



Исследование триботехнических узлов трения эндопротезов тазобедренного сустава

Х.С. Дустов, Н.С. Гаврюшенко

ФГБУ Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии
им. Н.Н. Приорова, г.Москва, Россия

Представлены результаты измерения крутящего момента в узлах трения эндопротезов «ИЛЪЗА». Показано, что применённая пара трения обеспечивает получение крутящих моментов, сопоставимых с натуральными здоровыми суставами. Расчётные данные показывают, что с помощью эндопротезов возможно не только полностью восстановить подвижность в суставе, но и превзойти крутящий момент здорового натурального сустава. Установлено, что головка, покрытая оксидной титановой керамикой, обладает более высокими триботехническими качествами и является перспективной для внедрения. Описанный механизм разрушения металло-полимерных узлов трения эндопротезов раскрывает причину резкого повышения сил трения в металло-полимерных парах, что указывает на необходимость повышения её устойчивости к разрушению силами трения.

Ключевые слова: эндопротезы суставов, титановая керамика, коэффициент трения, коэффициент восстановления подвижности сустава

Актуальность. Жизнеспособность эндопротезов тазобедренного сустава в большинстве случаев зависит от сохранности узла трения. Сохранение первоначальной формы трущихся поверхностей позволяет избежать многих неприятных осложнений в последующий после эндопротезирования период жизни пациента [1,2]. Узел трения подвергается многофакторному воздействию окружающей среды и разнонаправленного воздействия силовых потоков. Неизбежным злом в процессе эксплуатации эндопротеза проявляет себя трение [3]. Фактически являясь скрытым явлением, трение проявляет себя результирующими факторами, а именно: изнашиванием поверхностей, разогревом и катастрофическим разрушением изделия.

Продукты износа металлических сплавов являются инициаторами агрессивных радикалов [1,4]. Они вызывают воспалительные процессы биологических тканей и ускоряют разрушение головки и чашки.

В настоящее время слабым звеном узлов трения является полиэтилен. Считается, что он начинает разрушаться первым, и поэтому ему подыскиваются альтернативные заменители в виде сплавов, керамики и др. материалов. Работы, посвящённые изучению повышения износостойкости полиэтилена, являются востребованными и актуальными.

В настоящей работе авторами изучались триботехнические свойства узлов трения пары «сплав

титановый - полиэтилен». Наряду с этим описывается представление авторов о пусковом механизме разрушения трущихся поверхностей эндопротеза тазобедренного сустава, которое позволяет по-новому взглянуть на процесс разрушения эндопротезов.

Цель исследования: определение трибологических характеристик узлов трения эндопротезов тазобедренного сустава типа «ИЛЪЗА».

Материал и методы. В испытательную лабораторию ФБГУ ЦИТО им.Н.Н.Приорова были представлены две, различные по внешнему виду, группы головок эндопротезов.

Первая группа представляла собой металлические головки золотистого цвета, изготовленные из материала «ТИУДИН» на основе сплава ВТ6, имеющего ультрадисперсную структуру (ТВО) и модифицированную азотом поверхность [5] (образцы №1-4).

Вторая группа образцов головок эндопротезов была из аналогичного материала, но полностью покрыта керамикой, полученной путём окисления поверхности на несколько сотен микрон по глубине (образец №5).

Испытания проводились на универсальной испытательной машине «ЦВИК 1464». Точность измерений, обеспечиваемых датчиками машины в используемом диапазоне измерений, составляет $\pm 0,5\%$. Определялся крутящий момент головок по сверхвысо-

комолекулярному полиэтилену при нагрузке 2250 Н и скорости вращения 0,5 Гц в течение 600 сек. Из полученных данных рассчитывались коэффициент трения и коэффициент восстановления подвижности сустава в соответствии с методикой, изложенной в ГОСТ Р 52640-2006 [6].

Результаты и их обсуждение. Результаты испытаний различных образцов эндопротезов и расчётные параметры представлены в таблице.

Эндопротезы тазобедренного сустава обеспечивают достаточно полное восстановление его функции.

Наиболее уязвимым местом, приводящем к разрушению искусственного сустава, является узел трения. Из строя выходит не только полимерная ацетабулярная чашка (или вкладыш), но и головка, выполненная, как правило, из износостойких металлических сплавов (рис. 1 и 2). Как правило:

1. Извлечённые из суставов пациентов головки и чашки эндопротезов имеют повреждённые поверхности (рис.1).
2. Вязкая смесь продуктов износа имеет серый цвет (рис.2).
3. Мышцы, окружающие эндопротез, имеют чёрный цвет (рис.2).

ТАБЛИЦА. РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПЫТАНИЯ УЗЛОВ ТРЕНИЯ С ГОЛОВКАМИ ИЗ ТИТАНОВОГО СПЛАВА

№№ обр.	Образец, допуски размеров и номера образцов		Определяемые параметры		
	Головка	Чаша или вкладыш	Крутящий момент, Нм	Коэффициент трения	Коэффициент восстановле- ния подвижно- сти сустава, %
1.	Ø28 ^{-0,5} мм, из ВТ6+ТВО, №03001	Чаша Ø28 ^{+0,3} _{+0,1} мм, из СВМПЭ (хирулен), № 02008	1,3	0,041	115
2.	Ø28 ^{-0,5} мм, из ВТ6+ТВО, №03009	Чаша Ø28 ^{+0,3} _{+0,1} мм, из СВМПЭ (хирулен), №02010	1,4	0,044	107
3.	Ø28 ^{-0,5} мм, из ВТ6+ТВО, №03015	Вкладыш Ø28 ^{+0,3} _{+0,1} мм, из СВМПЭ (хирулен), №01017	1,0	0,032	150
4.	Ø28 ^{-0,5} мм, из ВТ6+ТВО, №03019	Вкладыш Ø28 ^{+0,3} _{+0,1} мм, из СВМПЭ (хирулен), № 01020	1,0	0,032	150
5.	Ø28 ^{-0,5} мм, из ВТ6+TiO ₂ , №03023	Чаша Ø28 ^{+0,3} _{+0,1} мм, из СВМПЭ (хирулен), № 01006	0,7	0,022	214

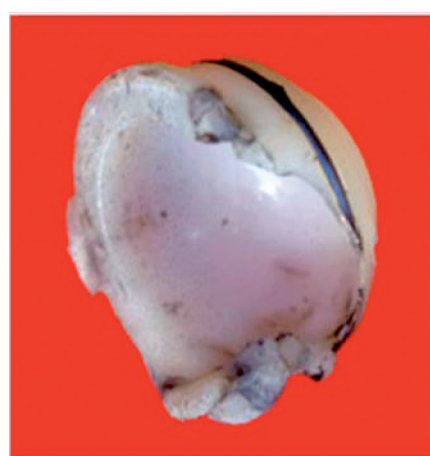
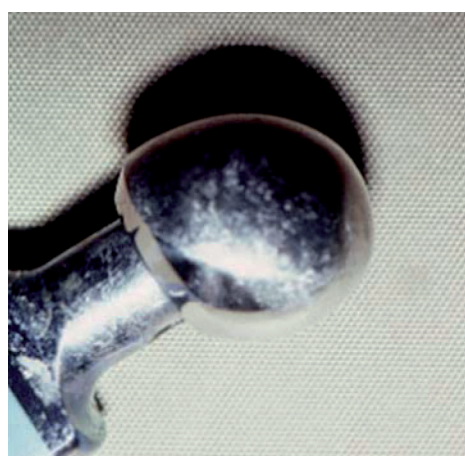


РИС.1. ВНЕШНИЙ ВИД ГОЛОВКИ И ЧАШКИ, ИЗВЛЕЧЁННОГО РАЗРУШЕННОГО ЭНДОПРОТЕЗА
(ФОТО ПРЕДОСТАВЛЕНО ПРОФ. КРОЙТОРОМ Г.М., Г. КИШИНЁВ)



**РИС. 2. ВНЕШНИЙ ВИД ТКАНЕЙ, ИЗВЛЕЧЁННЫХ ИЗ ПЕРИФЕРИЧЕСКОГО ПРОСТРАНСТВА
(ФОТО ПРЕДОСТАВЛЕНО ПРОФ. КРОЙТОРОМ Г.М., Г. КИШИНЁВ)**

Повторное протезирование сопровождается удалением не только самого протеза, но и мягких тканей, импрегнированных продуктами изнашивания.

По внешнему виду извлечённых тканей и оставшихся фрагментов эндопротеза невозможно установить с чего началось разрушение узла трения. Однако можно предположить определённо, что разрушение начинается с момента непосредственного контакта трущихся поверхностей. Этот контакт становится возможным только в случае разрыва смазывающей плёнки, разделявшей трущиеся поверхности. После разрыва смазывающей плёнки вступает в игру сила трения. Именно она, главным образом, становится разрушительным фактором. При этом, когда сила трения превышает прочность связи поверхностных слоёв с телом головки или чашки, происходит отрыв и перенос частиц тела с одной поверхности на другую.

Изучение процесса истирания различных сочетаний материалов в лабораторных условиях на универсальной испытательной машине ЦВИК 1464 (ФРГ) и вибротрибометре «OPTIMOL SRV» (рис.3) позволило сделать некоторые наблюдения [3]. Так, при низких и умеренных нагрузках разрушение сверхвысокомолекулярного полиэтилена при скольжении по нему металлической головки не происходит весьма длительное время. Наблюдается оттеснение материала, монотонное увеличение коэффициента трения (рис.4). Момент начала разрушения уловить трудно. И только при высоких нагрузках момент начала разрушения поверхностей в узле трения можно установить достаточно чётко.

На диаграммах он характеризуется резким повышением коэффициента трения с 0,15-0,2 до 0,4-0,5 и разогревом металлического компонента до 80оС.

При осмотре трущихся деталей узла трения, после испытания обнаруживаются следы металла на поверхности полиэтиленовой чашки и полосы истирания на металлической головке. Следы металла буквально размазаны по поверхности полиэтилена.



**РИС.3.УНИВЕРСАЛЬНАЯ ИСПЫТАТЕЛЬНАЯ
МАШИНА ЦВИК-1464 (СЛЕВА)
И ВИБРОТРИБОМЕТР «OPTIMOL SRV» (СПРАВА)**



**РИС.4. ОТТЕСНЕНИЕ ПОЛИЭТИЛЕНА, ОТМЕЧАЕМОЕ
ПОСЛЕ ИСПЫТАНИЯ УЗЛА ТРЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА
ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА**

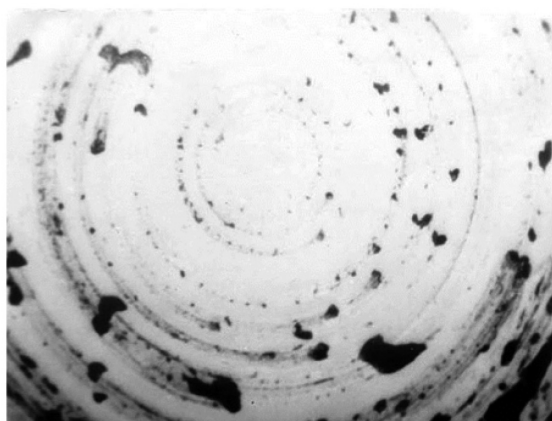


РИС 5. ПЕРЕНОС МЕТАЛЛА С ГОЛОВКИ НА ПОЛИМЕРНУЮ ПОВЕРХНОСТЬ ЧАШКИ

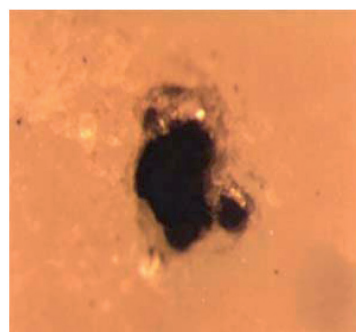
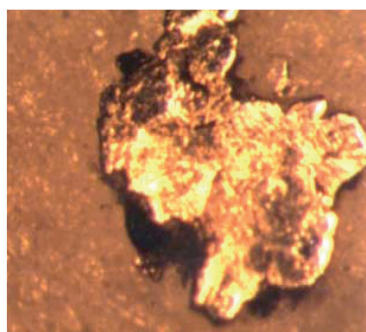
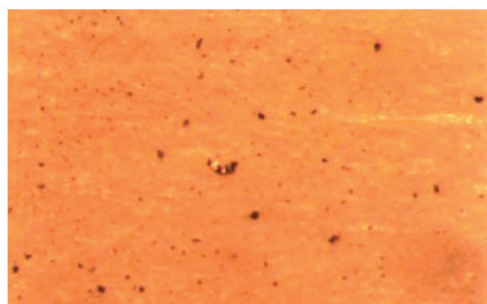


РИС. 6. ВНЕШНИЙ ВИД ЧАСТИЦ ИЗНОСА ГОЛОВКИ, ЗАМУРОВАННЫХ В ТЕЛО ПОЛИЭТИЛЕНОВОЙ ЧАШКИ

Особенно ярко разрушение трущихся пар проявляется в узлах трения, где головка изготовлена из коммерческого титанового сплава ВТ6 (рис.5). Здесь обнаруживаются не только следы металла, но и крупные металлические частички, вырванные из тела головки и внедрившиеся в тело чашки. Видно, как они подвергались полировке. Вокруг них находится расплавленный полиэтилен, что свидетельствует о сильном разогреве частиц от трения (рис.6).

Описанные выше наблюдения позволяют по-новому взглянуть на процесс разрушения металло-полимерных узлов трения.

Известно, что коэффициент трения 0,4-0,5 характерен для пары трения «металл по металлу». Коэффициент трения в металло-полимерной паре

составляет 0,15-0,20. Это значит, что наблюдаемое нами резкое возрастание крутящего момента в паре трения «металл-полимер» связано ни с чем иным, как с появлением контакта «металл-металл». Частички металлического сплава, перенесённые с головки на поверхность полиэтилена, превращают металло-полимерный контакт в металло-металлический. Разрушение металла головки во вновь образованной паре идёт интенсивно, происходит разогрев компонентов узла трения. Разогрев от трения металлических частичек передаётся полиэтилену и ведёт к его плавлению и потере прочностных свойств. В результате этого происходит деформация полиэтиленовой чашки и последующее разрушение.

Известно, что головки эндопротезов, изготовленные на отечественных предприятиях в 90-е годы из про-



РИС. 7. ПОЛИМЕРНЫЕ ЧАШКИ, ИЗВЛЕЧЁННЫЕ ИЗ СУСТАВОВ ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ РАЗРУШЕНИЯ

мышленного титанового сплава ВТ6, подвергались катастрофическому износу в ближайшие 3-4 года после операции, уничтожая вместе с собой и полимерные чашки (рис.7). При этом пациенты ощущали жжение в месте локализации узла трения.

Эти факты вызвали недоверие к титановым головкам. Однако в последние годы исследования, проведённые в МАТИ-РГТУ им. К.Э.Циолковского, позволили показать, что сплавы на основе титана способны сравняться по триботехническим свойствам и даже потеснить сплавы на основе кобальта. Было доказано, что после специальной термоводородной обработки они приобретают свойства, триботехнические характеристики которых, не уступают сплавам на основе кобальта [3,5]. А с учётом низкой радикал-образующей активности продуктов их износа, титановым сплавам следует отдать предпочтение [4].

Работы по улучшению свойств сплавов на основе титана успешно продолжаются и особенно важно то, что на основании этих исследований открываются реальные, практические перспективы дальнейшего улучшения триботехнических характеристик титановых сплавов. В настоящее время производителями эндопротезов отдаётся предпочтение обработке, представленной образцами 1-4, обеспечивающей гарантийный срок эксплуатации до десяти лет [5].

ВЫВОДЫ:

1. Приведённые в таблице результаты измерения крутящего момента в узлах трения эндопротезов «ИЛБЗА» свидетельствуют о том, что применённая пара трения обеспечивает получение крутящих моментов, сопоставимых с натуральными здоровыми суставами. Расчётные данные показывают, что исследуемые узлы трения позволяют не только полностью восстановить подвижность в суставе, но и превзойти крутящий момент здорового натурального сустава, который по данным работы [3] составляет 1,5 Нм. Из полученных данных следует, что головка, покрытая оксидной титановой керамикой (образец №5), обладает

более высокими триботехническими качествами и является перспективной для внедрения.

2. Описанный механизм разрушения металло-полимерных узлов трения эндопротезов указывает на необходимость повышения её устойчивости к разрушению силами трения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Применение материалов на основе титана для изготовления медицинских имплантатов /А.А. Ильин, С.В. Скворцова, А.М. Мамонов, В.Н. Карпов// Металлы. – 2002. – №3. – С.97-104
2. ГОСТ Р 52640-2006 Имплантаты для хирургии. Замещение сустава тотальным эндопротезом. Определение долговечности работы узла трения эндопротеза тазобедренного сустава методом оценки крутящего момента.
3. Булгаков В.Г. Трибохимический компонент развития окислительного стресса при имплантации искусственных суставов / В.Г.Булгаков [и др.] //Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова. – 2012. – №2. – С.56-59
4. Гаврюшенко Н.С. Материаловедческие аспекты создания эрозионностойких узлов трения искусственных суставов человека: автореф. дис. ... д-ра тех. наук / Н.С.Гаврюшенко. М.:МАТИ-РГТУ им. К.Э.Циолковского, 2000. – 48 с.
5. Ingham E. Biological reactions to wear debris in total joint replacement / E. Ingham, J. Fisher // Proc Instn. Mech. Engrs 214 Part H. – 2000. – P. 21-37
6. Гаврюшенко Н.С. Радикал-образующая способность износа – важный критерий выбора ортопедических материалов /Н.С. Гаврюшенко, В.Г. Булгаков, В.Ф. Цепалов// Научные труды ИЦ МАТИ. – Вып. 11 (83). – М., 2006. – С.279-283



Summary

Study tribotechnical friction units of hip endoprosthesis

H.S. Dustov, N.S. Gavryushenko

FSBI Central Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopedics named after NN Priorov, Moscow, Russia

The results of rotational moment measurement in friction units of endoprosthesis «Ilsa» are presented. It was shown that the used pair of friction provides reception of torque, comparable to the natural healthy joint. The calculated data show that with by help of implants not only the joint mobility can be fully restored, but torque of a healthy natural joint can be exceeded. It was found that a head covered by titanium oxide ceramics has better tribological properties and is promising for implementation. Described mechanism of failure of metal-polymer friction units reveals reason for the sharp increase of friction in metal-polymer pairs, which indicates the need to increase its resistance to the destruction of the forces of friction.

Key words: joint implants, titanium ceramics, friction coefficient, the coefficient of restitution in joint mobility

АДРЕС ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕНЦИИ:

Гаврюшенко Николай Свиридович – ведущий научный сотрудник ФГБУ ЦИТО им. Н.Н.Приорова; Россия, г. Москва, ул.Н.Н. Приорова, 10
E-mail: testlabcito@mail.ru