

БОЛЕВОЙ СИНДРОМ У ПАЦИЕНТА ПОСЛЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ МОДУЛЬНОГО БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА (КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ)

Р.М. Тихилов^{1,2}, И.И. Шубняков¹, А.Н. Коваленко¹, А.В. Цыбин¹, В.П. Румакин¹

¹ ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России

² ГБОУ ВПО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России Санкт-Петербург, Россия

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава модульными бедренными компонентами (с модульным шеечным соединением) позволяет оптимизировать биомеханику посредством более точного восстановления антеверсии шейки, офсета и длины конечности, улучшая функцию мышц и стабильность. К потенциальным недостаткам относят генерацию ионов металлов и дебриса вследствие микроподвижности и коррозии в области дополнительного соединения. Авторы представили клиническое наблюдение пациента, у которого после установки модульного бедренного компонента появился болевой синдром с нарушением функции сустава. Ранняя воспалительная реакция мягких тканей развилась в результате коррозии с области соединения модульного бедренного компонента, потребовав ревизионной операции с удалением хорошо фиксированных компонентов через расширенную вертельную остеотомию. Дополнительные исследования исключили наличие инфекции.

Пациенты с имплантированными модульными бедренными компонентами, испытывающие болевой синдром, после исключения инфекционных осложнений должны быть обследованы на наличие воспалительной реакции мягких тканей, связанной с явлениями коррозии в области дополнительного модульного соединения.

Ключевые слова: тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, модульный бедренный компонент, микроподвижность, коррозия, болевой синдром, воспалительная реакция мягких тканей.

Введение

Тотальное эндопротезирование является одним из наиболее эффективных хирургических вмешательств, позволяющих снизить болевой синдром, восстановить функцию конечности и, таким образом, улучшить качество жизни пациентов с заболеваниями и травмами тазобедренного сустава [6, 12, 24, 28]. Многочисленные серии наблюдений и данные национальных регистров демонстрируют превосходные показатели долгосрочной выживаемости современных имплантатов, и поэтому любые неудачи в ранние сроки воспринимаются достаточно остро как хирургами, так и пациентами.

Наряду с широко известными причинами ревизий, такими как асептическое расшатывание, вывихи, инфекционные осложнения, в клинической практике приходится сталкиваться с проблемой болевого синдрома в области оперированного сустава, необъяснимого с точки зрения нарушения биомеханики, но требующего замены имплантата [1, 4]. По данным Т.Е. Brown с соавторами, частота возникновения болевого синдрома может достигать 40%, при этом причины его развития чрезвычайно разнообразны, а частота выполнения ревизий по поводу хронической боли колеблется от 2% до 25% [3, 7, 27]. Одной из причин хронической боли, требующей замены искусственного сус-

тава, является иммунная реакция на продукты износа модульных сочленений эндопротезов с развитием воспаления [26].

Мы представляем клиническое наблюдение пациента 55 лет, который поступил в клинику института с жалобами на боли в верхней трети правого бедра при ходьбе и физических нагрузках с иррадиацией в коленный сустав и по передней поверхности бедра.

Четыре года назад по поводу идиопатического коксартроза справа ему был имплантирован искусственный сустав с модульным бедренным компонентом Profemur (Wright Medical Technology, Inc, Arlington, TN, USA) и парой трения керамика-керамика. Ранний послеоперационный период протекал без особенностей, однако через два года после операции на фоне полного благополучия постепенно появился устойчивый болевой синдром в проксимальном отделе правого бедра, четко связанный с длительной ходьбой и иррадиирующий в коленный сустав. К сожалению, рентгенограммы в динамике не выполнялись.

Через два года после эндопротезирования правого тазобедренного сустава, пациент был прооперирован по поводу идиопатического коксартроза слева (установлен эндопротез Zimmer, бедренный компонент ML/Taper). Послеоперационный период протекал без особенностей, и через два ме-

сяца пациент передвигался с полной нагрузкой на левую нижнюю конечность.

Выполненные в клинике института рентгенограммы очевидных проблем с эндопротезом справа не выявили – отмечалась лишь недостаточная антеверсия чашки и прослеживалась рентгенопрозрачная линия в проксимальном отделе вокруг бедренного компонента (рис. 1). При пункции сустава аспирата получено не было, а лабораторные показатели не настораживали: лейкоциты – $8,2 \times 10^9$ /л, СОЭ – 10 мм/ч, ЦРБ – 4,23 мг/л.

После проведенного обследования, консультации невролога и исключения неврогенного характера болевого синдрома было принято решение о необходимости выполнении ревизионной операции. Несмотря на остеолиз вокруг проксимальной части бедренного компонента, остеоинтеграция в дистальной части последне-

го потребовала доступа с расширенной остеотомией бедра (рис. 2).

Во время выполнения операции при осуществлении доступа к суставу выделилось около 200 мл темно-желтой жидкости, напоминающей по цвету и консистенции гнойный экссудат (рис. 3).

Жидкость была отправлена на микроскопическое исследование, в результате которого микробных клеток обнаружено не было, цитоз умеренный – 2600/мкл. Но при удалении бедренного компонента на сочленяющихся частях модульного соединения были обнаружены отчетливые признаки фреттинг-коррозии (рис. 4). Вертлужный компонент был также удален ввиду его позиции в положении умеренной ретроверсии. Была осуществлена имплантация конструкций бесцементной фиксации (R3/SLPR-Plus, Smith & Nephew, Memphis, TN, USA).

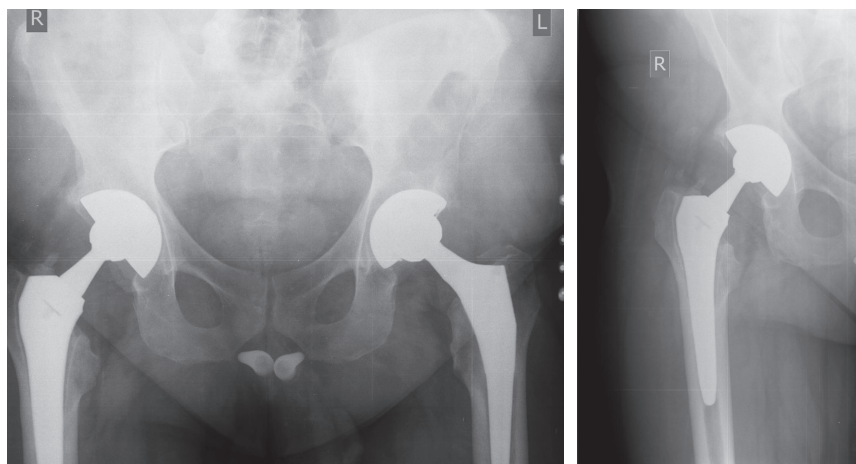


Рис. 1. Рентгенограммы пациента Б. перед операцией

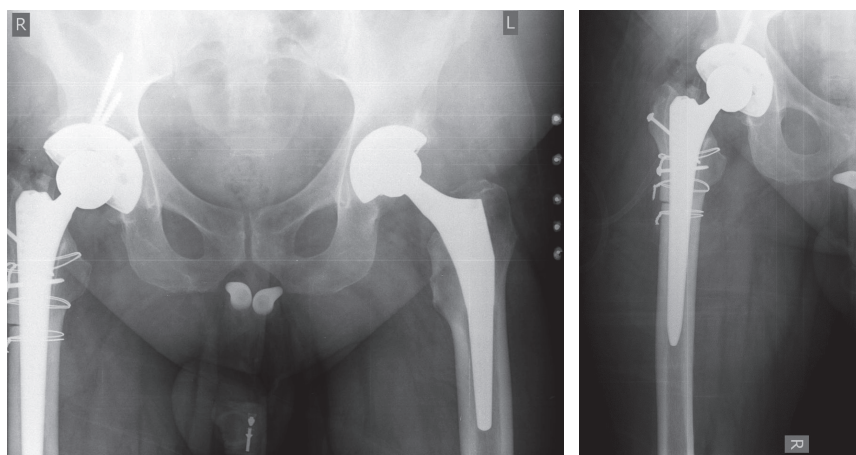


Рис. 2. Рентгенограммы пациента Б. после ревизионного эндопротезирования; удаление бедренного компонента проводилось с применением расширенной остеотомии бедра

Дальнейшее микробиологическое исследование жидкости, тканей и удаленного имплантата исключило инфекционный характер воспаления, а гистологический анализ образцов тканей продемонстрировал выраженную лимфоцитарную инфильтрацию и макрофагальную реакцию (рис. 5). Парапротезная мембрана была представлена разрастаниями грубоволокнистой соединительной ткани с очаговыми лимфо-плазмацитарными инфильтратами с примесью макрофагов, последние имели обильную цитоплазму, содержащую в умеренном количестве мелкие частицы металла.

Послеоперационный период протекал без осложнений, ортопедический режим отличался от общепринятого лишь ограничением нагрузок на правую нижнюю конечность в течение 2,5 месяца с целью консолидации области остеотомии. Через 6 месяцев пациент отмечал улучшение самочувствия, отсутствие болей, удовлетворенность функцией тазобедренных суставов. Функциональное состояние и качество жизни пациента после ревизии изменилось по шкале Oxford с 13 до 35, по шкале EQ5-D с 0,221 до 0,846.



Рис. 3. Выделившаяся из периартикулярных тканей жидкость



Рис. 4. Удаленный модульный бедренный компонент с признаками коррозии, пара титан-титан: а – модульная титановая шейка; б – модульный бедренный компонент

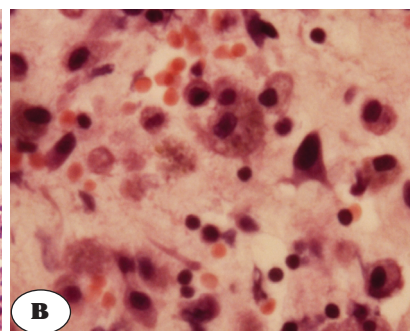
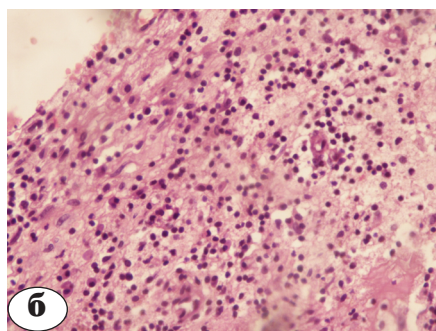
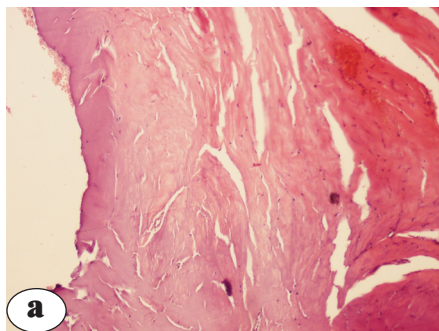


Рис. 5. Гистологические микропрепараты периэндопротезной ткани: а – фиброзная ткань без признаков воспалительной инфильтрации (ув. x100); б – очаговая инфильтрация лимфоцитами, плазматическими клетками и макрофагами (ув. x400); в – клеточная ассоциация с наличием макрофагов, содержащих частицы металла (ув. x 1000)

Обсуждение

Постоянное совершенствование имплантатов направлено на максимальное восстановление функциональных возможностей оперированного сустава и увеличение срока жизни эндопротеза. Однако нельзя забывать, что эндопротез – это, в первую очередь, биомеханическая система и только потом – инженерный проект по ее реализации. Как писал E. Morscher: «Инновации могут решить проблемы, но часто они создают новые...» [24]. Поэтому внедрение любого нового инженерного решения должно проходить тщательный отбор, что не всегда возможно ввиду необходимости длительных сроков наблюдения за пациентами и не всегда понятных клинических проявлений.

Целью представления данного наблюдения является привлечение внимания специалистов к проблеме болевого синдрома, связанного с иммунным ответом организма на частицы материала эндопротеза, источником которых могут стать любые модульные соединения, механическое взаимодействие компонентов эндопротеза при импинджменте или их разрушении.

Современные модели искусственных тазобедренных суставов прошли длительный путь эволюции от неуклюжих конструкций первой половины прошлого века до вершины современной технической мысли. Внедрение конусного соединения Морзе в протезостроении явилось началом развития так называемых модульных компонентов эндопротезов тазобедренного сустава [22]. Преимущества модульных систем для первичного эндопротезирования очевидны: они позволяют значительно упростить процесс имплантации бедренного компонента и дают возможность в определенных пределах изменить длину конечности и офсет. Инженерные решения с модульными шейками имели своей целью значительно расширить возможности хирурга по восстановлению индивидуальной анатомии пациента в отношении выравнивания длины нижних конечностей, адаптации офсета и коррекции антеверсии компонента, а также должны были позволить существенно упростить ревизионные вмешательства за счет увеличения обзора ацетабулярной области [11, 25].

В настоящее время многие крупные производители имплантатов для эндопротезирования суставов имеют в своей линейке различные модульные системы для первичного и ревизионного эндопротезирования, отличающиеся, в первую очередь, комбинациями материалов в модульных соединениях. Наиболее распространенные комбинации пары бедренного и шейечного модулей включают «кобальт-хром – кобальт-хром», «титан – титан» или «титан –

кобальт-хром». Заявленное преимущество последней пары в том, что эластичность бедренного модуля максимально приближается к кости, а прочность кобальт-хромовой шейки препятствует возникновению переломов, которые ранее наблюдались на шейечных модулях из титана [5]. Однако существуют опасения относительно развития выраженной коррозии в области модульного соединения разнородных сплавов [13].

Экстенсивный поиск причин и типов коррозии в области модульного соединения позволил сформировать гипотезу о том, что коррозия на фоне микроподвижности является основной причиной коррозии конусов, хотя точный механизм остается неизвестным.

Механически поддерживаемая коррозия – это комбинация целевой коррозии и фреттинг-коррозии на фоне микроподвижности, при которой пассивный оксидный слой разрушается в связи с непрекращающимися циклическими нагрузками [2, 9]. Повреждение поверхностной оксидной пленки обнажает незащищенный субстрат, что приводит к высвобождению ионов металла [2, 10, 14, 15, 17]. Пассивная пленка образуется вновь, но она менее устойчива к коррозии, поскольку образуется в условиях дефицита кислорода [2].

Увеличение числа модульных соединений (головка-шейка и шейка-ножка) увеличивает количество потенциальных участков фреттинг-коррозии, вызывая повышение уровня ионов металла в организме и увеличивая риск развития расшатывания эндопротеза. Недавно опубликованные серии наблюдений подчеркивают проблемы ранней несостоятельности модульных конструкций тазобедренного сустава. I.P. Gill с соавторами описали микроподвижность и коррозию на конусе шейечно-бедренного соединения ESKA двухмодульной ножки [16]. Они сообщили о повышении уровня ионов, что также подтвердилось в другой серии. Частота болевых ощущений в первой серии была существенно ниже (3/35), чем во второй (6/15).

A.R. Hsu с соавторами сообщили о случае формирования псевдоопухоли вследствие фреттинг-коррозии на конусе между шейкой и ножкой при использовании эндопротезов тазобедренного сустава Rejuvenate (Stryker) с полиэтилен-керамической парой трения [20].

H.J. Cooper с соавторами опубликовали результаты 12 случаев имплантации бедренного компонента Rejuvenate с аналогичными данными о коррозии в области интерфейса модульного соединения, приводившей к неблагоприятной реакции в местных тканях [8]. Вероятной причиной описанных местных реакций является

ся повышение концентрации ионов металлов в суставной жидкости [21].

Проблемы, возникшие при использовании модульных эндопротезов, заставили некоторых производителей отозвать с рынка свои имплантаты, среди которых системы с модульными параметрами как из одного, так и из разных материалов [23]. По данным австралийского регистра за

2014, кумулятивный риск ревизий модульных систем значительно превосходит обычные системы эндопротезирования, а для ряда систем в сроки наблюдения от 3 до 10 лет превышает 10%. Этот факт заставляет предположить, что имеют значение не только используемые материалы, но и конструктивные особенности модульных соединений (табл.).

Таблица

Кумулятивный процент ревизий при первичном тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава модульными шейечными компонентами (основной диагноз – деформирующий остеоартроз) [18]

Бедренный компонент	Пара модульного соединения	Кол-во ревизий	Кол-во операций	1 год	3 года	5 лет	7 лет	10 лет
ABGII (exch neck)	Ti/Co-Cr	40	228	4.0 (2.1, 7.5)	10.4 (6.9, 15.4)	–	–	–
Adapter	н/д	34	372	3.8 (2.3, 6.3)	7.4 (5.1, 10.6)	10.1 (7.2, 14.0)	10.8 (7.7, 15.2)	–
Арех	Ti/Ti	91	1992	2.7 (2.1, 3.5)	4.2 (3.3, 5.2)	5.0 (4.0, 6.2)	6.6 (5.1, 8.4)	–
F2L	Ti/Ti	60	687	3.2 (2.1, 4.8)	5.4 (4.0, 7.4)	6.8 (5.1, 9.0)	7.4 (5.7, 9.7)	8.5 (6.6, 10.9)
Femoral Neck (Amplitude)	Ti/Ti	10	379	0.8 (0.3, 2.4)	2.3 (1.0, 5.2)	5.0 (2.4, 10.2)	–	–
H-Max (exch neck)	FeCr alloy/ FeCr alloy	0	63	0.0 (0.0, 0.0)	0.0 (0.0, 0.0)	–	–	–
M-Cor	Ti/Ti	6	110	0.0 (0.0, 0.0)	2.8 (0.9, 8.4)	4.7 (2.0, 11.0)	–	–
M/L Taper Kinectiv	Ti/Ti	72	2244	2.2 (1.6, 2.9)	3.3 (2.6, 4.2)	–	–	–
MBA (exch neck)	Ti/Co-Cr	43	630	2.1 (1.2, 3.5)	4.1 (2.8, 6.1)	5.7 (4.0, 8.1)	6.9 (4.9, 9.5)	9.3 (6.8, 12.7)
MSA	Ti/Co-Cr	16	167	7.6 (4.4, 13.1)	–	–	–	–
Margron	Co-Cr/ Co-Cr	76	552	5.3 (3.7, 7.5)	7.3 (5.4, 9.9)	9.4 (7.2, 12.2)	12.6 (10.0, 15.7)	14.7 (11.8, 18.2)
Metha (exch neck)	Ti/Co-Cr	10	84	10.7 (5.7, 19.6)	11.9 (6.6, 21.0)	–	–	–
Profemur (exch neck)	Ti/Co-Cr	46	927	3.0 (2.1, 4.4)	4.8 (3.5, 6.5)	5.3 (3.9, 7.2)	6.7 (4.8, 9.4)	–
R120	Co-Cr/ Co-Cr	4	155	1.3 (0.3, 5.1)	2.9 (1.1, 7.5)	2.9 (1.1, 7.5)	–	–
Другие (5)	–	4	96	1.0 (0.1, 7.2)	3.4 (1.1, 10.2)	4.7 (1.8, 12.2)	–	–
ВСЕГО	–	512	8686	–	–	–	–	–

В России пока широко не столкнулись с ревизиями на фоне повышения уровня ионов металлов в плазме при использовании эндопротезов с модульными бедренными компонентами или парами трения металл-металл, и потому отсутствуют общепринятые подходы к скринингу концентрации ионов. Кроме того, в большинстве клиник отсутствует надлежащая лабораторная и инструментальная база. Поэтому в случае развития болевого синдрома у пациентов, которым установлены соответствующие эндопротезы, лечащий врач должен предполагать наличие у них, наряду с инфекционными осложнениями, неблагоприятных реакций на материалы имплантатов и продумать необходимое обследование, включающее изучение рентгенограмм оперированного сустава в динамике (для выявления зон остеолита или признаков расшатывания), выполнение диагностической пункции с последующими цитологическим и микробиологическим исследованиями, а в идеале – и выполнение МРТ сустава для исключения реактивного синовита и псевдоопухолевых образований. При этом необходимо отметить, что возможности инструментальной диагностики продолжают совершенствоваться. В частности, выполнение компьютерной и магнитно-резонансной томографии с применением программного алгоритма подавления металлических артефактов (MARS) может быть полезным при дифференциальной диагностике как расшатывания компонентов, так и визуализации неблагоприятной реакции мягких тканей [19].

Литература

- Денисов А.О., Шильников В.А., Байбородов А.Б., Ярмилко А.В. Профилактика иррадирующих болей после эндопротезирования тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2009;(3):125-126.
- Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Даниляк В.В., Куропаткин Г.В., Плиев Д.Г., Мясоедов А.А., Цыбин А.В. Биоматериалы, используемые в хирургии тазобедренного сустава. В кн.: *Руководство по хирургии тазобедренного сустава*. СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2014; Т. 1, гл. 3. с. 71-111.
- Шильников В.А., Денисов А.О. Алгоритмы дифференциальной диагностики болевого синдрома после эндопротезирования тазобедренного сустава. *Хирургия*. Приложение к журналу *Consilium Medicum*. 2013;(2): 20-24.
- Шильников В.А., Тихилов Р.М., Денисов А.О. Болевой синдром после эндопротезирования тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2008; (2):106-109.
- Atwood S.A., Patten E.W., Bozic K.J., Pruitt L.A., Ries M.D. Corrosion-induced fracture of a double-modular hip prosthesis: a case report. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2010; 92(6):1522-1525.
- Berry D.J., Harmsen W.S., Cabanela M.E., et al. Twenty-five year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2002; 84:171-177.
- Brown T.E., Larson B., Shen F. et al. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2002; 10:385.
- Cooper H.J., Urban R.M., Wixson R.L., Meneghini R.M., Jacobs J.J. Adverse local tissue reaction arising from corrosion at the femoral neck-body junction in a dual-taper stem with a cobalt-chromium modular neck. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2013; 95(10):865-872
- De Force B., Pickering H. A clearer view of how crevice corrosion occurs. *J. Met.* 1995; 47(9):22-27.
- Dujovne A.R., Krygier J.J., Wilson D.R., Brooks C.E. Fretting at the head/neck interface of modular hip prostheses. In: *Proceedings of the Fourth World Biomaterials Congress*; 1992 Apr. 24-28. Berlin, Germany. p 268.
- Dunar M.J. The proximal modular neck in THA: a bridge too far: affirms. *Orthopedics*. 2010; 33(9):640.
- Ethgen O., Bruyere O., Richey F. et al. Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2004; 86-A(5):963-974.
- Garbuz D.S., Tanzer M., Greidanus N.V., Masri B.A., Duncan C.P. The John Charnley Award: Metal-on-metal hip resurfacing versus large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2010; 468(2):318-325.
- Gilbert J.L., Buckley C.A., Lautenschlager E.P. Titanium oxide film fracture and repassivation: the effect of potential, pH, and aeration. In: *Medical applications of titanium and its alloys: The materials and biological issues*. Conshohocken, PA: ASTM; 1996. p 199-215.
- Gilbert J.L., Jacobs J.J. The mechanical and electrochemical processes associated with taper fretting crevice corrosion: a review, in modularity of orthopedic implants. In: Marlowe D.E., Parr J.E., Mayor M.B. (eds). *Modularity of orthopedic implants*. Conshohocken, PA: ASTM; 1997.
- Gill I.P., Webb J., Sloan K., Beaver R.J. Corrosion at the neck-stem junction as a cause of metal ion release and pseudotumour formation. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2012; 94(7):895-900.
- Goldberg J.R., Gilbert J.L. Electrochemical response of CoCrMo to high-speed fracture of its metal oxide using an electrochemical scratch test method. *J. Biomed. Mater. Res.* 1997; 37(3):421-431.
- Graves S., Davidson D., Tomkins A., de Steiger R., Vial R., Lewis P. Hip and Knee. *Arthroplasty Annual Report of Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry*. 2014. <https://aoanjrr.dmac.adelaide.edu.au/documents/10180/172286/Annual%20Report%202014>.
- Hart A.J., Satchithananda K., Liddle A.D., Sabah S.A., McRobbie D., Henckel J., Cobb J.P., Skinner J.A., Mitchell A.W. Pseudotumors in association with well-functioning metal-on-metal hip prostheses: a case-control study using three-dimensional computed tomography and magnetic resonance imaging. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2012; 94(4):317-25.
- Hsu A.R., Gross C.E., Levine B.R. Pseudotumor from modular neck corrosion after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. *Am. J. Orthop.* 2012; 41(9):422-426.
- Langton D.J., Jameson S.S., Joyce T.J., Gandhi J.N., Sidaginamale R., Mereddy P., Lord J., Nargol A.V. Accelerating failure rate of the ASR total hip replacement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2011; 93(8):1011-1016.
- Ling R.S., Charity J., Lee A.J., Whitehouse S.L., Timperley A.J., Gie G.A. The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report. *J. Arthroplasty*. 2009; 24(4):511-517.
- Molloy D.O., Munir S., Jack C.M., Cross M.B., Walter W.L., Walter W.K. Sr. Fretting and corrosion in modular-neck total hip arthroplasty femoral stems. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2014; 96(6):488-493.
- Morscher E.W. Failures and successes in total hip replacement – why good ideas may not work. *Scand. J. Surg.* 2003; 92(2):113-120.
- Noble P.C., Alexander J.W., Lindahl L.J., Yew D.T., Granberry W.M., Tullos H.S. The anatomic basis of femoral component design. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1988; 235:148-165.
- Perino G., Ricciardi B.F., Jerabek S.A., Martignoni G., Wilner G., Maass D., Goldring S.R., Purdue P.E. Implant based differences in adverse local tissue reaction in failed total hip arthroplasties: a morphological and immunohistochemical study. *BMC Clin. Pathol.* 2014; 14:39.
- Philpott A., Weston-Simons J.S., Grammatopoulos G., Bejon

P., Gill H.S., McLardy-Smith P. et al. Predictive outcomes of revision total hip replacement: a consecutive series of 1176 patients with a minimum 10-year follow-up. *Maturitas*. 2014; 77(2): 185-190.

28. Soderman P., Malchau H., Herberts P. et al. Outcome after total hip arthroplasty: Part II. Disease-specific follow-up and the Swedish National Total Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop. Scand*. 2001; 72:113-119.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Тихилов Рашид Муртузалиевич – д.м.н. профессор директор РНИИТО им. Р.Р. Вредена, профессор кафедры травматологии и ортопедии СЗГМУ им. И.И. Мечникова

Шубняков Игорь Иванович – к.м.н. Ученый секретарь

Коваленко Антон Николаевич – к.м.н. научный сотрудник

Цыбин Александр Владимирович – к.м.н. научный сотрудник

Румакин Василий Петрович – к.м.н. заведующий патологоанатомическим отделением

СВЯЗЬ С АВТОРАМИ:

e-mail: tonnchik@ya.ru (Коваленко А.Н.)

Рукопись поступила: 12.11.2014

PAIN SYNDROME IN PATIENT AFTER HIP REPLACEMENT WITH A DUAL-MODULAR FEMORAL COMPONENT (CASE REPORT)

R.M. Tikhilov^{1,2}, I.I. Shubnyakov¹, A.N. Kovalenko¹, A.V. Tsybin¹, V.P. Rumakin¹

¹ *Vreden Russian Research Institute for Traumatology and Orthopedics*

² *Mechnikov North Western State Medical University St. Petersburg, Russia*

Total hip replacements with dual-modular femoral components (stem-neck interface) allow optimization of hip joint biomechanics via selective restoration of femoral anteversion, offset, and limb length theoretically improving muscle function and stability. Potential disadvantages are the additional stem-neck interface and the possible generation of metal ions and debris by fretting and crevice corrosion.

The authors reported a case of patient with dual-modular stem presenting with pain and decreased function. Early-onset adverse inflammatory tissue reactions developed as a result of corrosion at the stem-neck interface of a dual-modular implant, requiring subsequent revision of well-fixed components with an extended trochanteric osteotomy. Additional examinations excluded infection. We consider that patients with a modular stem and neck junction and presenting with pain should be suspected on corrosion at the stem-neck interface and adverse inflammatory tissue reaction after infection exclusion.

Key words: total hip replacement, modular stem, fretting, corrosion, adverse inflammatory tissue reaction.

References

1. Denisov AO, Shilnikov VA, Baiborodov AB, Iarmilko AV. Profilaktika irradiiruiushchikh bolei posle endoprotezirovaniia tazobedrennogo sustava [Prevention irradiating pain after hip replacement]. *Travmatologiya i ortopedia Rossii* [Traumatology and orthopaedics of Russia]. 2009;(3):125-126. [in Russian].
2. Tikhilov RM, Shubnyakov II, Daniliak VV, Kuropatkin GV, Pliev DG, Myasoedov AA., Tsybin AV. Biomaterialy, ispolzuemye v khirurgii tazobedrennogo sustava [Biomaterials in hip surgery] In: Rukovodstvo po khirurgii tazobedrennogo sustava [Guidance on the hip surgery]: SPb.: RNIITO im. R.R. Vredena, 2014. T.1, Gl. 3. s. 71-111. [in Russian]
3. Shilnikov VA, Denisov AO. Algoritmy differentsialnoi diagnostiki bolevoogo sindroma posle endoprotezirovaniia tazobedrennogo sustava [Algorithms for the differential diagnosis for pain after hip replacement]. *Khirurgiya. Prilozhenie k zhurnalu Consilium Medicum* [The Surgery. Supplement to the journal Concilium Medicum]. 2013;(2): 20-24. [in Russian]
4. Shilnikov VA, Tikhilov RM, Denisov AO. Bolevoi sindrom posle endoprotezirovaniia tazobedrennogo sustava [Pain syndrome after hip replacement]. *Travmatologiya i ortopedia Rossii* [Traumatology and orthopaedics of Russia]. 2008; (2): 106-109. [in Russian]
5. Atwood SA, Patten EW, Bozic KJ, Pruitt LA, Ries MD. Corrosion-induced fracture of a double-modular hip prosthesis: a case report. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(6):1522-1525.
6. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME. et al. Twenty-five year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am*. 2002; 84:171-177.
7. Brown TE, Larson B, Shen F. et al. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 2002; 10:385.
8. Cooper HJ, Urban RM, Wixson RL, Meneghini RM, Jacobs JJ. Adverse local tissue reaction arising from corrosion at the femoral neck-body junction in a dual-taper stem with a cobalt-chromium modular neck. *J Bone Joint Surg Am*. 2013; 95(10):865-872
9. De Force B, Pickering H. A clearer view of how crevice corrosion occurs. *J Met*. 1995; 47(9):22-27.
10. Dujovne AR, Krygier JJ, Wilson DR, Brooks CE. Fretting at the head/neck interface of modular hip prostheses. In: *Proceedings of the Fourth World Biomaterials Congress*; 1992 Apr 24-28. Berlin, Germany. p 268.

11. Dunar MJ. The proximal modular neck in THA: a bridge too far: affirms. *Orthopedics*. 2010; 33(9):640.
12. Ethgen O, Bruyere O, Richy F. et al. Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *J Bone Joint Surg Am*. 2004; 86-A(5):963-974.
13. Garbuz DS, Tanzer M, Greidanus NV, Masri BA, Duncan CP. The John Charnley Award: Metal-on-metal hip resurfacing versus large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin Orthop Relat Res*. 2010; 468(2):318-325.
14. Gilbert JL, Buckley CA, Lautenschlager EP. Titanium oxide film fracture and repassivation: the effect of potential, pH, and aeration. In: Brown LA (ed.) *Medical applications of titanium and its alloys: The materials and biological issues*. Conshohocken, PA: ASTM; 1996. p. 199-215.
15. Gilbert JL, Jacobs JJ. The mechanical and electrochemical processes associated with taper fretting crevice corrosion: a review, in modularity of orthopedic implants. In: Marlowe DE Parr JE Mayor MB (eds). *Modularity of orthopedic implants*. Conshohocken, PA: ASTM; 1997.
16. Gill IP, Webb J, Sloan K, Beaver RJ. Corrosion at the neck-stem junction as a cause of metal ion release and pseudotumour formation. *J Bone Joint Surg Br*. 2012; 94(7):895-900.
17. Goldberg JR, Gilbert JL. Electrochemical response of CoCrMo to high-speed fracture of its metal oxide using an electrochemical scratch test method. *J Biomed Mater Res*. 1997 Dec 5;37(3):421-31.
18. Graves S, Davidson D, Tomkins A, de Steiger R, Vial R, Lewis P. Hip and Knee. *Arthroplasty Annual Report of Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry*. 2014. <https://aoanjr.dmac.adelaide.edu.au/documents/10180/172286/Annual%20Report%202014>.
19. Hart AJ, Satchithananda K, Liddle AD, Sabah SA, McRobbie D, Henckel J, Cobb JP, Skinner JA, Mitchell AW. Pseudotumors in association with well-functioning metal-on-metal hip prostheses: a case-control study using three-dimensional computed tomography and magnetic resonance imaging. *J Bone Joint Surg Am*. 2012; 94(4):317-325.
20. Hsu AR, Gross CE, Levine BR. Pseudotumor from modular neck corrosion after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. *Am J Orthop*. 2012; 41(9):422-426.
21. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Gandhi JN, Sidaginamale R, Mereddy P, Lord J, Nargol AV. Accelerating failure rate of the ASR total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2011; 93(8):1011-1016.
22. Ling RS, Charity J, Lee AJ, Whitehouse SL, Timperley AJ, Gie GA. The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report. *J Arthroplasty*. 2009; 24(4):511-517.
23. Molloy DO, Munir S, Jack CM, Cross MB, Walter WL, Walter WK Sr. Fretting and corrosion in modular-neck total hip arthroplasty femoral stems. *J Bone Joint Surg Am*. 2014; 96(6):488-493.
24. Morscher EW. Failures and successes in total hip replacement – why good ideas may not work. *Scand J Surg*. 2003; 92(2):113-120.
25. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res*. 1988; 235:148-165.
26. Perino G, Ricciardi BF, Jerabek SA, Martignoni G, Wilner G, Maass D, Goldring SR, Purdue PE. Implant based differences in adverse local tissue reaction in failed total hip arthroplasties: a morphological and immunohistochemical study. *BMC Clin Pathol*. 2014; 14:39.
27. Philpot A, Weston-Simons J S, Grammatopoulos G, Bejon P, Gill HS, McLardy-Smith P, Gundle R, Murray DW, Pandit H. Predictive outcomes of revision total hip replacement: A consecutive series of 1176 patients with a minimum 10-year follow-up. *Maturitas*, 2014, 77(2):185-190.
28. Soderman P, Malchau H, Herberts P. et al. Outcome after total hip arthroplasty: Part II. Disease-specific follow-up and the Swedish National Total Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*. 2001; 72:113-119.

AUTHOR'S INFORMATION:

Tikhilov Rashid M. – professor director of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, professor of department of traumatology and orthopedics of Mechnikov North Western State Medical University

Shubnyakov Igor I. – academic secretary

Kovalenko Anton N. – researcher of scientific department of treatment injuries and its consequences

Tsybin Alexander V. – researcher of the scientific department of hip pathology

Rumakin Vasily P. – the chief of pathology department

CORRESPONDING AUTHOR:

e-mail: tonnchik@ya.ru (Kovalenko AN)