

ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ПАРЫ ТРЕНИЯ КЕРАМИКА-ПОЛИЭТИЛЕН В ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Тураходжаев Ф.А., Загородний Н.В., Магомедов Х.М., Калашников С.А.

ГБУЗ ГKB № 13 г. Москвы, ортопедическое отделение. Кафедра травматологии и ортопедии РУДН

В статье отражены результаты применения пар трения керамика-полиэтилен и металл-полиэтилен при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава. Более 400 операций было выполнено в больнице № 13 (клиническая база кафедры травматологии и ортопедии РУДН) с 2004 по 2014 с использованием керамика-полиэтиленовой пары трения. Ни в одном случае не наблюдалось признаков асептической нестабильности компонентов эндопротезов. В настоящее время использование низкофрикционной пары трения керамика-полиэтилен в эндопротезировании тазобедренного сустава имеет широкое распространение у большинства пациентов с патологией тазобедренного сустава во всех возрастных группах.

Ключевые слова: коксартроз, тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, тотальная артропластика тазобедренного сустава, пары трения, низкофрикционные пары трения, альтернативные пары трения, керамика-полиэтилен, металл-полиэтилен, остеолитизис.

THE EXPERIENCE OF USE OF CERAMIC-POLYETHYLENE PROSTHESES IN TOTAL HIP ARTHROPLASTY

Turahodzhaev F.A., Zagorodnii N.V., Magomedov H.M., Kalashnikov S.A.

From 2004 to 2014 there were conducted more than 400 operations with the use of ceramic-polyethylene prostheses in the Hospital №13 (clinical base of the Department of Traumatology and Orthopedics of Peoples' Friendship University of Russia). In any case there were no signs of aseptic loosening of prosthesis components. Nowadays the use of low friction ceramic-polyethylene friction pair in hip arthroplasty is widespread for most patients with hip joint pathology in all age groups.

Key words: coxarthrosis, a pair of friction, low-friction ceramic friction pair, osteolysis, hip arthroplasty, ceramic and metal femoral heads.

Издавна золотым стандартом в эндопротезировании тазобедренного сустава (ЭПТБС) являлась пара металл-полиэтилен. Имея лучшие технические и трибологические характеристики, пара трения керамика-полиэтилен является альтернативой и была введена в практику эндопротезирования тазобедренного сустава в нашей клинике с 2004 года. На базе ГБУЗ ГKB №13 г. Москвы проведено исследование и анализ данных пар трения (керамика-полиэтилен и металл-полиэтилен).

Результатом исследования явилось уменьшение скорости износа *in-vivo* в паре трения

керамика-полиэтилен по сравнению с парой трения металл-полиэтилен.

Постоянно возрастающие и все более высокие требования современной ортопедии и социальные аспекты заставляют различные фирмы-производители разрабатывать и выпускать новые низкофрикционные пары трения с минимальным износом в узлах трения. Данная проблема связана с тем, что увеличивающееся число молодых пациентов, нуждающихся в тотальном замещении тазобедренного сустава, диктует необходимость удлинения жизненного цикла протезов с тем, чтобы избежать ревизи-

онной имплантации по причине износа материала.

Одно из последних поколений керамики Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом, показали наилучшие результаты со скоростью износа 0,006 мм/год, что намного ниже, чем ранее известный нам сплав кобальт-хром-молибдена в паре с кросслинк полиэтиленом с показателем 0,011 мм/год. Минимальная скорость износа кросс-линк полиэтилена в паре с керамикой Biolox-Delta, улучшает долгосрочную выживаемость и даёт нам право считать данную пару трения парой трения выбора и золотым стандартом в эндопротезировании тазобедренного сустава.

Введение:

Какая же пара трения является оптимальной при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава? Этот вопрос остается дискуссионным и по сей день. Высокие требования к молодым и активным пациентам, а также усовершенствование техники фиксации компонентов эндопротеза диктуют важность выбора оптимальной пары трения с целью улучшения отдаленных результатов. Асептическая нестабильность компонентов эндопротеза является самой частой причиной ревизионного вмешательства в тазобедренный сустав [1]. Выбор оптимальной пары трения – немаловажный аспект, целью которого является минимизация факторов, приводящих к асептической нестабильности компонентов эндопротеза. По сложившейся традиции, при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава пара трения металл-полиэтилен была и долгое время оставалась золотым стандартом, пока в практику не внедрили технически улучшенный материал – керамику, с целью повысить выживаемость эндопротеза и тем самым улучшить качество жизни.

Еще в 1970 году Boutin [2] внедрил в практику ЭПТБС керамику, которая имеет повышенные механические свойства. Для применяемой в парах трения керамики характерна: жесткость, стойкость к царапинам, инертность в биологической среде, что обеспечивает хорошие трибологические свойства. Данные свойства керамики на протяжении многих лет показали превосходные результаты на скорость износа в парах трения.

Единственным отрицательным свойством керамики является хрупкость в парах трения [4]. В нашей клинике мы наблюдали такие случаи только в жестких парах трения керамики предыдущего поколения. Значительное укрепление и улучшение технологических свойств керамики дает возможность сохранить превосходные трибологические свойства в мягких парах трения с использованием керамики Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом. В результате нашего исследования не отмечено ни одного случая перелома керамической головки в паре с кросслинк полиэтиленом предыдущих поколений и современной керамики Biolox-Delta кросслинк полиэтиленом. Отдаленные результаты использования пары трения Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом и превосходные показатели скорости износа дают нам право называть данную пару трения «золотым стандартом» в эндопротезировании тазобедренного сустава. Нами исследовано *in vivo* две группы пациентов с парами трения металл-полиэтилен и керамика-полиэтилен.

При исследовании керамики Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом показали отличный результат, и в настоящий момент является парой выбора в нашей практике. В исследовании отражены данные результатов сравнительных групп с парами трения металл-полиэтилен и керамика-полиэтилен.

Материалы исследования

1. Металл-полиэтилен.

Общепринятой парой трения в эндопротезировании тазобедренного сустава долгое время считалась пара трения металл-полиэтилен. За годы практики протезирования были использованы сплавы различных металлов, такие как нержавеющая сталь, сплавы титана и кобальт-хромовые сплавы. Большинство головок, используемых сегодня – это сплавы Co-Cr-Mo, в процентном соотношении: 66% – кобальт, 28% – хром, 6% – молибден и небольшое процентное содержание других металлов. Микроструктура головок Co-Cr-Mo сплава состоит в основе кобальтовой матрицы с примесью хрома и молибдена, что повышает прочность материала и стойкость к коррозии. Вторично присутствует карбидная фаза, что способствует улучшению механических свойств сплава.

ва. Все металлические головки подвергаются различным видам обработок (нагревание, различные виды отжига (полный, неполный, гомогенизационный и т.д.), термоводородная обработка, обработка давлением, литье, сварка), которые улучшают прочностные свойства материала. В таблице 1 указаны отдаленные результаты прочностных свойств сплава Co-Cr-Mo в паре с полиэтиленом [5]. За последние годы отмечен ряд осложнений пары трения металл-полиэтилен, ранее отмеченных в паре трения металл-металл. Существует гипотеза, связанная с применением головок сплава Co-Cr-Mo и ножки из сплава Co-Cr или сплава Ti, которые являются причиной дебриса в точке контакта конической шейки с головкой протеза, что ранее наблюдалось в паре металл-металл [6]. Отмечалась выраженная местная реакция мягких тканей, за счет износа компонентов и образования дебриса в узле трения. Принимая во внимание вышеперечисленные осложнения, связанные с парой трения, принято решение к более избирательному подходу при выборе головок сплава Co-Cr-Mo.

2. Керамика-полиэтилен.

Керамика представлена в ЭТБС благодаря своему качеству: жесткость, смачиваемость и биологическая инертность. Ранее керамика за-

рекомендовала себя как хрупкий и ломкий материал *in vivo* [7].

Керамика нынешнего поколения прошла стадии укрепления механических свойств с целью уменьшения риска переломов. Различают оксидную керамику (соединение металла с кислородом), нитридную керамику (соединение металла с азотом) и карбидную керамику (соединение металла с углеродом). Наиболее часто используемая алюминиевая керамика (Al_2O_3) имеет гексагональную структуру. В целом можно выделить четыре поколения алюминиевой керамики: первое поколение – 1970-1971 гг; второе поколение – 1972-1973; третье поколение – 1974-1976 гг; четвертое поколение – с 1977 г. по настоящее время.

Последнее поколение оксидной керамики – Biolox-Forte (CeramTec, Ploching, Germany) [7-8]. Существующая структура полного окисления в данном сплаве даёт стойкую прочность и твердость материала, малый износ, биологическую инертность. Все вышеперечисленные свойства данной керамики дают нам право использовать ее в узле трения при эндопротезировании тазобедренного сустава. Но имеется также и отрицательный момент – это низкий порог прочности, склонность к переломам головки. Biolox-Delta (CeramTec, Ploching, Germany) является керамикой по-

Таблица 1

Механические свойства головок эндопротезов тазобедренного сустава

	Biolox forte (4-го поколения, алюминий)	Biolox delta	CoCr - сплав
Структура	поликристаллический монофазный	поликристаллический с матричным составом с Y-TZP	неполикристаллический сплав
Практический износ прочности	инертен	инертен	в основном инертен, но может явиться причиной осложнений
Средний размер зерен (µm)	1.8	5.0	20
Сгибательная Прочность (МПа)	550	1150	1300
Твердость по Виккерсу HV (ГПа)	20	19	400
Модуль Юнга (ГПа)	380	350	210
Трещиностойкость K_{IC} MN/m ^{3/2}	4.5	9	16

следнего поколения, которая была представлена в 2003 году. Bioloх-Delta – это сплав Al на 74% с примесью атомов циркония, иттрия 25% (Y-TZps), и других окисей, таких как стронций и хром; последние окрашивают данный сплав в характерный розовый цвет. Равномерное распределение иттрия по всей поверхности Al керамики, способствует значительному сохранению прочностных свойств материала. Компания Ceramtec утверждает о двух дополнительных механизмах, увеличивающих твердость материала, что предупреждает раскол головки. Первый механизм – укрепление происходит от дисперсии тетрагональных частиц оксида циркония в микроструктуре, где частицы распределяются равномерно по всей стабильной матрице оксида алюминия, что создает локальные пики давления в области трещин, таким образом противодействуя их распространению. Вторым механизмом усиления является результат образования пластинчатых кристаллов в смеси оксида. Эти пластинки противодействуют растрескиванию и распространению трещин. В результате эти два механизма делают керамику Bioloх-Delta более приемлемой к применению, в отличие от керамики предыдущего поколения.

Основной причиной технологической неисправности и ограничения имплантирования керамики в альтернативу металлу – это риск перелома головок. Переломы керамики хорошо описаны в литературе, где в 13% наблюдается перелом головки Al керамики первого поколения [9]. Улучшения прочностных свойств добились уменьшением частиц оксидов, тем самым увеличилась плотность, что в конечном итоге уменьшило риск перелома керамических головок. На сегодняшний день имеется керамика 3-4 поколения. По данным компании Ceramtec о керамике 3-го поколения Bioloх-Forte – в отдаленных результатах из 100000 имплантов переломы головок наблюдалось в 21 случае, а износ полиэтиленового вкладыша в данной паре – в 38 случаях. Аналогичное наблюдение проводили с керамикой 4-го поколения Bioloх-Delta, где наблюдался один случай перелома на 100000 имплантаций, а износ полиэтиленового вкладыша – в 26 случаях. Хотя бытует мнение, что пара трения керамика-керамика не предусмотрена для широкого применения, но

разработки керамики последнего поколения утверждают обратное [4]. Конечно же, переломы головок в паре с полиэтиленом встречаются намного реже, но чаще – случаи остеолиза [10-12]. Все переломы керамических головок относятся к ранним поколениям, и наши знания подтверждают, что керамика Bioloх-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом не имеет ни одного случая перелома.

3. Кросслинк полиэтилен.

С 1960 года доказана высокая эффективность применения полиэтилена в эндопротезировании ТБС. Еще Sr. Charnley, узнав о трибологических свойствах, ввел ее в практику эндопротезирования ТБС. СВМПЭ – сверхвысокомолекулярный полиэтилен высокой плотности (Ultra-high-molecular-weightpolyethylene; УНМВРЕ), также известный как высокомодульный полиэтилен (high-moduluspolyethylene; НМРЕ) или высокопроизводительный полиэтилен (high-performancopolyethylene; НРРЕ) является одной из разновидностей термопластичного полиэтилена, широко используемого в эндопротезировании. Это вещество состоит из чрезвычайно длинных цепей молекул и отличается высокой молекулярной массой – от 2 до 6 млн. Длинные цепочки служат для более эффективной передачи нагрузки и распределения ее внутри полимера путем укрепления межмолекулярных взаимодействий. Из этого вещества создаются очень жесткие материалы с высокой ударной прочностью. Открытие поперечного соединения полиэтиленовых молекул связано с развитием методов стерилизации, которые существенно влияют на эффективность полиэтиленовых компонентов. Полиэтиленовые компоненты можно стерилизовать гамма-облучением, газовой плазмой и окисью этилена, но с 70-х годов стандартом стерилизации является гамма-облучение 5-10 Mrad [13-15]. При получении кросслинк полиэтилена облучением, образуются свободные радикалы, что создает ковалентные связи между радикалами углеродных цепей. 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. Показатели намного меньше, чем *in vitro*. На степень окисления влияет образование свободных радикалов во время циклических нагрузок, и другой механизм основан на окислительном каскаде, инициированном абсорбированными липидами [27]. Основную причину ревизионного вмешательства после ТЭТБС можно определить длительным наблюдением за статическими и практическими различиями между имплантатами.

Исследования износа *in vivo* показали, что увеличение уровня объемного износа приводит к остеолиту с исходящими из этого последствиями [28]. Взаимосвязь между объемным износом и перипротезной резорбцией кости определяется не только числом, но также и размером и формой частиц полиэтилена, которые при изнашивании заполняют перипротезное пространство [29]. Это может свидетельствовать о том, что более низкий износ является клинически предпочтительным, так как при этом может продуцироваться большое количество биологически активных частиц изнашивания. Большое количество данных, многочисленных исследований, продемонстрировали уменьшение степе-

ни износа при использовании поперечно-связанного полиэтилена [30].

4. Опыт наблюдения скорости износа *in vivo*.

Нами изучена взаимосвязь различных пар трения (табл. 2). Анализ исследования отдаленных результатов Al_2O_3 керамики первого поколения и Co-Cr-Mo в паре с полиэтиленом [3]. В сравнении скорость износа в значительной мере меньше в группе керамики в паре с полиэтиленом в отличие от группы металл-полиэтилен. Скорость износа Co-Cr-Mo в паре с полиэтиленом составила 0.137 мм/г, что соответствует результатам других авторов по литературным данным [16]. Оба наших исследования соответствуют показателям Wangetal. По нашим данным скорость износа, меньше в группе керамика-полиэтилен в ранних, средних и в отдаленных исследованиях в отличие от данных в группе металл-полиэтилен.

Многими авторами отмечено преимущество применения кросслинк полиэтилена [17-19]. Используя методы Roman и Martell нами проделан анализ пятилетнего исследования [7]. Отмечено что кросслинк полиэтилен значительно устойчив к износу в отличие

Таблица 2

Показатели износа полиэтилена в различных парах трения в мм/год *in-vivo*

Сноски	Длительность наблюдения	Головки эндопротезов	Полиэтиленовый вкладыш	Скорость износа п/э в мм/г
Meftah и др. (3)	17 лет	Алюминиевая 1го поколения	СВМПЭ	0.086 ± 0.05
Meftah и др. (3)	17 лет	Кобальт-хромовая	СВМПЭ	0.134 ± 0.05
Ranawat и др.(17)	5 лет	Кобальт-хромовая	HXLPE (кросслинк)	0.014 ± 0.05 (M*) 0.011 ± 0.04 (R**)
Meftah и др. (21)	1 год	Biolox delta (4-го поколения)	HXLPE (кросслинк)	0.06 ± 0.28
	2 год	Biolox delta (4-го поколения)	HXLPE (кросслинк)	0.006 ± 0.12
Загородний Н.В.	5 лет	Кобальт-хромовая	СВМПЭ	0.092 ± 0.05
Загородний Н.В	5 лет	Biolox delta (4-го поколения)	HXLPE (кросслинк)	0.006 ± 0.08

*M – методом Martell. **R – методом Roman.

Нами применялись компьютерные методики для измерения степени пенетрации головки бедренной кости в ацетабулярный компонент (износа полиэтиленового вкладыша) при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава. Методом Martell Hip Analysis suite 7.14 and Roman v1.70. Для исследования использовались цифровые рентгенограммы в переднезадней проекции и традиционные ацетатные рентгенограммы, отсканированные для возможности цифровой обработки. Метод Roman является самым точным и наиболее простым при использовании в клинической практике и программное обеспечение является бесплатным. Метод Martell - наименее точный, с проявлением проблем в алгоритме выявления границ изображения на цифровых изображениях.

от полиэтилена сверх высокой молекулярной массы в паре с Co-Cr-Mo [3]. При применении метода Roman, известного как точечный метод [20], нами были отмечены отличные показатели износа от 0,011 мм/год до 0,038 мм/год. Данные выше отмеченных показателей значительно меньше, чем в паре Co-Cr-Mo-СВМПЭ по отношению к кросслинк полиэтилену ставший за последнее время стандартом применения в ЭПТБС.

В 2011 году опубликована статья, где приведены данные применения керамики последнего поколения Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом [21]. Показатели скорости износа 0,006 мм/год являются одной из самых низких показателей ранее отмеченной в литературе. Скорость износа 0,006 мм/год значительно увеличивает выживаемость эндопротезов данной группы. Наличие небольшого количества пациентов с парой трения Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом, в некотором понимании ограничивают наше исследование, но результаты, полученные, за время исследования дают, нам право считать, что данная пара трения прослужит на протяжении 20, 25 и даже 30 лет.

Обсуждение

Выбор оптимальной пары трения остается одной из самых обсуждаемых тем в эндопротезировании тазобедренного сустава. Технологический прогресс фиксации компонентов и повышенные требования к качеству протезов молодых и активных пациентов, подчеркивают важность выбора оптимальной пары трения. Оптимальной парой трения является пара трения с минимальной скоростью износа и максимально сниженными показателями осложнений. Низкая скорость износа увеличивает выживаемость, нивелируя гистиоцитарную активность мягких тканей окружающих узел трения, которые в свою очередь могут явиться причиной остеолита и в дальнейшем ревизионного вмешательства. Золотым стандартом долгое время считалась пара трения металл-полиэтилен, в то время как ускоренные темпы развития керамики и применения ее в эндопротезировании, привело к тому, что керамика стала золотым стандартом в протезировании. Имеется средние и долгосрочные исследования износа полиэтилена в паре с керамикой первого поколения

и Co-Cr-Mo в паре с полиэтиленом (UHMWPE) (3-16), нами предоставлены отдаленные результаты применения данных пар трения сроком 14 лет [3]. Показатели скорости износа в паре керамика-полиэтилен отличаются от показателей пары трения металл-полиэтилен с данными 0,056 мм/год и 0,133 мм/год соответственно. Данные нашего исследования соответствуют данным исследования других авторов с аналогичными параметрами трения [16]. Во время нашего исследования только один пациент с парой трения керамика-полиэтилен повторно оперировался в связи с остеолитом дистального отдела бедра. В то время как трое пациентов с парами трения металл-полиэтилен повторно оперировались в связи с асептической нестабильностью вертлужного компонента эндопротеза. Из этих трёх случаев, двоим выполнена только замена полиэтиленового вкладыша, и в одном случае пришлось реимплантировать весь вертлужный компонент.

Выживаемость за 14-летний период анализа в группе «керамика-полиэтилен» составила 97 % и 90% – в группе «металл-полиэтилен». Опубликованные данные отдаленных результатов других авторов аналогичных исследований не отличаются от полученных нами результатов. Рентгенологические признаки остеолита в паре трения керамика-полиэтилен составили в 16% случаев, а в паре трения металл-полиэтилен – 37%. В опубликованных данных отдаленных результатов других авторов и исследователей не отмечены случаи остеолита в паре трения керамика-полиэтилен [22].

В свою очередь, керамика Biolox-Delta имеет более износостойкие данные в отличие от керамики первого поколения, учитывая недавние сроки наблюдения. Нами предоставлены данные двухлетнего применения керамики Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом [21]. Средние показатели скорости износа в данной группе за год и за два года составили 0,06 мм/год и 0,006 мм/год соответственно. Механические качества, присущие керамике Biolox-Delta, позволяют использовать головки большого диаметра. Нами отмечено, что скорость износа не зависит от диаметра головки эндопротеза. Сравнительные данные показателей скорости износа в зависимости от диаметра го-

ловки указывают на значительную разницу между двумя группами керамика-полиэтилен и металл-полиэтилен в пользу первой [23-24]. Скорость износа полиэтиленового вкладыша в паре трения металл-кросслинк полиэтилен составила от 0,02 мм/год до 0,12 мм/год [23-24]. Аналогичные данные приводит и ряд других авторов, что говорит о значительном понижении скорости износа за счет применения кросслинк полиэтиленового вкладыша [17, 21, 24, 25]. Некоторые авторы утверждают, что износ полиэтиленового вкладыша менее 0,05 мм/год исключает остеолитический компонент эндопротеза [26]. В итоге применения керамики последнего поколения в паре с кросслинк полиэтиленом за счет низкой скорости износа полиэтилена уменьшается перипротезный остеолитиз, и эти факторы могут благотворно повлиять на долгосрочные результаты в эндопротезировании тазобедренного сустава.

Значительные осложнения, отмеченные в паре трения металл-полиэтилен, связаны не только со скоростью износа, но и с теми осложнениями, которые встречались в паре трения металл-металл. В результате износа в паре трения и электрохимической реакции в узле между шейкой бедренного компонента и головкой образовавшийся дебрис является биологически активным триггером местнотканевого воспаления [6-3]. Учитывая биологическую инертность свойств керамики, отмечается значительное уменьшение перечисленных выше осложнений. Но одним из грозных осложнений, связанных с керамикой, являются переломы головок. По данным зарубежных авторов имеются наблюдения и публикации в литературе, описывающие данное осложнение в жестких парах трения [4], что не отмечено при применении керамики в паре с полиэтиленовым вкладышем [10-12]. В нашем исследовании перелома кера-

мической головки Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом не отмечено. Тем не менее, износ и перипротезный остеолитиз являются главенствующей проблемой в паре трения керамика-полиэтилен, а так как скорость износа в паре трения керамика-полиэтилен намного меньше, чем в паре металл-полиэтилен, то, соответственно, это и является причиной уменьшения осложнений.

В нашем исследовании группа пациентов с керамика-полиэтиленовой парой имеет низкую скорость износа и уменьшенное образование дебриса, в отличие от контрольной группы с парой трения металл-полиэтилен. Минимальный износ в паре трения Biolox-Delta с кросслинк полиэтиленом по нашим наблюдениям составил 0,006 мм/год, что может обеспечить отличные показатели выживаемости на протяжении 20, 25 и даже 30 лет.

Проведенный анализ и данные результатов нашего исследования дает право считать, что Biolox-Delta в паре с кросслинк полиэтиленом является золотым стандартом.

Выводы

Пара трения металл-полиэтилен широко применяется во всем мире. Но пара трения керамика-полиэтилен зарекомендовала себя лучше, чем пара трения металл-полиэтилен. В краткосрочных результатах пациенты в обеих группах имеют отличные результаты, в свою очередь, долгосрочные результаты разнятся между 90% (22) и 97% [17]. Основываясь на данных нашего исследования, выживаемость пациентов в группе с парой трения керамика-полиэтилен составляет 20, 25 и 30 лет.

Керамика последнего поколения может смело называться парой трения выбора и золотым стандартом в эндопротезировании тазобедренного сустава.

Литература:

1. Pachore JA, Vaidya SV, Thakkar CJ, Bhalodia HK, Wakankar HM. ISHKS joint registry: a preliminary report. Indian Journal of Orthopaedics 2013;47:505-9.
2. Boutin P. Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924-1989).

Clinical Orthopaedics and Related Research 2000; 379:3-11.

3. Meftah M, Klingenstein GG, Yun RJ, Ranawat AS, Ranawat CS. Long-term performance of ceramic and metal femoral heads on conventional polyethylene in young and active patients: a matched-pair analysis. The Journal of Bone and

Joint Surgery. American Volume 2013; 95:1193-7.

4. Su EP. Ceramic-ceramic bearing: too unpredictable to use it regularly. HSS Journal 2012;8:287-90.

5. Cooper CJ. The local effects of metal corrosion in total hip arthroplasty. The Orthopedic Clinic of North America 2014;45:9-18.

6. Cooper HJ, Della Valle CJ, Berger RA, Tetreault M, Paprosky WG, Sporer SM, et al. Corrosion at the head-neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume 2012;94:1655-61.

7. Hannouche D, Hamadouche M, Nizard R, Bizot P, Meunier A, Sedel L. Ceramics in total hip replacement. Clinical Orthopaedics and Related Research 2005;430:62-71.

8. Hamadouche M, Sedel L. Ceramics in orthopaedics. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume 2000; 82:1095-9.

9. Toni A, Sudanese A, Terzi S. Ceramics in total hip arthroplasty. In: Wise DL, Trantolo DJ, Altobelli DE, et al., eds. Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering. New York, NY: Marcel Dekker, Inc; 1995. 1501-44.

10. Callaway GH, Flynn W, Ranawat CS, Sculco TP. Fracture of the femoral head after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. The Journal of Arthroplasty 1995;10:855-9.

11. Nho JH, Park JS, Song US, Kim WJ, Suh YS. Ceramic head fracture in ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. Yonsei Medical Journal 2013; 54:1550-3.

12. Habermann B, Ewald W, Rauschmann M, Zichner L, Kurth AA. Fracture of ceramic heads in total hip replacement. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 2006;126:464-70.

13. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. Cross-linked compared with historical polyethylene in THA: an 8-year clinical study. Clinical Orthopaedics and Related Research 2009;467:979-84.

14. Beksaz B, Salas A, González Della Valle A, Salvati EA. Wear is reduced in THA performed with highly cross-linked polyethylene. Clinical Orthopaedics and Related Research 2009;467:1765-72.

15. Sato T, Nakashima Y, Akiyama M, Yamamoto T, Mawatari T, Itokawa T. Wear resistant performance of highly cross-linked and annealed ultra-high molecular weight polyethylene against ceramic heads in total hip arthroplasty. Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society 2012;30:2031-7.

16. Wang S, Zhang S, Zhao Y. A comparison of polyethylene wear between cobalt-chrome ball heads and alumina ball heads after total hip arthro-

plasty: a 10-year follow-up. Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2013;8:20.

17. Ranawat AS, Tsailis P, Meftah M, Koob TW, Rodriguez JA, Ranawat CS. Minimum 5-year wear analysis of first-generation highly cross-linked polyethylene in patients 65-years and younger. The Journal of Arthroplasty 2012;27:354-7.

18. Mall NA, Nunley RM, Zhu JJ, Maloney WJ, Barrack RL, Clohisy JC. The incidence of acetabular osteolysis in young patients with conventional versus highly crosslinked polyethylene. Clinical Orthopaedics and Related Research 2011;469:372-81.

19. Mutimer J, Devane PA, Adams K, Horne JG. Highly cross-linked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years. Clinical Orthopaedics and Related Research 2010; 468:3228-33.

20. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. The determination of linear and angular penetration of femoral head into the acetabular component as an assessment of wear in total hip replacement: a comparison of four computer-assisted methods. J Bone Joint Surg. British Vol 2008; 90: 839.

21. Meftah M, Ebrahimpour PB, He C, Ranawat AS, Ranawat CS. Preliminary clinical and radiographic results of large ceramic heads on highly cross-linked polyethylene. Orthopedics 2011;34:133.

22. Urban JA, Garvin KL, Boese CK, Bryson L, Pedersen DR, Callaghan JJ, et al. Ceramic-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty. Seventeen to twenty-one-year results. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume 2001;83:1688-94.

23. Dorr LD, Wan Z, Shahrddar C, Sirianni L, Boutary M, Yun A. Clinical performance of a Durasul highly cross-linked polyethylene acetabular liner for total hip arthroplasty at five years. J Bone Joint Surg. American Volume 2005; 87:1816-21.

24. Engh CA Jr, Stepniewski AS, Ginn SD, Beykirch SE, Sychterz-Terefenko CJ, Hopper RH Jr, et al. A randomized prospective evaluation of outcomes after total hip arthroplasty using cross-linked marathon and non-cross-linked Enduron polyethylene liners. The Journal of Arthroplasty 2006; 21: 17-25.

25. Bragdon CR, Doerner M, Martell J, Jarrett B, Palm H. The 2012 John Charnley Award: clinical multicenter studies of the wear performance of highly cross linked remelted polyethylene in THA. Clinical Orthopaedics and Related Research 2013;471:393-402.

26. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. The Journal of Arthroplasty 2002;17:649-61.

27. Maratoglu O. Ex vivo stability loss of high crosslinked ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) acetabular liner. Maratoglu O (et al.) Effort congress 2-5 June 2010.

28. Liang T.J Uncemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years: a 6-to10- year follow up study. Pokorne, D-Distribution of UHMWPE wear particles in periprosthetic tissue of total

hip replacements.

29. Gallo J. The relationship of polyethylene wear to particle size, distribution and number: A possible factor explaining the risk of osteolysis after hip arthroplasty.

30. Digas G. RSA evaluation of wear conventional versus highly cross-linked polyethylene acetabular components in vivo. 2003.

Информация об авторах:

Тураходжаев Ф.А. – травматолог-ортопед, аспирант кафедры травматологии и ортопедии РУДН.

Загородний Николай Васильевич – заведующий кафедрой травматологии и ортопедии РУДН, д.м.н., профессор

Магомедов Халит Муртазалиевич – хирург-травматолог-ортопед клиники ортопедии и травматологии ГKB № 13, к.м.н.

Калашников Станислав Анатольевич – хирург-травматолог-ортопед клиники ортопедии и травматологии ГKB № 13, к.м.н.

Тел: (495) 545 - 85 - 31. E-mail: kalash@arthroplasty.ru