

УДК 621.793; 548.735

ПОВЫШЕНИЕ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ПАРЫ ТРЕНИЯ ТИТАН–ХИРУЛЕН

С. Е. ШЕЙКИН¹, А. В. РУТКОВСКИЙ², И. Ю. РОСТОЦКИЙ¹,
Д. В. ЕФРОСИНИН¹, В. К. БОНДАРЬ³

¹ Институт сверхтвердых материалов им. В. Н. Бакуля НАН Украины, Киев;

² Институт проблем прочности им. Г. С. Писаренко НАН Украины, Киев;

³ Киевский городской ортопедический центр эндопротезирования, хирургии и реабилитации, КГКБ № 12

Приведены результаты исследования триботехнических характеристик чистого титана и сплава Co–Cr–Mo в паре с хирулуеном в близких к работе имплантированного шарнирного сочленения условиях.

Ключевые слова: пара трения, титан VT1-0, сплав Co–Cr–Mo, интенсивность износа, коэффициент трения, эндопротез тазобедренного сустава.

Эндопротезирование суставов путем частичной или полной их замены искусственными компонентами – эффективный метод восстановления работоспособности человека. В настоящее время в мире ежегодно производится около одного миллиона таких операций, хотя по данным Всемирной организации здравоохранения в них нуждается один человек на каждую тысячу [1, 2].

Сегодня в практике костной хирургии Украины применяют в основном импортные эндопротезы тазобедренного сустава, поскольку отечественных производится недостаточно и по качеству они, как правило, хуже. Из-за высокой стоимости импортных изделий многие потенциальные потребители лишаются возможности вернуться к полноценной жизни. Таким образом, эндопротезирование суставов в Украине – чрезвычайно важная медико-социальная проблема и исследования в этом направлении чрезвычайно актуальные.

Шарнирное сочленение (сферическая головка и ацетабулярная чашка), представляющее собой пару трения, – важнейший элемент эндопротеза сустава, часто определяющий срок службы изделия в целом (рис. 1).

Установлено, что лучшими для изготовления головки эндопротеза являются сплавы на основе титана и Co–Cr–Mo [3, 4]. При этом, исходя из требований биосовместимости, наиболее подходящий материал – чистый титан. Однако он обладает низкими механическими и триботехническими характеристиками [5–8], что не позволяет использовать детали из него в парах трения. Необходимое условие успешного применения чистого титана – модификация его рабочей поверхности, т.е. достижение оптимального сочетания механических и триботехнических характеристик. В качестве материала ацетабулярной чашки в паре с металлической головкой наиболее часто используют хирулен (сверхвысокомолекулярный полиэтилен – СВМПЭ) [3].

Цель настоящей работы – исследовать триботехнические характеристики чистого титана в паре с СВМПЭ в условиях, приближающихся к работе имплантированного шарнирного сочленения. Для сравнения в тех же условиях испытывали образцы из сплава Co–Cr–Mo ($HV = 4,5$ GPa) производства ПО “Моторсіч”.

Контактная особа: С. Е. ШЕЙКИН, e-mail: sheykin2003@ukr.net

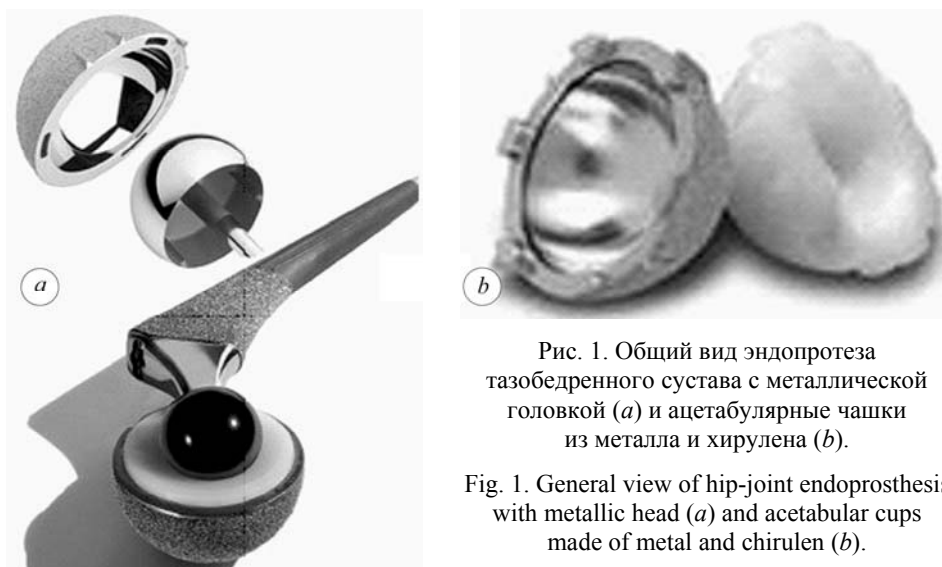


Рис. 1. Общий вид эндопротеза тазобедренного сустава с металлической головкой (а) и ацетабулярные чашки из металла и хирулена (b).

Fig. 1. General view of hip-joint endoprosthesis with metallic head (a) and acetabular cups made of metal and chirulena (b).

Установлено [6, 9], что вследствие азотирования трущейся поверхности чистого титана существенно повышается его износостойкость, стойкость против схватывания и улучшаются антифрикционные свойства. Для этой цели применили разработанную в Институте проблем прочности НАН Украины технологию ионно-плазменного термоциклического азотирования (ИПТА) [10], которая имеет ряд преимуществ по сравнению с изотермическим азотированием. На обрабатываемую деталь воздействуют короткими импульсами плазменного потока большой амплитуды (рис. 2), что приводит к циклическому изменению напряженно-деформированного состояния поверхности (рис. 3). В результате создаются условия для аномальной диффузии азота, перераспределения компонентов в твердом растворе, измельчения фаз, а следовательно, повышения твердости, прочности и ударной вязкости поверхностного слоя. ИПТА позволяет избежать фазовых превращений и охрупчивания материала, изменения геометрии изделия, а также дальнейшей механической обработки, т.е. является финишной операцией.

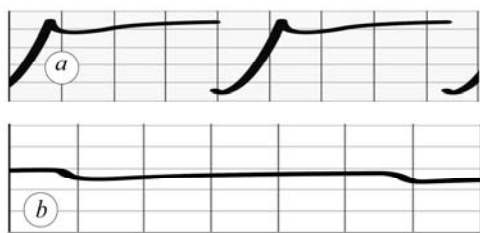


Рис. 2. Fig. 2.

Рис. 2. Форма импульса: а – ИПТА; b – изотермическое азотирование.

Fig. 2. The form of impulse: a – IPTN; b – isothermal nitriding.

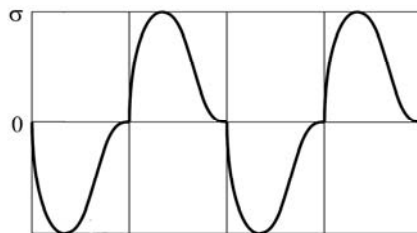


Рис. 3. Fig. 3.

Рис. 3. Характер изменения напряженного состояния поверхности детали в процессе ИПТА.

Fig. 3. The character of the surface stress state of a detail at IPTN.

Азотировали образцы в смеси газов азота и аргона (в соотношении 1:1) при рабочем токе 3 А, напряжении 440 В и рабочем давлении газовой среды в камере ~ 250 Па при циклическом колебании температуры в диапазоне 620...540°C. Испытывали на машине торцевого трения по схеме кольцо–плоскость. В качестве материала контртела использовали хирулен ISO5834-2. Контактное давление и скорость относительного перемещения выбирали согласно стандарта ASTM F732-82.

Скорость v скольжения образца по контртелу составляла 0,057 м/с, контактное давление 3,5 МПа. Металлический образец силой P прижимали к неподвижному контртелу из хирулена. Контртело представляло собой цилиндр \varnothing 0,052 м и высотой 0,015 м. Шероховатость его рабочей поверхности $R_a = 0,4$ μm . Рабочую поверхность металлических образцов полировали до зеркального блеска. В процессе исследований тензометрическими динамометрами измеряли осевую нагрузку и момент трения. Износ металлического компонента контролировали электронным микрометром IP-54, форму и глубину канавки износа на поверхности контртела СВМПЭ фиксировали профилографированием на приборе ВЭИ Калибр мод. 201. Износ деталей пары трения оценивали через каждые четыре километра пути при суммарном пути трения 120 000 м. При этом учитывали лишь характеристики, полученные после окончания периода приработки (~ 400 м). Для спектральной рентгенографии поверхностного слоя титановых образцов после ИПТА использовали прибор ДРОН-3Г в медном излучении с графитовым монохроматором.

В качестве рабочей жидкости в экспериментах применяли плазму крови человека. Это обусловлено тем, что в ней и в синовиальной жидкости (СЖ) присутствуют одинаковые компоненты, определяющие условия трения в сочленении. Трибологическая функция СЖ реализуется благодаря наличию в ней жидкокристаллических компонентов (ЖК) в виде сложных эфиров кислот холестерина [11, 12]. Результаты проведенных ранее исследований в растворе Рингера (моделирующего агрессивность биологической среды человеческого тела) либо в условиях сухого трения [13, 14] нельзя признать корректно описывающими функциональные характеристики сочленения эндопротеза сустава. В поверхностном слое азотированного образца на глубине ~ 9 μm идентифицируются три компонента: α -Ti, TiN и незначительное количество Ti_2N (рис. 4).

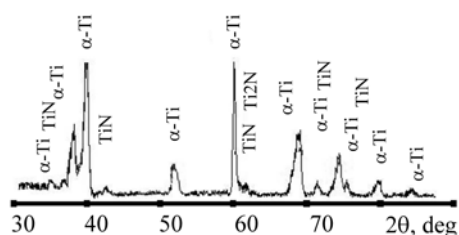


Рис. 4. Рентгенограмма рабочей поверхности титановых образцов после ИПТА.

Fig. 4. X-ray a working surface of the titanium specimens after IPTN.

На рис. 5 приведены графики изменения коэффициента трения в процессе испытаний образцов на машине торцевого трения. При исследовании пары неазотированный ВТ1-0–СВМПЭ как в плазме крови, так и в растворе Рингера наблюдали практически мгновенное намазывание титана на СВМПЭ (см. таблицу и рис. 6) и повышенное значение коэффициента трения (рис. 5а). Ввиду ее очевидных неудовлетворительных триботехнических характеристик износ деталей не фиксировали и эксперимент прекращали после прохождения пути трения 1200 м. В данном случае, по-видимому, титан взаимодействует с хируленом по схеме, описанной ранее [8]. Частицы износа титана внедряются в поверхность хирулена, с ними взаимодействует титан образца и при этом начинает интенсивно изнашиваться, в результате обратного переноса частиц износа и образования наростов изнашивание хирулена ускоряется.

Интенсивный износ и нестабильность пары, в которой применяли титан и его сплавы без какой-либо модификации рабочей поверхности, зафиксировали и другие авторы [15, 16]. В остальных исследованных парах изнашивался лишь хирулен.

Как видно из рис. 5, во всех испытаниях присутствует период приработки, в конце которого на образце хирулена появляется дорожка износа с глубиной приблизительно равной исходной высоте микронеровностей (рис. 6b). По краям до-

рожки, как правило, образуются наплывы, обусловленные пластическим течением хирулена в зоне контакта. Во время приработки сила трения может значительно колебаться. Далее стабилизируется и практически не меняется.

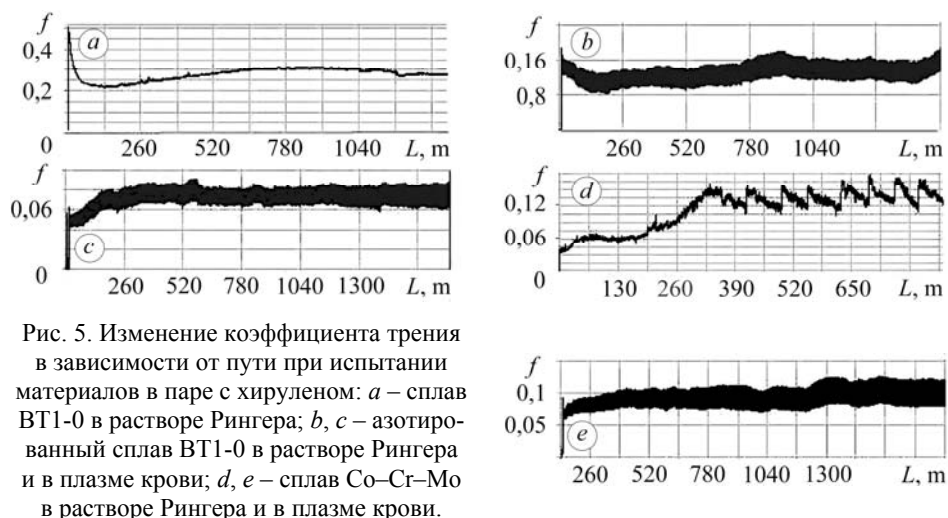


Рис. 5. Изменение коэффициента трения в зависимости от пути при испытании материалов в паре с хируленом: *a* – сплав BT1-0 в растворе Рингера; *b, c* – азотированный сплав BT1-0 в растворе Рингера и в плазме крови; *d, e* – сплав Co–Cr–Mo в растворе Рингера и в плазме крови.

Fig. 5. Dependence of the friction coefficient on the distance during tests of materials in pair with chirulena: *a* – BT1-0 alloy in the Ringer's solution; *b, c* – nitrided BT1-0 alloy in the Ringer's solution and in the blood plasma; *d, e* – Co–Cr–Mo alloy in the Ringer's solution and in the blood plasma.

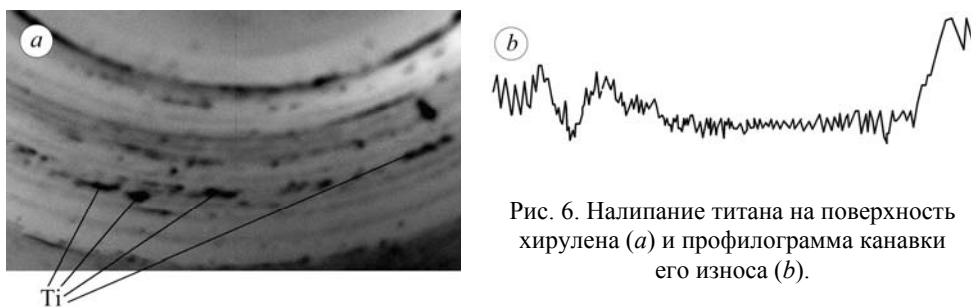


Рис. 6. Налипание титана на поверхность хирулена (*a*) и профилограмма канавки его износа (*b*).

Fig. 6. Adherence of titanium on the surface of chirulena (*a*) and the groove profilogram of chirulena wear (*b*).

Коэффициент трения (f) и интенсивность износа (I) пар трения в плазме крови и растворе Рингера

Пара трения	Плазма		Раствор	
	f	$I \times 10^3, \text{mm}^3/\text{m}$	f	$I \times 10^3, \text{mm}^3/\text{m}$
BT1-0 (н/аз.)–СВМПЭ	–	Высокая	0,24	Высокая
BT1-0 (аз.)–СВМПЭ	0,070...0,083	0,75...0,95	0,11...0,13	1,85...1,95
Co–Cr–Mo – СВМПЭ	0,1	2,12	0,15	3,42

Пара азотированный BT1-0–СВМПЭ по функциональным характеристикам (сопротивлению истиранию, антифрикционным свойствам) превосходит другие испытанные пары (см. таблицу). Необходимо отметить, что даже после пути трения 120 000 м износ титанового образца в ней не зафиксирован.

Очевидно, что пары трения азотированный BT1-0–СВМПЭ и Co–Cr–Mo – СВМПЭ в плазме крови показывают лучшие эксплуатационные характеристики, чем в растворе Рингера. В частности, при испытаниях обеих пар коэффициент трения в плазме крови меньше приблизительно в полтора раза, нежели в растворе

Рингера. Износ СВМПЭ в паре азотированный ВТ1-0–СВМПЭ меньше в 2,5 раза, в паре Со–Сг–Мо – СВМПЭ – в 1,6 раза.

ВЫВОДЫ

Установлено, что условия трения деталей сочленения в плазме крови и растворе Рингера существенно отличаются. Экспериментальные данные, полученные в плазме крови, более корректно воспроизводят условия работы имплантированного в человеческое тело искусственного сочленения. По функциональным характеристикам пара азотированный сплав ВТ1-0–СВМПЭ существенно превосходит традиционно применяемую в практике эндопротезирования пару Со–Сг–Мо – СВМПЭ. Коэффициент трения в ней ниже на 25%, а износ – на 60%.

РЕЗЮМЕ. Наведено результати дослідження триботехнічних характеристик чистого титану і сплаву Со–Сг–Мо в парі з хіруленом у наближених до роботи імплантованого шарнірного зчленування умовах.

SUMMARY. Results of the investigations of tribotechnical characteristics of pure titanium and Co–Cr–Mo alloy in pair with chirulen are given for the conditions close to the functioning of the implanted hinged joint.

1. *Неверов В. А., Закари С. М.* Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава. – С.-Петербург: Образование, 1997. – 112 с.
2. *Grady-Benson J.* Revision hip replacement surgery // *Current Orthopedics.* – 1995. – № 9. – Р. 9–20.
3. *Пинчук Л. С., Николаев В. И., Цветкова Е. А.* Эндопротезирование суставов: технические и медико-биологические аспекты. – Гомель: ИММС НАНБ, 2003. – 300 с.
4. *Филиппенко В. А., Тянькут А. В.* Эволюция проблемы эндопротезирования суставов // *Международ. мед. журн.* – 2009. – № 1. – С. 70–74.
5. *Загородний Н. В., Калашников С. А., Магомедов Х. М.* Низкофрикционные эндопротезы в хирургии тазобедренного сустава // *Вестник РУДН. Сер. Медицина.* – 2002. – № 2. – С. 52–56.
6. *Структура и триботехнические свойства субмикроструктурного титана, модифицированного ионами азота / А. В. Белый, В. А. Кукарко, А. Г. Кононов и др.* // *Трение и износ.* – 2008. – 29, № 6. – С. 571–577.
7. *Иголкин А. И.* Титан в медицине // *Титан.* – 1993. – № 1. – С. 86–90.
8. *Титановые сплавы в машиностроении / Б. Б. Чечулин, С. С. Ушков, И. Н. Разуваева, В. Н. Гольдфайн.* – Л.: Машиностроение, 1977. – 248 с.
9. *Федірко В. М., Погрелюк І. М.* Азотування титану та його сплавів. – К.: Наук. думка, 1995. – 220 с.
10. *Оптимизация технологии нанесения покрытий по критериям прочности и износостойкости / Б. А. Ляшенко, Е. К. Соловых, В. И. Мирненко и др.* – К.: Ин-т проблем прочности им. Г. С. Писаренко НАН Украины, 2010. – 193 с.
11. *Чернякова Ю. М., Пинчук Л. С.* Синовиальный сустав как умный узел трения // *Трение и износ.* – 2007. – 28, № 4. – С. 410–417.
12. *Ермаков С. Ф.* Трибофизика жидких кристаллов. – Гомель: ИММС НАН Беларуси, 2008. – 232 с.
13. *An energy-based model for the wear of UHMWPE / R. Colaco, M. P. Gispert, A. P. Serro, and V. Saramago* // *Tribology Letters.* – 2007. – 26, № 2. – Р. 119–124.
14. *Влияние анизотропии сапфира на иммунологические, трибологические и прочностные характеристики материала / О. А. Розенберг, А. А. Шульженко, С. В. Сохань и др.* // *Високі технології в машинобудуванні: Зб. наук. пр. НТУ “ХПІ”.* – Харків, 2007. – Вип. 2 (15). – С. 190–201.
15. *Ion implantation for biomaterials / J. Rieu, A. Pichat, L. M. Rabbe, and M. Robelet* // *Materials Science Forum Vols.* – 1992. – 102-104. – Р. 505–514.
16. *Низкотемпературное ионное азотирование имплантов из титанового сплава ВТ20 в различных структурных состояниях / А. А. Ильин, С. В. Скворцова, Е. А. Лукина и др.* // *Металлы.* – 2005. – № 2. – С. 38–44.

Получено 01.09.2011