceramic liner fracture. Guidelines based on a twelve-year clinical experience. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2006; 88(Suppl. 4): 55—63.
25. D'Antonio J.A., Capello W.N., Manley M.T., Naughton M., Sutton K. A titaniumencased alumina ceramic bearing for total hip arthroplasty: 3 to 5 year results. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2005; 441: 151—8.
26. Chotai P.N., Su E.P. Fracture of a titanium sleeve-encased third-generation ceramic liner in a modern THA. *Orthopedics.* 2011; 34(10): 682.
27. Walter W.L., O'toole G.C., Walter W.K., Ellis A., Zicat B.A. Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: The importance of acetabular component orientation. *J. Arthroplasty.* 2007; 22: 496—503.
28. Jarrett C.A., Ranawat A., Bruzzone M., Rodriguez J., Ranawat C. Abstract: The squeaking hip: An under-reported phenomenon of ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. Final Program of the 16th Annual Meeting of the American Association of Hip and Knee Surgeons. Rosemont, IL: *American Association of Hip and Knee Surgeons.* 2006: 20.
29. Jarrett C.A., Ranawat A.S., Bruzzone M., Blum Y.C., Rodriguez J.A., Ranawat C.S. The squeaking hip: a phenomenon of ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2009; 91(6): 1344—9.
30. Sexton S.A., Yeung E., Jackson M.P. et al. The role of patient factors and implant position in squeaking of ceramic-on-ceramic total hip replacements. *J. Bone Jt Surg. Br.* 2011; 93(4): 439—42.
31. Frank Stinchfield Award: "Hip squeaking": a biomechanical study of ceramic-on-ceramic bearing surfaces. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2010; 468(2): 345—50.
32. Walter W.L., Kurtz S.M., Esposito C. et al. Retrieval analysis of squeaking alumina ceramic-on-ceramic bearings. *J. Bone Jt Surg. Br.* 2011; 93(12): 1597-601.
33. Dennis D.A., Komistek R.D., Mahfouz M.R. Kinematic evaluation of total hip arthroplasty with various bearing materials. In: *Presented at Bioceramics and Alternative Bearings in Total Joint Arthroplasty: 11th Biolox Symposium.* Rome, Italy, June 30—July 1, 2006.
34. Lewis P.M., Al-Belooshi A., Olsen M., Schemitch E.H., Waddell J.P. Prospective randomized trial comparing alumina ceramic-on-ceramic with ceramic-on-conventional polyethylene bearings in total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2010; 25 (3): 392—7.
35. Kress A.M., Schmidt R., Holzwarth U., Forst R., Muller L.A. Excellent results with cementless total hip arthroplasty and alumina-alumina pairing: minimum ten-year follow-up. *Int. Orthop.* 2011; 35: 195—200.
36. Yeung E., Bott P.T., Chana R., Jackson M.P., Holloway I., Walter W.L. et al. Mid-term results of third-generation alumina-on-alumina ceramic bearings in cementless total hip arthroplasty: a ten-year minimum follow-up. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2012; 94(2): 138—44.
37. Dumbledon J.H., Manley M.T., Edidin A.A. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2002; 17: 649—61.
38. D'Antonio J.A., Capello W.N., Marybeth Naughton B.S. Ceramic bearings for total hip arthroplasty have high survivorship at 10 years. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2012; 470: 373—81.
39. Van Raay J.J.A.M., Rozing P.M., Van Blitterswijk C.A., Van Haastert R.M., Koerten H.K. Biocompatibility of wear-resistant coatings in orthopedic surgery in vitro testing with human fibroblast cell cultures. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* Volume 6, Number 2/ February, 1995; 6(2): 80—4.
40. Hamelynck K.J., Woering R.G. *Ceramic Surface Engineered Metal-on-Metal Hips system for Total Hip Arthroplasty and Resurfacing Hip Arthroplasty.* White Paper Published. August 2009.
41. Geetha M., Singh A.K., Asokamani R., Gogia A.K. Ti Based Biomaterials, the Ultimate Choice for Orthopaedic Implants? *A Review. Prog. Mater. Sci.* 2009.
42. Buechel F.F., Buechel F.F.Jr., Helbig T.E., D'Alessio J., Pappas M.J. Cementless Titanium-Nitride Ceramic Total HIP Replacement: 11-Year Clinical, Radiographic and Survivorship Study. March 2004.
43. Buechel F.F., Buechel F.F.Jr., Helbig T.E., D'Alessio J., Pappas M.J. Two- to 12-Year Evaluation of Cementless Buechel-Pappas Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty.* 2004; 19(8).
44. Dowson D., Hardaker C., Flett M., Isaac G.H. *A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal Joints. Part I: The role of materials.* *J. Arthroplasty* 2004; 19(8, Suppl. 3).
45. Wisbey A., Gregson P.J., Tuke M. Application of PVD TiN coating to Co-Cr-Mo based surgical implants. *Biomaterials.* 1987; 8(6): 477—80.
46. Bauman A. Die Haftfestigkeit von Titanitrid (TiN) — Schichten auf Implantat-legierungen. 2002.
47. Kremling Dr. rer. nat., (2005-ii) Dr.-Ing.habil. Franke, Leiter der Abteilung Metalle, IMA Dresden: Verschleissprüfung an Zwei Accis Gleitpaarungen nach ISO 14 242 part1 Wear Publication (in German, Prüfberichts-Nr.: 068/05.12005, Data on File).
48. Langton D.J., Jameson S.S., Joyce T.J., Webb J., Nargol A.V.F. The effect of component size and orientation on the concentrations of metal ions after resurfacing arthroplasty of the hip. *J. Bone Jt Surg. (Br).* 2008; 90-B: 1143—51.
49. *Metal Ion Release from Non-Coated and Ceramic Coated Femoral Knee Components:* Boil test 240 h in NaCl-solution nach FMZ PhysWerk VA 97350. University Würzburg (D) (On File).
50. *LPT: Laboratory For Pharmacology and Toxicology Hamburg, Germany:* USP XXII- Implantation test for Titanium Niobium Ceramic in Rabbits may 18, 1992 (On File)
51. *LPT: Laboratory For Pharmacology and Toxicology Hamburg, Germany:* USP 28 and EN 30993-5. Examination of "Plattchen aus CoCrMo mit TiNbNBeschichtung for cytotoxic properties in a cell culture test 2001 (On File)
52. Sellenschloh K., Morlock M.M. "Comparative Study of the Primary Stability of Various Acetabular Cup Designs" (In German) September 16, 2002 on File).
53. Morlock M.M., Sellenschloh K., Bishop N., Kreussler O. "Investigation of the Deformation caused by Impaction of Acetabular Components of Metal-on-Metal Large Headed Hips" (In German) September 16, 2002 (On File).

Поступила 02.04.14  
Received 02.04.14