

31. Маланьин И.В., Рисованный С.И., Рисованная О.Н. Показатели лазерной доплеровской флоуметрии при хроническом генерализованном пародонтите различной степени тяжести // Актуальные вопросы стоматологии: Сборник научн. трудов Ростовского гос. мед. университета. – Ростов-на-Дону, 2000. – С. 42–44.
32. Маланьин И.В. Показатели лазерной доплеровской флоуметрии при периодонтите, осложненном заболеваниями пародонта // Успехи современного естествознания. – М., 2004. – № 12. – С. 57.
33. Мардахаева В.Н. Оценка функционального состояния пародонта по показателям микроциркуляции при гигиенической чистке зубов // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2010. – 28 с.
34. Морозов М.В., Гурова О.А., Козлов В.И. ЛДФ в оценке кожной микроциркуляции в разных областях тела // Лазерная медицина. – 2011. – Т. 15. – № 2. – С. 117–118.
35. Миргазизов М.З., Хамитова Н.Х., Мамаева Е.В., Ахметзянов А.Н. Возможности использования метода лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) в оценке состояния тканей пародонта / Стоматология. – 2001. – № 1. – С. 66–70.
36. Нарыкова С.А. Оптимизация методики оценки показателей лазерной доплеровской флоуметрии в пародонтологии // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Красноярск, 2005. – 88 с.
37. Саркисов К.А., Полунина О.С., Брагин Е.А., Воронина Л.П. Миогенный тонус прекапиллярных резистивных микрососудов при пародонтите при бронхиальной астме // Труды АГМА. Актуальные вопросы современной медицины. Том 41 (XVL). – Астрахань, 2010. – С. 123–126.
38. Саркисов К.А., Полунина О.С., Брагин Е.А., Воронина Л.П. Нейрогенный тонус прекапиллярных резистивных микрососудов при пародонтите на фоне бронхиальной астмы // Труды АГМА. Актуальные вопросы современной медицины. Том 41 (XVL). – Астрахань, 2010. – С. 122–123.
39. Сабанцева Е.Г., Козлов В.И. Изменение состояния микроциркуляции в слизистой оболочке рта при хроническом герпетическом стоматите // Лазерная медицина. – 2003. – Т. 7. – № 3–4. – С. 61–65.
40. Саркисов К.А., Полунина О.С., Брагин Е.А. и др. Состояние базального кровотока у больных хроническим пародонтитом на фоне бронхиальной астмы // Астраханский медицинский журнал. – 2010. – Т. 5. – № 3. – С. 98–101.
41. Сидоров В.В., Козлов В.И. Лазерная доплеровская флоуметрия как метод диагностики эффективности реабилитации // Паллиативная медицина и реабилитация. – 1998. – № 4–5. – С. 17.
42. Шидова А.В., Кречина Е.К., Смагина С.А., Фролова С.А. Возможности современных методов доплерографии при оценке состояния микроциркуляции в тканях пародонта // Мат. XIV и XV Всерос. научно-практ. конф. и труды X съезда СтАР. – М., 2005. – С. 277–279.
43. Функциональная оценка периваскулярной иннервации конечностей с помощью лазерной доплеровской флоуметрии: пособие для врачей / Министерство здравоохранения РФ, центр. науч.-исслед. ин-т травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова; [А.И. Крупаткин и др.]. – Москва, 2004. – 26 с.
44. Халепо О.В., Молотков О.В., Зинчук В.В. и др. Микроциркуляция и функция эндотелия: теоретические основы, принципы диагностики нарушений, значение для клинической практики. Научно-методич. пособие / Под ред. О.В. Молоткова, О.В. Халепо. – Смоленск: Дуэт-Принт, 2015. – 112 с.

Поступила в редакцию 10.11.2015 г.

Контактное лицо: Коровкина Анна Николаевна
E-mail: shirokova@yandex.ru

УДК 617.3-621.37-681.7

Якупов Р.Р.¹, Минасов Б.Ш.¹, Сисанбаев А.В.², Хаиров Т.Э.¹, Сироджов К.Х.¹, Каримов К.К.¹, Емаев И.И.³

Анализ постимплантационных изменений компонентов эндопротезов тазобедренного сустава на основе 3D-лазерной микроскопии

Yakupov R.R., Minasov B.Sh., Sisanbayev A.V., Khairov T.E., Sirodzhov K.Kh., Kairmov K.K., Emayev I.I.

Post-implantation changes in the components of hip joint endoprotheses using 3D laser microscopy

¹ ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет», г. Уфа

² ФАНО «Институт проблем сверхпластичности металлов», г. Уфа

³ ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа

Цель исследования. Проведение сравнительного анализа постимплантационных изменений компонентов эндопротезов тазобедренного сустава на основе 3D-лазерной микроскопии. **Материалы и методы.** Исследованы компоненты различных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава, удаленных в сроки более 10 лет после имплантации, и интактных имплантатов на основе оценки сферичности и деформационного рельефа поверхности на различных структурных уровнях с применением 3D-лазерной сканирующей микроскопии. **Выводы.** Установлено, что сферичность компонентов из CoCrMo изменялась более значительно (до 0,104 мм) в отличие от керамических головок Bioloх forte (до 0,016 мм). Наиболее глубокие изменения рельефа поверхности отмечались в паре трения CoCrMo-CoCrMo (до 14,1 мкм на мезоуровне) с косвенными признаками коррозии и формированием «раковин» в области преимущественной зоны износа деталей эндопротеза.

Функционирование кинематического узла эндопротеза носит эксцентричный характер с формированием преимущественной зоны износа в приоритетной точке опоры, в коей отмечаются значительные изменения рельефа поверхности, которые были наиболее выраженными в паре трения CoCrMo-CoCrMo, что необходимо учитывать при проведении артропластики тазобедренного сустава. Ключевые слова: артропластика, тазобедренный сустав, пары трения, деформационный рельеф поверхности, 3D-лазерная сканирующая микроскопия.

Purpose. To make a comparative analysis of post-implantation changes in the components of hip joint endoprotheses using findings of 3D laser scanning microscopy. **Materials and methods.** Components of various friction pairs of hip joint endoprotheses were studied. The studied implants were intact or were implanted more than 10 years ago. Sphericity and surface topography at different structural levels were assessed using 3D laser scanning microscopy. **Results.** As it has been found out, sphericity of components made of CoCrMo varied more significantly (up to 0.104 mm) as compared to ceramic heads Biolox forte (up to 0.016 mm). The most deep changes in surface topography were observed in the friction pair CoCrMo-CoCrMo (up to 14.1 mkm to meso level) with indirect signs of corrosion and with the formation of «holes» in the area of wearouts and tears. Kinematic unit functioning in endoprotheses has an ex-centric character with the formation of mostly worn areas in the support focus point in which one can see marked surface topography changes which are mostly pronounced in the friction pair CoCrMo-CoCrMo. **Conclusions.** These finding should be taken into account while preparing for hip arthroplasty. **Keywords:** hip arthroplasty, friction pair, surface relief deformation, 3D laser scanning microscopy.

Введение

Артропластика относится к одному из наиболее эффективных способов хирургического лечения декомпенсированных поражений тазобедренного сустава (ТБС) [3, 4]. Однако, как и любые другие имплантаты, эндопротезы имеют определенный диапазон полезных свойств, ограниченный свойствами материалов и особенностями взаимодействия с организмом, что зачастую приводит к развитию ряда неизбежных осложнений [5, 6]. По мнению большинства специалистов, один из важных факторов, уменьшающих длительность оптимального функционирования искусственной подвижной системы – это износ кинематического узла эндопротеза [7, 8]. В связи с этим представляет научный и практический интерес оценка изменений рельефа поверхностей компонентов эндопротезов, применяемых в широкой ортопедической практике при артропластике тазобедренного сустава [1, 2, 9]. Цель исследования – проведение сравнительного анализа постимплантационных изменений компонентов эндопротезов тазобедренного сустава с помощью 3D-лазерной микроскопии.

Материалы и методы

Лазерная сканирующая микроскопия применялась для исследования деформационного рельефа поверхности (ДРП) областей сопряжения элементов эндопротеза ТБС при износе. Исследованы интактные эндопротезы ТБС и компоненты кинематических узлов искусственных суставов, удаленные в сроки более 10 лет после имплантации. Интактные имплантаты были представлены головками из различных материалов (по 3 образца каждый): головка и вкладыш с преимущественным содержанием кобальта, хрома и молибдена (CoCrMo); головка и вкладыш из керамики с содержанием двуокиси алюминия более 80%, двуокиси циркония около 17% (Biolox delta); головка с покрытием из 97,5% циркония и 2,5% ниобия (Окс); головка эндопротеза с покрытием из нитрида титана (TiN); вкладыш из поперечно-связанного полиэтилена (Пол). Проводилось измерение радиуса отпечатка ($R_{отп}$) на компонентах эндопротеза при осевой нагрузке до 8,68 кН в различных трибологических парах.

Изучение деформационного рельефа поверхности (ДРП) имплантатов проводилось с помощью 3D-лазерной сканирующей и 2D-оптической микроскопии на микро-

скопах «LSM-Exciter» и «AxioTech» (Carl Zeiss, Germany) с количественной оценкой параметров рельефа, с определением RS_a – среднее арифметическое отклонение профиля рельефа от средней плоскости XV в 3 зонах компонентов эндопротезов (преимущественная зона износа – зона 1, центральная часть – зона 2, минимальная зона износа – зона 3). Оценивались сферичность головок и вкладышей эндопротезов с использованием координатно-измерительной машины «Contura-G2».

Морфологию деформационного рельефа поверхности исследовали на различных структурных уровнях:

- Макро – панорама ($k \sim 2 \times 2$) с объективом 05 $\times$.
- Мезо – объективы 05 $\times$ и 10 $\times$ с латеральным разрешением > 1 мкм (2...4 мкм).
- Микро – объективы 20 $\times$ и 50 $\times$ с латеральным разрешением < 1 мкм (0,4...1 мкм).
- Нано – объектив 100 $\times$ с латеральным разрешением ~ 180 нм.

Постимплантационные изменения изучались на компонентах эндопротезов тазобедренного сустава, из них с парой трения CoCrMo-Пол (5 шт.), Biolox forte (содержание керамики – 99,7% Al_2O_3) – Пол (3 шт.), CoCrMo-CoCrMo (2 шт.).

Локальная микротвердость компонентов эндопротезов по Виккерсу (HV) оценивалась с помощью приставки «МНТ-10» на микроскопе «Axiovert-100A» (Carl Zeiss, Germany).

Результаты

Оценка локальной микротвердости компонентов выявила следующие значения: Пол – 47–74 МПа, Окс – 3340 МПа, CoCrMo – 4232 МПа, TiN – 6453 МПа, Biolox delta – 19 456 МПа, Biolox forte – 20 670 МПа.

Исследование интактных головок и вкладышей эндопротезов ТБС установило, что диапазон колебаний размеров диаметров находился в пределах 0,001–0,005 мм, вне зависимости от материала имплантата. Оценка сферичности головок эндопротезов ТБС из CoCrMo после имплантации (пара трения CoCrMo-Пол) выявила уменьшение отдельных участков, достигающее 0,104 мм. При этом размеры имплантата изменились преимущественно в верхней части с эпицентром в проекции верхнего полюса головки. На периферических участках головки эндопротеза износ практически отсутствовал (рис. 1, 2).

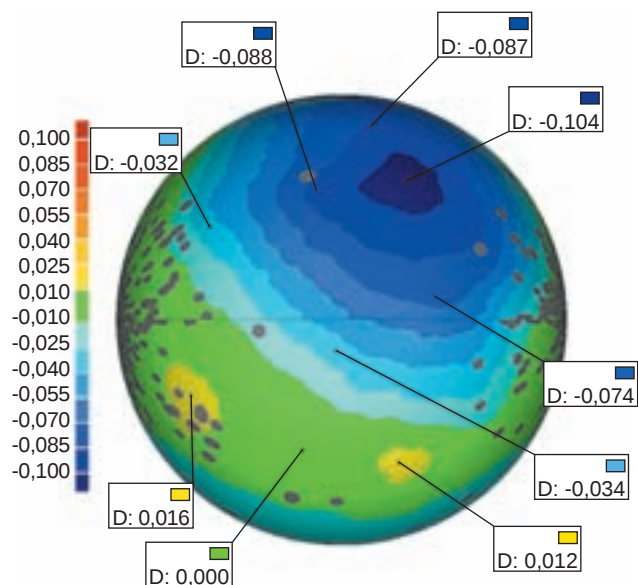


Рис. 1. Оценка сферичности головки эндопротеза ТБС (CoCrMo), пара трения CoCrMo–Пол через 13 лет после имплантации ($d \sim 28$ мм)

Размеры головок эндопротеза ТБС из CoCrMo (пара трения CoCrMo–CoCrMo) в преимущественной зоне износа уменьшились до 0,031 мм. Уменьшение размеров внутренней поверхности вертлужных компонентов достигало 0,078 мм. При этом износ определялся на ограниченном участке периферических отделов обоих компонентов (рис. 3).

Локальное уменьшение размеров керамических головок эндопротезов ТБС в парах трения керамика Biolox forte–Пол было незначительным и достигало 0,014 мм (рис. 4). При этом износ был более равномерным в отличие от других материалов.

Установлено значительное уменьшение размеров вкладышей из полиэтилена, которое достигало 1,96 мм и определялось визуально. Отмечалась приоритетная зона износа в верхней части головки и вкладыша, соответствующая вертикальной оси нагрузки. При этом состояние поверхности в этой зоне полиэтиленового компонента в отдаленные сроки после артропластики приближалось к стадии катастрофического износа (рис. 5).

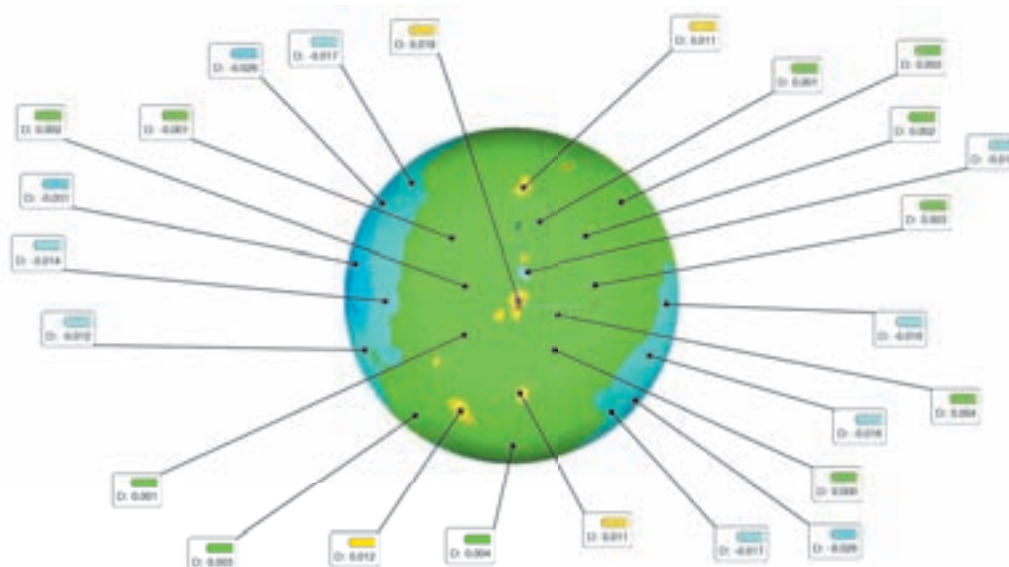


Рис. 2. Оценка сферичности головки эндопротеза ТБС (CoCrMo), пара трения CoCrMo–CoCrMo через 15 лет после имплантации ($d \sim 54$ мм)

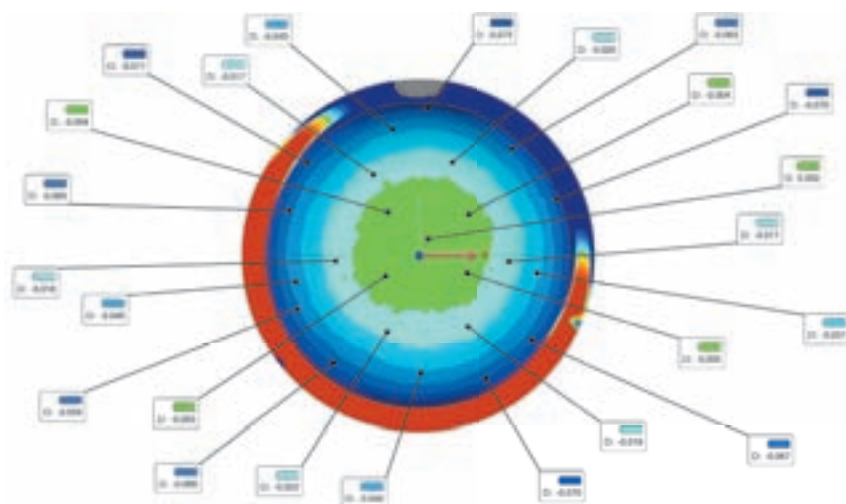


Рис. 3. Оценка сферичности внутренней части вертлужного компонента эндопротеза ТБС (CoCrMo), пара трения CoCrMo–CoCrMo через 15 лет после имплантации (внутренний $d \sim 54$ мм)

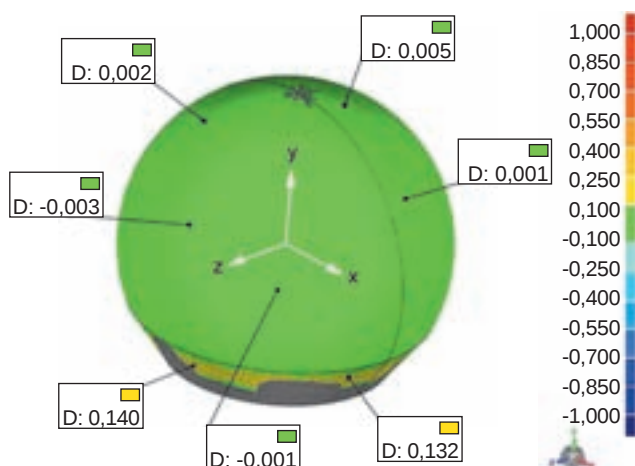


Рис. 4. Оценка сферичности головки эндопротеза ТБС (Biolox forte), пара трения Biolox forte–Пол через 17 лет после имплантации ($d \sim 28$ мм)

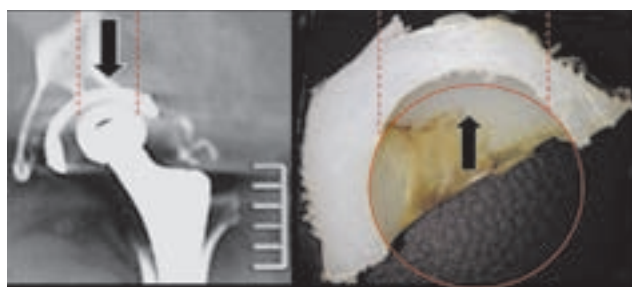


Рис. 5. Неравномерный износ полиэтиленового вкладыша ($d \sim 28$ мм) через 17 лет после артропластики в паре с головкой Biolox forte

Измерение радиуса отпечатка выявило, что данный показатель в «твердых» парах трения был значительно меньше, чем в «мягких» парах. В паре трения Biolox delta–Biolox delta радиус составил 0,43 мм, паре трения CoCrMo–CoCrMo – 0,48 мм, а в трибологических парах CoCrMo–Пол, Biolox forte–Пол его значение составило в среднем 4,0 мм, что оказывало влияние на площадь контакта между компонентами.

Оценка поверхности intactных головок эндопротезов по отклонению профиля рельефа от средней плоскости «XV» (RS_a) на основе 3D-лазерной сканирующей микроскопии установила, что диапазон отклонений был сопоставим у всех образцов (табл. 1).

Исследование деформационного рельефа поверхностей компонентов эндопротезов после имплантации отличалось в зависимости от зоны износа и трибологических пар. Максимальные отклонения по показате-

лю RS_a отмечались в первой зоне износа и достигали 14,1 мкм в паре трения CoCrMo–CoCrMo (табл. 2). Во 2-й зоне значение RS_a отклонялось в меньшей степени до 8,5 мкм вертлужного компонента эндопротеза CoCrMo–CoCrMo. В 3-й зоне головки диапазон показателя RS_a был минимальным, а в ряде участков соответствовал intactным образцам. Определены закономерности изменений средней арифметической отклонения профиля рельефа в зависимости от трибологической пары. Максимальные значения данного показателя выявлялись в паре трения CoCrMo–CoCrMo всех уровней. Изменения деформационного рельефа поверхности головок эндопротезов в трибологических парах CoCrMo–Пол, Biolox forte–Пол были сопоставимы между собой.

Т а б л и ц а 1

Показатели RS_a intactных головок эндопротезов ТБС, мкм

Материал	Макро	Мезо	Микро	Нано-уровень
CoCrMo	$6,4 \pm 0,8$	$4,3 \pm 0,3$	$0,4 \pm 0,1$	$0,04 \pm 0,02$
Окс	$10,1 \pm 1,1$	$2,9 \pm 0,5$	$0,4 \pm 0,2$	$0,05 \pm 0,02$
TiN	$9,8 \pm 1,1$	$3,4 \pm 0,5$	$0,4 \pm 0,2$	$0,04 \pm 0,01$
Biolox delta	$5,8 \pm 0,3$	$2,6 \pm 0,2$	$0,5 \pm 0,2$	$0,04 \pm 0,01$

Т а б л и ц а 2

Показатели RS_a компонентов эндопротезов ТБС после имплантации, мкм

Компоненты эндопротезов	Мезо	Микро	Нано-уровень
Пара трения CoCrMo–Пол			
Головка (зона 1)	$5,6 \pm 0,7$	$0,8 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,1$
Головка (зона 2)	$5,2 \pm 1,4$	$1,2 \pm 0,6$	$0,1 \pm 0,05$
Головка (зона 3)	$3,4 \pm 0,7$	$0,3 \pm 0,1$	$0,1 \pm 0,07$
Пара трения BIOLOX forte–Пол			
Головка (зона 1)	$4,6 \pm 0,8$	$0,5 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,04$
Головка (зона 2)	$5,3 \pm 0,5$	$0,3 \pm 0,2$	$0,1 \pm 0,07$
Головка (зона 3)	$4,1 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,3$	$0,1 \pm 0,04$
Пара трения CoCrMo–CoCrMo			
Головка (зона 1)	$14,1 \pm 4,2$	$0,8 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,1$
Головка (зона 2)	$6,6 \pm 0,4$	$0,4 \pm 0,1$	$0,1 \pm 0,04$
Головка (зона 3)	$4,3 \pm 0,3$	$0,4 \pm 0,1$	$0,2 \pm 0,08$
Вертлужный компонент CoCrMo (зона 2)	$8,5 \pm 0,6$	$1,0 \pm 0,3$	$0,1 \pm 0,07$

Сравнительная оценка деформационного рельефа поверхностей головок эндопротезов на основе 3D-лазерной сканирующей микроскопии выявила в паре трения CoCrMo–CoCrMo глубокие изменения рельефа поверхности с косвенными признаками коррозии

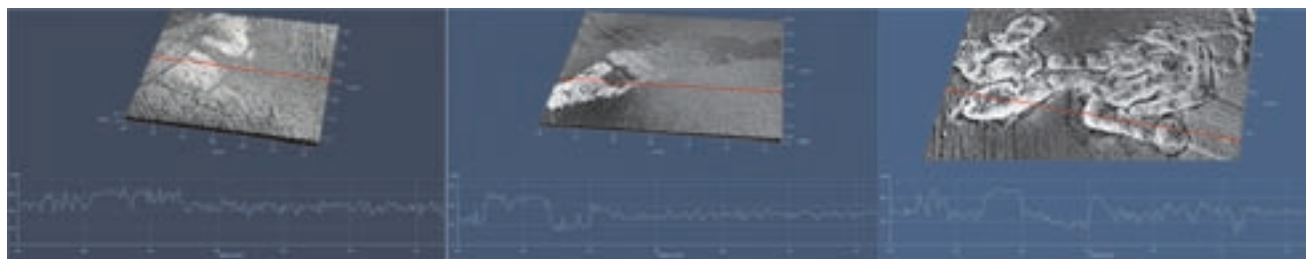


Рис. 6. Деформационный рельеф поверхности преимущественной зоны износа головок эндопротеза на мезоуровне (05°), 3D-лазерная сканирующая микроскопия: а) головка – CoCrMo, пара трения CoCrMo–Пол; б) головка – керамика Biolox forte, пара трения Biolox forte–Пол; в) головка – CoCrMo, пара трения CoCrMo–CoCrMo

и формированием «раковин» в области преимущественной зоны износа эндопротеза (рис. 6). Подобных признаков в других изученных трибологических парах не выявлено.

Обсуждение

Функционирование искусственного кинематического узла сопровождается изменением контактирующих поверхностей эндопротезов. Во всех образцах после имплантации показатели сферичности и деформационного рельефа поверхности значительно отличались от интактных имплантатов. При этом наибольшему износу подвергались компоненты с меньшим показателем микротвердости. В связи с этим отмечалось более выраженное уменьшение размеров головок CoCrMo (до 0,104 мм) в сравнении с головками Biolox forte (до 0,016 мм) и значительный износ поперечно-связанного полиэтилена (до 1,96 мм), что способствовало накоплению продуктов износа в окружающих тканях и повышению риска асептической нестабильности эндопротеза.

Лазерная сканирующая микроскопия позволила провести оптико-структурный анализ, на основе которого установлены закономерности износа деталей эндопротезов ТБС в зависимости от материала и типа трибологической пары. Изменения компонентов эндопротезов носили эксцентричный характер с формированием преимущественной зоны износа. Максимальные значения данного показателя выявлялись в паре трения металл-металл на всех уровнях, изменения в других парах (металл-полиэтилен, керамика-полиэтилен) были сопоставимы между собой. При этом в паре трения металл-металл отмечались признаки коррозии.

Уменьшение площади контакта между компонентами эндопротезов в «твердых» парах трения в 8,3–9,3 раза способствует коническому контакту, при этом трибосопряжение идет по пути упругого оттеснения. В «мягких» парах трения показатели радиуса отпечатка свидетельствуют о контакте материалов на большей площади, что способствует сферическому контакту между компонентами и увеличению размеров приоритетной зоны износа по сравнению с «твердыми» парами трения. При этом износ идет по пути пластического оттеснения. Изменения во вкладыше из поперечно-связанного полиэтилена были более значимыми (до 1,96 мм) и определялись визуально, что свидетельствовало о катастрофическом износе.

Выводы

Эндопротезирование 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 особенностей функционирования нового кинематического узла и трибологическими взаимодействиями деталей эндопротеза.

Функционирование эндопротеза тазобедренного сустава сопровождается появлением приоритетной точ-

ки опоры с формированием преимущественной зоны износа, которая занимает эксцентричное положение, что способствует неравномерному износу отдельных участков, изменению биомеханики пораженного сегмента в частности и кинематического баланса в целом. При этом в «твердых» парах трения трибосопряжение характеризуется коническим контактом ($R_{отп}$ 0,43–0,48 мм) и идет по пути упругого оттеснения; в «мягких» трибологических парах отмечается сферический контакт ($R_{отп}$ 4,0 мм) и возникает пластическое оттеснение, а преимущественная зона износа занимает большую площадь, что способствует повышенному износу полиэтилена.

Зависимость изменений поверхности имплантата от микротвердости материала закономерно способствовала более выраженным изменениям сферичности у компонентов из CoCrMo (до 0,104 мм) в отличие от керамических головок Biolox forte (до 0,016 мм). Наиболее глубокие изменения рельефа поверхности отмечались в паре трения CoCrMo–CoCrMo (до 14,1 мкм на мезоуровне) с косвенными признаками коррозии и формированием «раковин» в области преимущественной зоны износа деталей эндопротеза. Отмечался значительный износ полиэтиленовых вкладышей (до 1,96 мм), что приводило к накоплению продуктов износа в окружающих тканях и повышению риска асептической нестабильности эндопротеза.

Знание диапазона эксплуатационных качеств подвижных узлов эндопротеза и трибологических свойств кинематических сегментов имплантата позволяет прогнозировать общий кинематический баланс и сделать обоснованный выбор технологии артропластики на основе изучения постимплантационных изменений компонентов эндопротеза тазобедренного сустава и их адгезионных взаимодействий, что может быть одним из ключевых факторов увеличения сроков выживаемости имплантата.

Литература

1. Абросимов В.Г., Щепеткин И.А., Анисеня И.И. Трибологические механизмы в развитии нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава // *Гений ортопедии*. – 2002. – № 1. – С. 45–50.
2. Демченко А.А., Демченко М.В., Сисанбаев А.В. и др. Взаимосвязь деформационного рельефа поверхности и степени поврежденности стали при малоцикловом нагружении // *Химическая физика и мезоскопия*. – 2012. – Т. 14. – № 3. – С. 426–429.
3. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. – М., 2012. – 312 с.
4. Минасов Б.Ш., Шустер Л.Ш., Якупов Р.Р. Трибологические характеристики различных пар трения при артропластике крупных суставов // *Медицинский вестник Башкортостана*. – 2013. – Т. 8. – № 6. – С. 158–161.
5. 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.
6. Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Гончаров М.Ю. Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы) // *Травматология и ортопедия России*. – 2010. – № 3. – С. 147–158.
7. Knahr K. Tribology in total hip arthroplasty. – 2011. – 233 p.

8. Kurtz S.M., Gawel H.A., Patel J.D. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly cross-linked polyethylene // Clin Orthop Relat Res. – 2011. – 469. – P. 2262–2277.
9. Mutimer J., Devane P.A., Adams K., Horne J.G. Highly cross-linked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5

years // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2010. – № 468. – P. 3228–3233.

Поступила в редакцию 03.12.2015 г.

Контактное лицо: Якунов Расуль Радикович
E-mail: rasul@mail.ru

УДК 57.063.8:616.98:579.861.2-048.66:615.849.19(045)

Брилль Г.Е.¹, Егорова А.В.¹, Тучина Е.С.², Бугаева И.О.¹, Морозов О.А.²

Подавление роста штаммов золотистого стафилококка светом низкоинтенсивного красного лазера

Brill G.E., Egorova A.V., Tuchina E.S., Bugaeva I.O., Morozov O.A.

Suppression of staphylococcus aureus growth by low-intensity red laser light

¹ ГБОУ ВПО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского» Минздрава России, г. Саратов

² ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского», г. Саратов

Целью настоящей работы явилось изучение принципиальной возможности подавления роста различных штаммов золотистого стафилококка светом низкоинтенсивного красного лазера с длиной волны 660 нм. В качестве объекта исследования использовались клетки метициллин-чувствительного и метициллин-резистентного штаммов золотистого стафилококка. Для облучения применялся полупроводниковый лазер, генерирующий линейно-поляризованное излучение красной области спектра (λ – 660 нм). Плотность мощности составляла 100 мВт/см², время облучения – 5, 10, 15 и 30 мин, энергетическая экспозиция – соответственно 30, 60, 90 и 180 Дж/см². Установлено, что низкоинтенсивное лазерное излучение оказывает ингибирующее влияние на рост колоний как метициллин-чувствительного, так и метициллин-резистентного штаммов золотистого стафилококка, причем резистентный штамм обладает более высокой чувствительностью к действию красного света, поскольку бактериостатический эффект выявляется при действии более низких доз облучения. Ключевые слова: золотистый стафилококк, низкоинтенсивный лазер, бактериостатический эффект.

Purpose. To study evident abilities of low-intensity red laser light with wavelength 660 nm to inhibit the growth of various strains of Staphylococcus aureus. Materials and methods. Methicillin-sensitive and methicillin-resistant strains of Staphylococcus aureus were used as studied objects. Semiconductor laser generating linear polarized light in the red spectral region (λ – 660 nm) was used for irradiation. Power density was 100 mW/cm², exposure time – 5, 10, 15 and 30 min, heat density was 30, 60, 90 and 180 J/cm², respectively. Results. It has been found out that low-intensity laser radiation has an inhibitory effect at the growth of both methicillin-sensitive and methicillin-resistant strains of Staphylococcus aureus. The resistant strain is more sensitive to red laser light as the bacteriostatic effect is seen at lower doses. Keywords: Staphylococcus aureus, low-intensity laser, bacteriostatic effect.

Золотистый стафилококк является возбудителем многих заболеваний человека. В организме практически нет органа или ткани, которые были бы устойчивы к действию токсинов патогенного стафилококка. До последнего времени стафилококк остается наиболее частой причиной возникновения внутрибольничных инфекций [3, 10]. Особому риску подвергаются пациенты с ослабленной иммунной системой при несоблюдении персоналом больницы надлежащих санитарных правил. Лечение стафилококковых инфекций вызывает серьезные трудности, вследствие нарастающей лекарственной устойчивости возбудителя и появления полирезистентных штаммов [2, 11]. Последнее диктует необходимость изыскания новых немедикаментозных методов лечения стафилококковых поражений. В этом плане внимание исследователей давно привлекают различные виды низкоинтенсивного лазерного излучения. В большинстве работ используется фотодинамическая терапия (ФДТ),

предполагающая предварительную обработку бактериальных клеток каким-либо фотосенсибилизатором, повышающим их чувствительность к фотовоздействию, и последующее лазерное облучение [5, 8, 15]. Однако наблюдаемые при ФДТ бактериостатический или бактерицидный эффекты связаны не с прямым действием лазерного света, а обусловлены освобождением синглетного кислорода при фотовозбуждении молекулы фотосенсибилизатора. Возможность прямого бактериостатического действия низкоинтенсивного красного света на стафилококки показана в нескольких работах [4, 13]. Однако авторами использовались лазеры с различной длиной волны в пределах красной области спектра, применялись разные временные и дозовые параметры лазерного воздействия, объектом исследования служили разные штаммы *S. aureus*.

Целью настоящей работы явилось изучение принципиальной возможности подавления роста различных