

Список литературы:

1. *Робустова Т.Г.* Имплантация зубов (хирургические аспекты). – М.: Медицина, 2003. 560 с.
2. *Fomin A.A., Steinhauer A.B., Rodionov I.V., Petrova N.V., Zakharevich A.M., Skaptsov A.A., Gribov A.N.* Nanostructure of Composite Bioactive Titania Coatings Modified with Hydroxyapatite in Medical Titanium Implants // *Biomedical Engineering*. 2013. Vol. 47. № 3. PP. 138-141.
3. *Перикова М.Г. и др.* Оценка влияния биоактивного покрытия винтовых дентальных имплантатов на сроки остеоинтеграции (экспериментально-морфологическое исследование) // *Современные проблемы науки и образования*. 2013. № 2. С. 1-7.
4. *Fomin A.A., Shteingauer A.B., Rodionov I.V., Fomina M.A., Zakharevich A.M.* Nanocrystalline Structure of Surface Layer of Commercially Pure Titanium Subjected to Induction-Thermal Oxidation // *Technical Physics Letters*. 2013. Vol. 39. № 11. PP. 969-971.
5. *Родионов И.В., Фомин А.А.* Термомодифицирование поверхности чрескостных стержневых имплантатов для получения биосовместимых металлооксидных покрытий остеоинтеграционного типа // *Медицинская физика*. 2013. № 2. С. 109-116.
6. *Калита В.И.* Физика и химия формирования биоинертных и биоактивных поверхностей на имплантатах. Обзор // *Физика и химия обработки материалов*. 2000. № 5. С.28-45.
7. *Выборнова Н.Д., Гавкин А.А., Нечаев Г.Г., Ушаков В.И.* Формирование биоактивных и биоинертных покрытий методом микродугового оксидирования // *Вестник СГТУ*. 2011. Т. 1. № 2. С. 37-39.
8. *Фомин А.А., Фомина М.А., Пошивалова Е.Ю., Родионов И.В., Захаревич А.М., Скапцов А.А.* Фазово-структурные и химические превращения на поверхности титана при плазменно-индукционном нанесении биокерамических покрытий // *Фундаментальные проблемы современного материаловедения*. 2014. Т. 11. № 3. С. 303-311.
9. *Патшев В.А., Лясников В.Н., Сурменко Е.Л.* Перспективные направления совершенствования внутрикостных имплантатов с применением лазерных технологий // *Вестник СГТУ*. 2010. № 1 (53). С. 40-56.
10. *Koshuro V.A., Nechaev G.G., Lyasnikova A.V.* Composition and Structure of Coatings Formed on a VT16 Titanium Alloy by Electro-Plasma Spraying Combined with Microarc Oxidation // *Technical Physics*. 2014. Vol. 59. № 10. PP. 1570-1572.
11. *Fomin A.A., Rodionov I.V.* Chapter 19 – Chemical Composition, Structure, and Properties of the Surface of Titanium VT1-00 and Its Alloy VT16 after Induction Heat Treatment / *Handbook of Nanoceramic and Nanocomposite Coatings and Materials*. – Butterworth-Heinemann, 2015. PP. 403-424.

Владимир Александрович Кошура,
ассистент,
Марина Алексеевна Фомина,
студентка,
Игорь Владимирович Родионов,
д-р техн. наук, профессор,
Александр Александрович Фомин,
канд. техн. наук, доцент,
ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный
технический университет им. Гагарина Ю.А.»,
г. Саратов,
e-mail: dimirion@mail.ru

Р.Р. Якупов, А.В. Сисанбаев, К.Х. Сироджов, Т.Э. Хаиров, И.Р. Гафаров, К.К. Каримов,
А.Р. Трубин, Г.Н. Филимонов

Постимплантационные изменения компонентов эндопротезов тазобедренного сустава

Аннотация

Исследован деформационный рельеф поверхности (ДРП) мест сопряжения эндопротеза тазобедренного сустава при износе методами лазерной сканирующей микроскопии на разных структурных уровнях. Проведен количественный сравнительный 3D-анализ параметров ДРП постимплантационных изменений компонентов эндопротеза. Установлено, что износ кинематического узла носил эксцентричный и неоднородный характер, в преимущественной области износа отмечались глубокие локальные изменения поверхности, которые, как правило, локализовались в области верхнего полюса головки и вкладыша. Нижние отделы вкладыша оставались сохранными даже при длительном функционировании трибологической пары, и деформационный рельеф поверхности этих участков не отличался от интактных образцов.

Введение

Лечение заболеваний крупных суставов тазового пояса при современном развитии медицины и протезостроения в большинстве случаев проводится на основе артропластики, которая обеспечивает раннюю бытовую, социальную и профессиональную реинтеграцию, даже при декомпенсированных поражениях [1]-[3]. Эта широко распространенная технология имеет определенные рамки полезных свойств и сопряжена с рядом осложнений [4]-[6]. Эволюция дизайна эндопротезов, высокоэффективных материалов позволяет увеличить срок службы имплантатов и уменьшить частоту неблагоприятных

исходов. Многие вопросы артропластики успешно решены за счет оптимизации остеоинтеграции, инертности материалов, малоинвазивности и высокотехнологичности методики. Следует признать, что одна из ключевых проблем данной хирургической технологии на сегодняшний день – это решение задачи оптимизации трибологических пар, срок службы которых ограничен и связан с рядом неотвратимых осложнений [6]-[8]. При этом обилие существующих пар трения эндопротезов зачастую усложняет выбор ортопеда и является доказательством отсутствия «золотого стандарта» [3], [5]. По мнению большинства специалистов, оптимальные трибологические характеристики – это один из важных факторов длительного функцио-

нирования кинематического узла эндопротеза. В связи с этим целью исследования являлась сравнительная оценка ДРП кинематических узлов эндопротезов, применяемых в ортопедической практике при артропластике тазобедренного сустава.

Материалы и методы

Изучены 12 интактных образцов головок эндопротезов (металл – CoCrMo, смешанная керамика – Biolox delta, оксиниум, нитрид титана), 5 вкладышей из поперечно-связанного полиэтилена и удаленных компонентов эндопротезов тазобедренного сустава различных пар трения (металл CoCrMo-поперечно-связанный полиэтилен – 4 образца, керамика Biolox forte-поперечно-связанный полиэтилен – 3 образца, металл CoCrMo-металл CoCrMo – 2 образца). Исследована поверхность 3-х образцов бедренного и вертлужного компонентов бесцементных эндопротезов.

Проводилась 3D-лазерная сканирующая и 2D-оптическая микроскопия на лазерном сканирующем микроскопе «LSM-Exciter» с оценкой деформационного рельефа поверхности (ДРП) элементов эндопротеза тазобедренного сустава с изучением 2D- и 3D-поверхностей, локального профиля рельефа (Z_x), дисперсии рельефа [1] по таким показателям, как локальные и интегральные параметры рельефа (R_a – среднее арифметическое отклонение профиля рельефа от средней линии, RS_a – среднее арифметическое отклонение профиля рельефа от средней плоскости «XY»). При этом исследование выполнялось на различных структурных уровнях:

- макро – панорама ($k = 2 \times 2$) с объективом «05x»;
- мезо – объективы «05x» и «10x», т. е. разрешение по «XY» > 1 мкм (2...4 мкм);

- микро – объективы «20x» и «50x», т. е. разрешение по «XY» < 1 мкм (0,4...1 мкм);
- нано – 100x – нано (разрешение XY ~ 200 нм).

Оптическая 2D-микроскопия включала в себя изучение локального профиля интенсивности (I_x), исследование в «светлом» и «темном» полях на мезоуровне – объективы «05x» и «10x», т. е. разрешение по «XY» > 1 мкм (2...4 мкм).

Измерение сферичности проводилось на координатно-измерительной машине «CONTURA G2». Микротвердость оценивалась с помощью микроскопа «Axiovert-100A» с приставкой МНТ-10 для измерения локальной микротвердости по Виккерсу «HV».

Результаты

Исследование размеров интактных образцов головок и вкладышей эндопротезов тазобедренного сустава установило, что колебания диапазона находились в пределах 0,001...0,005 мм. При измерении сферичности удаленных головок эндопротезов выявлено, что размеры имплантата уменьшились преимущественно в верхней части с эпицентром в проекции верхнего полюса головки. При этом в удаленных участках от верхнего полюса износ практически отсутствовал (рис. 1).

Оценка поверхности интактных головок эндопротезов по отклонению профиля рельефа от средней плоскости «XY» (RS_a) установила, что ДРП был сопоставимым у всех образцов (табл. 1).

Исследование образцов после удаления установило, что изменение рельефа поверхности головки и вкладыша эндопротеза отличалось в зависимости от локализации, трибологических пар и длительности нагрузки. Максимальные от-

Таблица 1

Среднее арифметическое отклонение профиля рельефа от средней плоскости «XY» (RS_a) интактных образцов головок эндопротезов тазобедренного сустава

Головка эндопротеза	Макроуровень (панорама)	Мезоуровень (5x)	Микроуровень (20x)	Наноуровень (100x)
CoCrMo	6,4 ± 0,8*	4,3 ± 0,3*	0,4 ± 0,1*	0,04 ± 0,02*
Оксиниум	10,1 ± 1,1*	2,9 ± 0,5*	0,4 ± 0,2*	0,05 ± 0,02*
Нитрид титана	9,8 ± 1,1*	3,4 ± 0,5*	0,4 ± 0,2*	0,04 ± 0,01*
Смешанная керамика	5,8 ± 0,3*	2,6 ± 0,2*	0,5 ± 0,2*	0,04 ± 0,01*

* Стандартное отклонение.

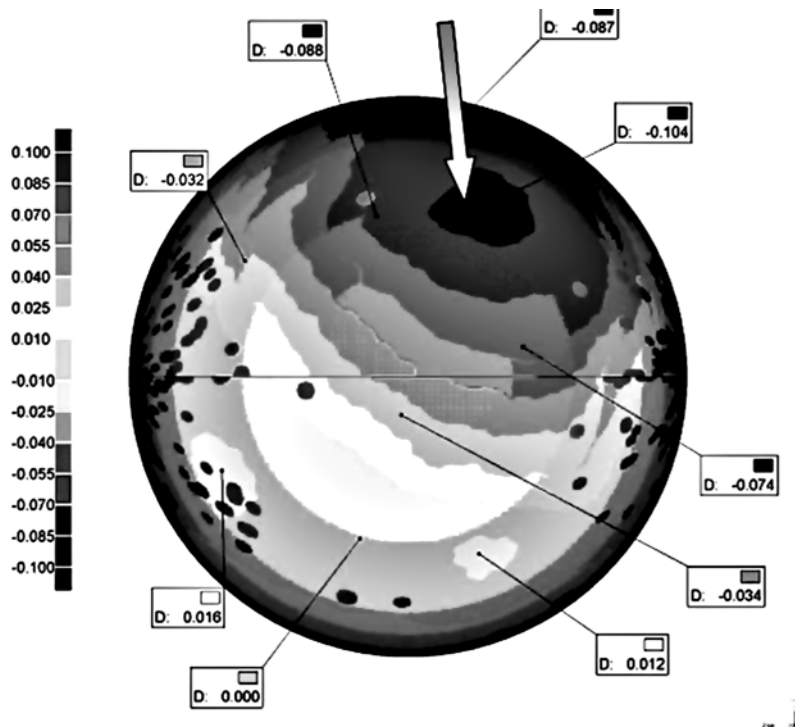


Рис. 1. Оценка сферичности головки (CoCrMo, $d = 28$ мм) эндопротеза после артропластики ($t \sim 3$ года) с определением преимущественной зоны износа (указано стрелкой), средний диаметр d_{cp} = 27,975 мм, исходный диаметр 32,0 мм, вид сверху

Среднее арифметическое отклонение профиля рельефа от средней плоскости «ХУ» (RS_a) образцов компонентов эндопротезов тазобедренного сустава после удаления

Образцы эндопротеза	Мезо	Микро	Нано
Пара трения металл-полиэтилен			
Головка CoCrMo – центральная часть	$5,2 \pm 1,4$	$1,2 \pm 0,6$	$0,1 \pm 0,05$
Головка CoCrMo – преимущественная зона износа	$5,6 \pm 0,7$	$0,8 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,1$
Головка CoCrMo – нижние отделы	$3,4 \pm 0,7$	$0,3 \pm 0,1$	$0,1 \pm 0,07$
Пара трения керамика-полиэтилен			
Головка керамика Biolox forte – центральная часть	$5,3 \pm 0,5$	$0,3 \pm 0,2$	$0,1 \pm 0,07$
Головка керамика Biolox forte – преимущественная зона износа	$4,6 \pm 0,8$	$0,5 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,04$
Головка керамика Biolox forte – нижние отделы	$4,1 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,3$	$0,1 \pm 0,04$
Пара трения металл-металл			
Головка CoCrMo – центральная часть	$6,6 \pm 0,4$	$0,4 \pm 0,1$	$0,1 \pm 0,04$
Головка CoCrMo – преимущественная зона износа	$14,1 \pm 4,2$	$0,8 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,1$
Головка CoCrMo – нижние отделы	$4,3 \pm 0,3$	$0,4 \pm 0,1$	$0,2 \pm 0,08$
Чашка CoCrMo – центральная часть	$8,5 \pm 0,6$	$1,0 \pm 0,3$	$0,1 \pm 0,07$
Вкладыш из поперечно-связанного полиэтилена – верхний полюс	$7,4 \pm 0,4$	$1,2 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,04$
Вкладыш из поперечно-связанного полиэтилена – нижний полюс	$6,2 \pm 0,4$	$1,5 \pm 0,4$	$0,2 \pm 0,06$

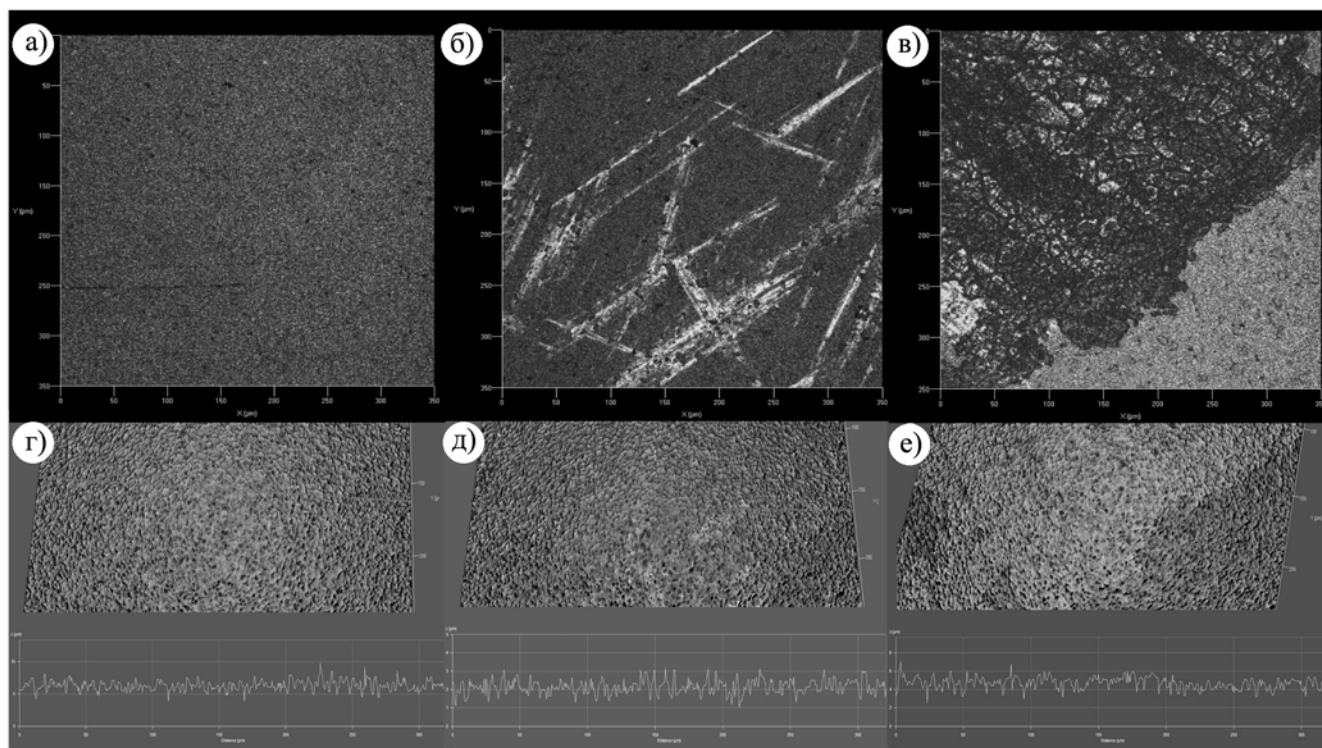


Рис. 2. Деформационный рельеф поверхности керамической головки эндопротеза на микроуровне (20 \times) через 17 лет после артропластики (Biolox forte, $d = 28$ мм, $t = 17$ лет), 2D-оптическая микроскопия: а) нижние отделы головки, б) центральная часть, в) преимущественная зона износа; 3D-лазерная сканирующая микроскопия: г) нижние отделы, д) центральная часть, е) преимущественная зона износа

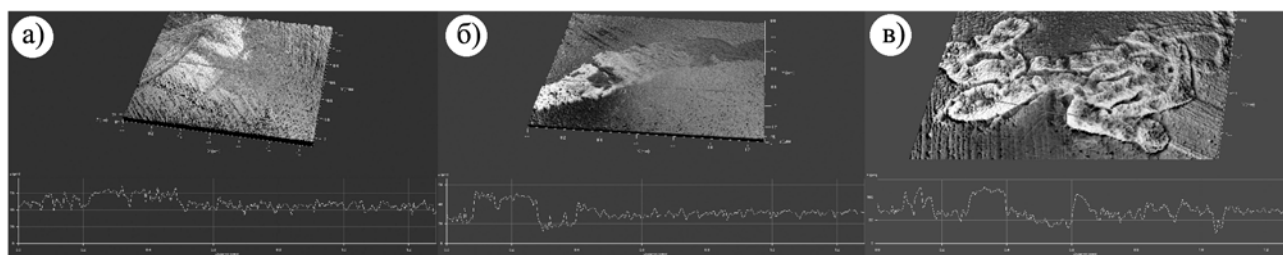


Рис. 3. Деформационный рельеф поверхности различных головок эндопротеза на мезоуровне (05 \times), 3D-лазерная сканирующая микроскопия: а) головка – CoCrMo, пара трения металл-полиэтилен; б) головка – керамика Biolox forte, пара трения керамика-полиэтилен; в) головка – CoCrMo, пара трения металл-металл

клонения по показателю RS_a отмечались в зоне преимущественного износа, локализуемой в проекции верхнего полюса головки эндопротеза, соответствующей вектору осевой нагрузки (табл. 2). В центральной части трибологических пар выявлены умеренные изменения рельефа поверхности. В проекции нижнего полюса головки и вкладыша эндопротеза диапазон показателя RS_a был минимальным, а в ряде участков соответствовал интактным образцам. При этом установлено, что рельеф поверхности интактных образцов полиэтиленового вкладыша существенно не отличался от изношенных участков у всех пар трения. Определены закономерности изменений средней арифметической отклонения профиля рельефа в зависимости от трибологической пары. Максимальные значения данного показателя выявлялись в паре трения металл-металл на всех уровнях. Изменения в других парах были сопоставимы между собой.

Изменения во вкладыше из поперечно-связанного полиэтилена были более значимыми и определялись визуально. При этом износ шел по пути пластического оттеснения, что способствовало контакту материалов на большей площади и увеличению размеров преимущественной зоны износа по сравнению с «твердыми» парами трения; он локализовался в верхней части компонента и проходил три стадии: 1) приработка, 2) установившийся износ, 3) катастрофический износ.

Исследование поверхности вертлужного компонента после удаления протемпировало, что покрытие костной тканью имплантата занимало $(44,97 \pm 8,09) \%$ поверхности. Микроскопическое исследование этих областей выявило заполнение костной тканью на всю глубину пористого покрытия. Площадь покрытия костной тканью бедренного компонента составила $(36,72 \pm 7,39) \%$. Величина пространства между костью и имплантатом составляла от 2 до 10 мкм, что свидетельствовало о возникновении зоны предварительного смещения с неполным коэффициентом трения покоя на границе кость-имплантат.

Таким образом, артропластика тазобедренного сустава при декомпенсированных поражениях сегмента относится к числу наиболее эффективных технологий оперативного лечения, улучшающих качество жизни пациентов, однако диапазон полезных свойств данной хирургической технологии ограничен, что требует особого подхода к диагностике и лечению этой категории пациентов на основе оценки фазового состояния соединительной ткани с учетом особенностей функционирования нового кинематического узла и трибологических взаимодействий деталей эндопротеза и окружающих тканей.

Заключение

Функционирование эндопротеза тазобедренного сустава всегда сопровождается появлением приоритетной точки опо-

ры с формированием преимущественной зоны износа. Взаимодействие трибологических пар эндопротезов в организме человека имеет эксцентричный характер, что способствует изменению биомеханики сегмента, неравномерному износу отдельных участков, как правило, локализующихся в верхней части головки и вкладыша. При этом в «твердых» парах трения (керамика-керамика, металл-металл) трибосопряжение идет по пути упругого оттеснения и преимущественная зона износа занимает меньшую площадь по сравнению с «мягкими» парами трения (металл-полиэтилен, керамика-полиэтилен), где возникает пластическое оттеснение.

Определены закономерности изменений профиля рельефа в зависимости от трибологической пары. Максимальные значения данного показателя выявлялись в паре трения металл-металл на всех уровнях, при этом изменения в других парах (металл-полиэтилен, керамика-полиэтилен) были сопоставимы между собой.

Помимо заданного конструктивного узла трения между головкой эндопротеза и вкладышем, существует еще ряд точек трибосопряжения между имплантатом и костной тканью: вертлужная впадина – вертлужный компонент, бедренный компонент – бедро, которые относятся к зоне предварительного смещения (в пределах 100 мкм) с неполным коэффициентом трения покоя. Установлено, что не менее 35 % поверхности эндопротеза заполняется костной тканью. При этом расстояние между костной тканью и имплантатом находится в диапазоне 2...10 мкм.

Наряду с общепринятыми критериями выбора эндопротеза (особенности анатомии тазобедренного сустава, качество костной ткани, пол, возраст и масса пациента), необходимо учитывать трибологические свойства кинематических сегментов имплантата, которые имеют различные параметры поведения в зависимости от пары трения. Знание диапазона эксплуатационных качеств подвижных узлов эндопротеза позволяет прогнозировать общий кинематический баланс и делать обоснованный выбор технологии артропластики на основе изучения адгезионных взаимодействий фрикционных пар, что может быть одним из ключевых факторов увеличения срока службы конструкции.

Список литературы:

1. Демченко А.А., Демченко М.В., Сисанбаев А.В., Наумкин Е.А., Кузев И.Р. Исследование взаимосвязи деформационного рельефа и степени поврежденности стали // Заводская лаборатория. Диагностика материалов. 2013. Т. 79. № 2. С. 42-44.
2. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. – М., 2012. 312 с.

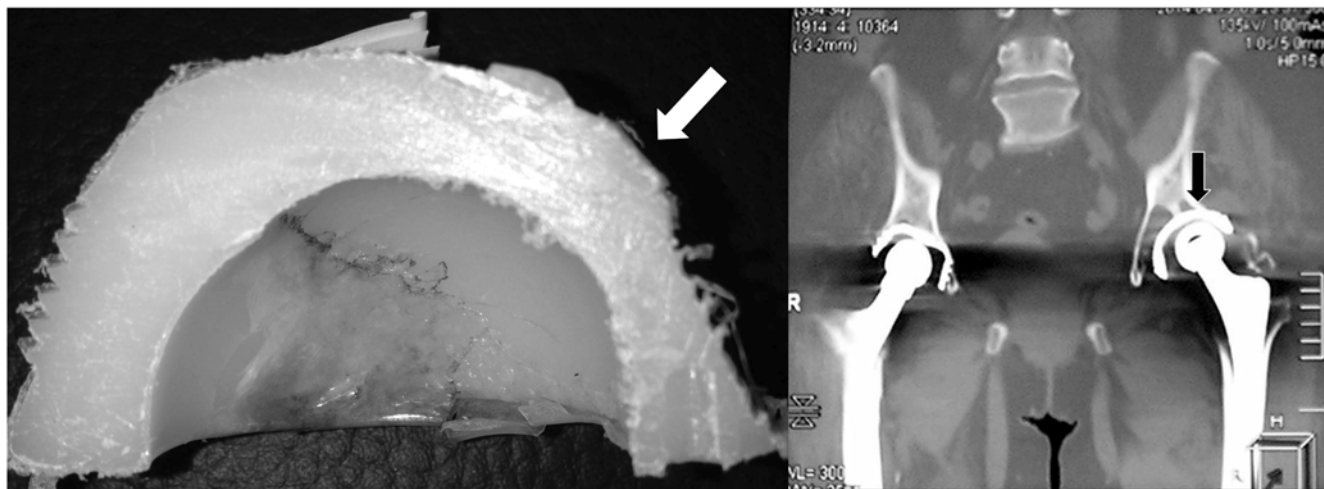


Рис. 4. Неравномерный износ полиэтиленового вкладыша в области верхнего полюса эндопротеза левого тазобедренного сустава (указано стрелками) через 17 лет после артропластики (пара трения керамика Biolox forte – поперечно-связанный полиэтилен, диаметр 28 мм)

3. *Минасов Б.Ш., Шустер Л.Ш., Якупов Р.Р., Чертовских С.В. и др.* Трибологические характеристики различных пар трения при артропластике крупных суставов // Медицинский вестник Башкортостана. 2013. Т. 8. № 6. С. 158-161.
4. *Прохоренко В.М., Слободской А.Б., Мамедов А.А. и др.* Сравнительный анализ среднесрочных и отдаленных результатов первичного эндопротезирования тазобедренного сустава серийными эндопротезами бесцементной и цементной фиксации // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2014. № 3. С. 21-26.
5. *Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Гончаров М.Ю., Карпунхин А.С. и др.* Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы) // Травматология и ортопедия России. 2010. № 3. С. 147-158.
6. *Knahr K.* Tribology in total hip arthroplasty. 2011. 233 p.
7. *Mutimer J., Devane P.A., Adams K., Horne J.G.* Highly crosslinked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years // Clin. Orthop. Relat. Res. 2010. № 468. PP. 3228-3233.
8. *Nakahara I., Nakamura N., Nishii T., Miki H. et al.* Minimum five-year follow-up wear measurement of Longevity highly cross-linked polyethylene cup against cobalt-chromium or zirconia heads // J. Arthroplasty. 2010. № 8. PP. 1182-1187.

*Расуль Радикович Якупов,
канд. мед. наук, доцент,
кафедра травматологии и ортопедии с курсом ИПО,
ГБОУ ВПО «Башкирский государственный
медицинский университет»
Министерства здравоохранения РФ,*

*Альберт Васильевич Сисанбаев,
канд. физ.-мат. наук,
руководитель лаборатории оптической микроскопии,
ФАНО «Институт проблем
сверхпластичности металлов»,
Кутбуди́н Хасанович Сироджов,
канд. мед. наук, соискатель,
Тимур Эрикович Хаиров,
ассистент,
Ильфат Ратмирович Гафаров,
аспирант,
Киёмиддин Камолитдинович Каримов,
канд. мед. наук, докторант,
Артур Равилевич Трубин,
аспирант,
Геннадий Николаевич Филимонов,
соискатель,
кафедра травматологии и ортопедии
с курсом ИПО,
ГБОУ ВПО «Башкирский государственный
медицинский университет»
Министерства здравоохранения РФ,
г. Уфа,
e-mail: rasulr@mail.ru*

И.В. Осоргина, С.Е. Порозова, С.А. Плаксин, И.А. Морозов

Влияние длительной экспозиции в организме на состояние полиуретановых оболочек маммапротезов

Аннотация

Поверхность полиуретановых оболочек маммапротезов, находившихся в человеческом организме длительное время, исследована инструментальными методами ИК- и КР-спектроскопии, атомно-силовой микроскопии и энергодисперсионной спектрометрии. Показано, что поверхность оболочек частично покрыта налетом, содержащим кальций и фосфор.

В начале 1990-х годов в Пермском классическом университете совместно с Институтом технической химии УрО РАН была разработана технология изготовления тонких замкнутых оболочек из полиуретана. Для получения одного из конечных продуктов – маммапротеза – эти оболочки заполнялись силиконовым гелем. После проведения необходимых исследований было получено разрешение на проведение клинических испытаний. Подробно проведенные работы описаны в публикациях [1]-[4].

Для оболочек был выбран полиуретан на основе простых эфиров ПФ-ОП-15 (полифурит-оксипропилен), менее всего подверженных гидролизу в организме; тонкая (0,2-0,3 мм) оболочка изготавливалась по растворной технологии и отверждалась на оправке при нагревании отвердителем МОКА. Предварительные исследования в модельных средах и на животных позволили предположить, что при длительном нахождении в организме физико-механические характеристики таких оболочек будут сохраняться.

В результате сотрудничества с хирургами в нашем распоряжении оказались образцы полиуретановых оболочек, находившихся в человеческом организме от 2 месяцев до 18 лет. Оболочки были извлечены по разным причинам: на ранних стадиях – из-за осложнений и воспалений, на поздних – по желанию пациентов.

Известно, что имплантаты, предназначенные для длительного (годы) функционирования в организме, должны сохранять биосовместимость на отдаленных сроках:

- не изменять физико-химических свойств, обеспечивающих функционирование имплантатов;
- не вызывать хронического воспаления;
- не проявлять канцерогенный эффект;
- не подвергаться кальцификации.

Под кальцификацией понимается образование кальцийсодержащих отложений на поверхности или в объеме имплантируемых изделий. В отличие от костной ткани, где кальцификация играет положительную роль, кальцификация инородных поверхностей, контактирующих с кровью и мягкими тканями, является дистрофической и характеризуется отложениями солей кальция (в основном фосфатов) в местах повреждения или дегенерации тканей при нормальной концентрации в крови ионов кальция и фосфора. Механизмы кальцификации подробно рассмотрены в монографии [5].

В литературе [5] описан анализ образцов полиуретанов («Авкотан» и «Биомер») после 168 дней имплантации. Информации о поведении тонкопленочных полиуретановых имплантатов при длительном нахождении в организме очень мало, а в случае нескольких лет – нет вообще, поэтому исследование оболочек, находившихся в человеческом организме до 18 лет,