

В.К. БОНДАР

Київський міський ортопедичний центр ендопротезування, хірургії та реабілітації. КМКЛ № 12

О.Ю. КУМУРЖИ

Інститут проблем міцності ім. Г.С.Писаренка НАН України, м. Київ

Д.В. ЄФРОСІНІН, І.Ю. РОСТОЦЬКИЙ

Інститут надтвердих матеріалів ім. В.М.Бакуля НАН України, м. Київ

ПІДВИЩЕННЯ СЛУЖБОВИХ ХАРАКТЕРИСТИК ПАРИ ТЕРТЯ «BT1-0/ХИРУЛЕН» ДЛЯ ОРТОПЕДІЇ ІОННО-ПЛАЗМОВИМ АЗОТУВАННЯМ ТИТАНУ

Розглянуто триботехнічні властивості пари тертя «азотований BT1-0/Хирулен». Порівняно функціональні характеристики пар тертя «азотований BT1-0/Хирулен» та «CoCrMo/Хирулен».

The tribological properties of the friction pair “nitrided titanium/UHMWPE” are considered. The functional characteristics of the friction pair “nitrided titanium/UHMWPE” and the friction pair “CoCrMo/UHMWPE” are comparatively of the both pair.

Ключові слова: пара тертя, титан BT1-0, хирулен, сплав CoCrMo.

У світі щорічно імплантується близько 1 млн ендопротезів кульшових суглобів, у ЄС – близько півмільйона кульшових і 150000 колінних протезів. Статистика різних країн світу свідчить, що в середньому щорічно в протезуванні кульшового суглоба потребують 500 -1000 хворих і травмованих на 1 млн населення [1]. При цьому близько 20 % операцій виконуються з метою заміни деталей протеза через зношування або у зв'язку з явищами, обумовленими недостатньою сумісністю застосованих матеріалів із тканинами людського тіла [2].

Таким чином, довговічність імплантатів є основним критерієм їхньої якості і визначається службовими властивостями застосованих матеріалів, серед яких, зносостійкість, міцність, антифрикційні властивості, біоінертність.

Сучасна медицина, в практиці кісткової хірургії, використовує метали і їхні сплави (Ti, Ti-Al-V, Co-Cr, нержавіюча сталь гарячого кування FeCrNiMoMn ISO 5832/1, Co-Cr-Mo сплав ISO 5832/4), кераміку, спеціальні види скла, полімери і різні композити [3].

При виборі матеріалу ендопротезів, окрім всього, треба також враховувати той факт, щоб їхня ціна робила їх доступними потенційним споживачам.

J. Charnley, підійшовши до рішення проблеми створення довговічної пари тертя ендопротезу, насамперед, з позицій трибології в 1962 р. створив ендопротез, де у парі з металевою сферичною голівкою зі сплаву на основі Co-Cr-Mo була застосована ацетабулярна чашка з хирулену – низькофрикційного надвисокомолекулярного поліетилену (НВМПЕ) – ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE) [4].

Найважливішим компонентом ендопротезу будь якого суглоба є пара тертя. В ендопротезі кульшового суглоба вона являє собою опуклу сферичну голівку і вогнуту ацетабулярну чашку (рис. 1). З позицій біосумісності з металів для виготовлення сферичних головок найбільш придатним є чистий титан. Для нього характерно відсутність токсичності, мутагенності та карциногенності, гістологічна сумісність [5]. Таким чином, дослідження, спрямовані на вивчення можливості застосування титану в парах тертя ендопротезу є актуальними. При цьому необхідно враховувати, що підвищена схильність титанових сплавів до схоплювання майже з усіма конструкційними матеріалами робить це проблематичним.

Випробування на машині торцевого тертя по схемі кільце-площина показали, що буквально на першій хвилині випробувань має місце «намазування» титану на хирулен.



Рис. 1. Загальний вид ендопротезу тазостегнового суглобу з металевою голівкою (а), ацетабулярні чашки з кераміки, металу, хирулену (б)

Ефективним методом підвищення протизадирних і антифрикційних властивостей титану є модифікація робочих поверхонь деталей азотуванням [6, 7].

В дослідженнях для модифікації робочої поверхні титанового компоненту в парі тертя використовували технологію іонно-плазмового термоциклічного азотування (ПТА). Ця технологія дозволяє уникнути фазових перетворень в матеріалі, крихкості й зміни геометрії виробу. Результатом ПТА є підвищення границі міцності, зносостійкості, та одержання рівномірного шару по всій поверхні деталі.

Метод ПТА засновано на зміні напружено-деформованого стану поверхні. Технологічний процес ПТА здійснюється у вакуумі при температурах 500-600⁰С. На відміну від інших методів, використана технологія застосовує, так звану, циклічну обробку деталей. Форма імпульсів, що впливають на плазмовий потік, у якому перебувають оброблювані деталі, показана на рис. 2.

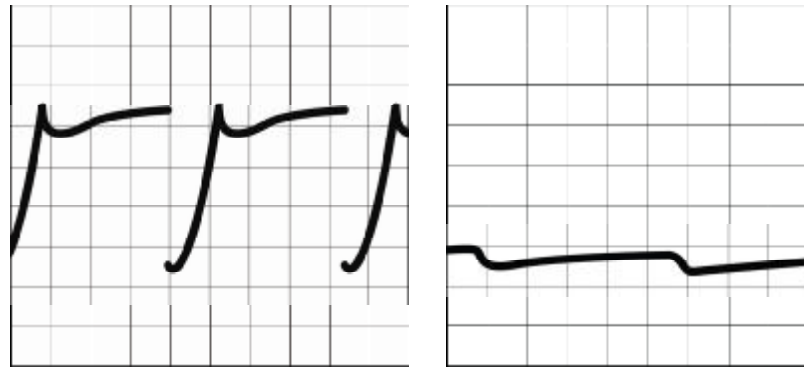


Рис. 2. Форма імпульсу: а – ПТА, б – ізотермічний режим ХТО

В основі технології ПТА лежить процес, пов'язаний з дискретним введенням енергії, виникненням і релаксацією напруг (рис. 3), накопиченням дефектів кристалічної будови, за рахунок чого істотно збільшується кінетика дифузії, що приводить до її аномального протікання. Внаслідок цього створюються умови для перерозподілу компонентів у твердому розчині, здрібнювання фаз, а отже, для підвищення твердості, міцності й ударній в'язкості. ПТА дає можливість: одержувати шари заданої сполуки, збільшити твердість титанових зразків з 3-4 до 6-12 ГПа; виключити забруднення навколишнього середовища; підвищити продуктивність процесу в 3-5 разів; одержати високу якість поверхні оброблюваного матеріалу, сформувати поверхневий нітридний шар без мікротріщин.

В дослідженнях азотування зразків проводилося в суміші газів азоту й аргону (у співвідношенні 1: 1) при значенні струму 3А, напруги 440 В и робочому тиску газового середовища в камері ~ 250 Па. Коливання температури поверхні деталей складало ± 80⁰С.

В дослідженнях службових характеристик пари тертя ВТ1-0/Хирулен використовували зразки твердістю *HV* 6 ГПа. Для порівняння випробувалися також зразки зі сплаву Со-Ст-Мо (*HV* 4,5 ГПа) виробництва ПО «Моторсіч». Випробування виконувались на машині торцевого тертя за схемою кільцеплощина (рис. 4) згідно ASTM F732-82 [8,9]. Металевий зразок (рис. 5) силою *P* притискався до нерухомого контртіла з хирулену й обертався зі швидкістю *V*. Контртіло з Хирулену являло собою циліндр Ø 52 мм та товщиною 15 мм (рис. 4), шорсткість робочої поверхні якого складала *R_a* 3мкм. Робоча поверхня металевих зразків доводилась на доводочно-полірувальній машині до дзеркального блиску. В процесі досліджень навантаження і момент тертя.

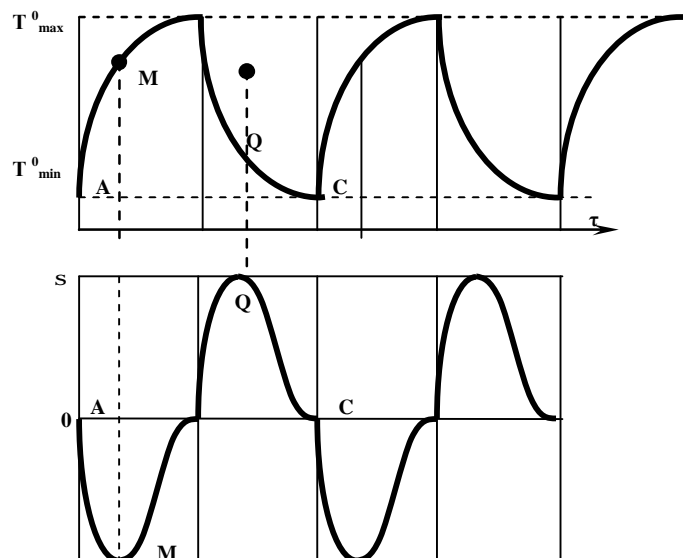


Рис. 3. Залежність НДС поверхні деталі від температурних циклів азотування (угорі – характер зміни амплітуди температурного поля, унизу – напруг на поверхні матеріалу)

Тиск в контакті деталей пари тертя складав 0,0347 МПа, швидкість обертання титанового зразка відносно контртіла з хирулену – 0,057 м/с. В якості робочої рідини були використані плазма крові людини та розчин Рінгера. Використання плазми крові обґрунтовується тим фактом, що вона вміщує ті самі компоненти, що і синовіальна рідина і які визначають умови тертя [10]. Розчин Рінгера використовували для порівняння. В процесі випробувань оцінювались: інтенсивність зносу матеріалу та коефіцієнт тертя.

Знос металевих зразків контролювалось електронним мікрометром *IP-54*, глибина канавки зносу на поверхні контртіла Хирулену вимірювалась профілографуванням на приладі ВЭИ Калібр мод. 201. Приклад отриманої профілографи наведено на рис. 6. Знос деталей пари тертя оцінювався після проходження кожних 4-к кілометрів при сумарному шляху тертя – 60 км. При цьому враховувались лише характеристики, отримані після закінчення періоду приробітки (200 – 400 м).

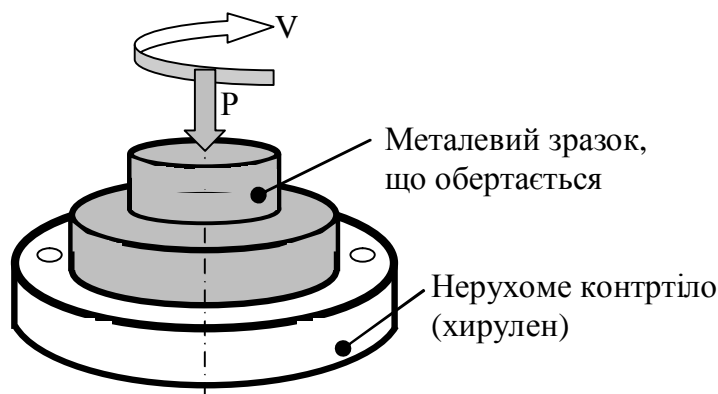


Рис. 4. Схема випробувань на машині торцевого тертя

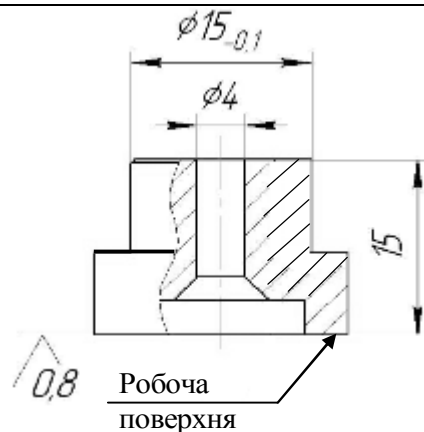


Рис. 5. Конструкція металевих зразків

Робоча поверхня, металевих зразків, після ППТА, була досліджена методом спектральної рентгеноскопії. Який був здійснений на приборі ДРОН-3М, з автоматичним записом реєстрації, за допомогою мідного випромінювання з графітованим монохроматором на глибину 7-9мкм. Рентгенограма вихідного стану металевих зразків після ППТА показали, що поверхневий шар має наступний склад: Tiα и TiN (рис. 7).

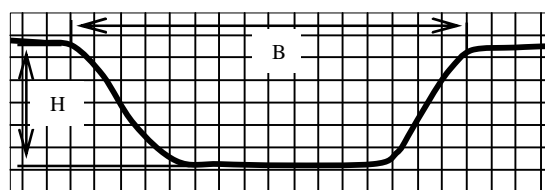


Рис. 6 Профілограми зони контакту пар тертя після 60 км пройденного шляху

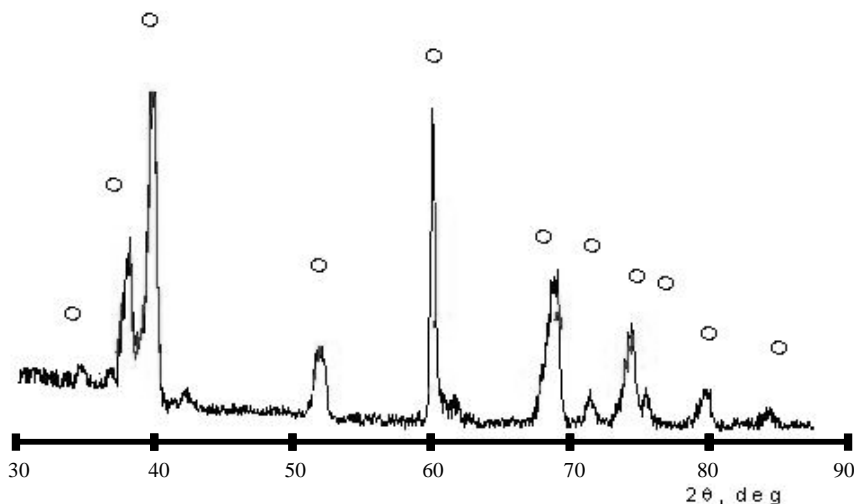


Рис. 7 Рентгенограма вихідного стану металевих зразків після ППТА

Вимірюваннями встановлено, що навіть після проходження шляху тертя 60 км зносу металевих зразків не спостерігалось. Значення контрольованих в процесі досліджень параметрів наведено в табл. 1. Видно, що службові характеристики титанових зразків з модифікованою методом ППТА робочою поверхнею значно краще характеристик сплаву Co-Cr-Mo. А саме, коефіцієнт тертя як в середовищі плазми крові, так і в середовищі розчину Рінгера приблизно на 25 % нижче, ніж при використанні зразка зі сплаву Co-Cr-Mo. При цьому інтенсивність зносу контртіля з хирулена менше в середньому вдвічі.

Таблиця 1

Порівняння триботехнічних властивостей в парах тертя

Робоча рідина	Плазма крові		Розчин Рінгера	
	f (коэф. тертя)	Інтенсивність зносу, мм ³ /км	f (коэф. тертя)	Інтенсивність зносу, мм ³ /км
Co-Cr-Mo/ Хирулен	0,1	2,12	0,15	3,42
BT 1-0/ Хирулен	0,070-0,083	0,75-0,95	0,11-0,13	1,85-1,95

Необхідно відзначити, що найбільш коректними результатами, які визначають службові характеристики пари тертя, слід вважати ті, які отримані випробуваннями в середовищі плазми крові, оскільки вона містить рідкі кристали холестерину [11]. Останні виконують роль твердого змащення, яке суттєво зменшує тертя. Розчин Рінгера містить лише речовини, що імітують хімічну агресивність

середовища людського тіла. Тому результати випробувань в розчині Рінгера пар тертя, призначених для використання в ендопротезах суглобів, наврядчи можна вважати такими, що реально характеризують трибологічні властивості імплантованої пари.

З наведеного матеріалу можна зробити наступні висновки:

- іонно-плазмові термоциклічне азотування є ефективним методом підвищення функціональних характеристик титанових деталей в парі тертя ВТ 1-0/хирулен;
- функціональні характеристики пари тертя азотований ВТ 1-0/хирулен значно кращі, ніж пари Со-Сг-Мо/хирулен: коефіцієнт тертя як в середовищі плазми крові, так і в середовищі розчину Рінгера приблизно на 25 % нижче, інтенсивність зносу контртіла з хирулену менше в середньому вдвічі.

Література

1. М.В. Полулях // Эндопротезирование тазобедренного сустава. – Режим доступу: <http://rheumatology.com.ua/blog/articles/735>.
2. С. А. Ягников, В. Н. Митин, Н. С. Гаврюшенко // Исследование пары трения эндопротезов тазобедренного сустава для собак, представленных на отечественном рынке. – Режим доступу: <http://www.biocontrol.ru/issledovanie-pary-treniya-endoprotezov-tazobedrennogo-sustava-dlya-sobak-predstavlennykh-na-otechestvennom-rynke.html>.
3. Дорожкин С. В. Биоматериалы: обзор рынка / С. В. Дорожкин, Симеон Агатопоулус // Химия и жизнь. – 2002. – № 2. – С. 8– 10.
4. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation / J. Charnley // lancet. – 1961. – № II. – P. 54– 56.
5. Amit Roychowdhury Wear studies of frequently used implant materials / Amit Roychowdhury, Sanjay Gupta, P. E. C. Vidyasagara, Subrata Pal // Trends Biomater. Artif. Organs. – 2004. – Vol.17, № 2. – Pp. 135-140.
6. Ortega-saenz J. A. Comparison of wear processes of biomaterials used in hip joint implants / Ortega-saenz J. A., Kalbarczyk M., Michalczewski R., Piekoszewski W., Szczerek R // Scientific problems of machines operation and maintenance. – 2008. – № 4. – P. 156.
7. Травматология и ортопедия: [в 3 т.] / под ред. Ю. Г. Шапошника. – М.: Медицина, 1997. – (Руководство для врачей).
8. Вегера И. Биосовместимость титановых сплавов/ И. Вегера, А. Гордиенко, Д. Рабуха [и др.] // Научно-практический журнал «Наука и инновации». – 2009. – № 2 (79). – С. 35 – 41.
9. Федірко В. М. Азотування титану та його сплавів / В. М. Федірко, І.М. Погрелюк. – К.: Наукова думка, 1995. – 220 с.
10. Белый А. В. Структура и триботехнические свойства субмикроструктурного титана, модифицированного ионами азота / А. В. Белый, В. А. Кукареко, А. Г. Кононов [и др.] // Трение и износ. – 2008. – т. 29. – № 6. – С. 571-577.
11. Ермаков С. Ф. Трибофизика жидких кристаллов / С. Ф. Ермаков. – Гомель: ИММС НАН Беларуси. – 232 с.

Надійшла 24.7.2011 р.

УДК 621.22

Л.Г. КОЗЛОВ, К.Т.Н., Я.В. ШАМАТІЄНКО, А.І. КОВАЛЬЧУК, В.М. ЧЕРНІЮК

Вінницький національний технічний університет

СТІЙКІСТЬ ГІДРОПРИВОДА З ПРОПОРЦІЙНИМ КЕРУВАННЯМ ПРИ ЗНАКОЗМІННОМУ НАВАНТАЖЕННІ

Представлено нову систему керування гідроприводом, чутливим до знакозмінного навантаження. Розроблено його нелінійну математичну модель, на основі дослідження якої визначено, що на стійкість гідропривода, чутливого до знакозмінного навантаження, впливають конструктивні параметри системи його керування. Знайдені співвідношення конструктивних параметрів системи керування, що забезпечують стійку роботу гідропривода, чутливого до знакозмінного навантаження в усьому діапазоні його роботи.

A new hydraulic control system, responsive to the alternating load. A nonlinear mathematical model of it based on a study which, it appears that resistance to hydraulic drives, alternate load-sensitive structural parameters affecting the system it controls. Found the ratio of design data management system to ensure stable operation of hydraulic actuator, sensitive to the alternating load in the entire range of his work.

Ключові слова: гідропривод чутливий до навантаження, система керування, математична модель.

Постановка проблеми. Неповноповоротні екскаватори, що випускають в Україні, Білорусії та Росії, оснащують гідросистемами на базі нерегульованих насосів та гідророзподільників релейного типу. Ці гідросистеми розроблені в 60-х роках і до теперішнього часу не зазнали кардинальних змін. Вони відрізняються надійністю, невисокою вартістю, але разом з тим не дозволяють регулювати характеристики руху робочих органів машини в широких діапазонах, і не можуть забезпечити оптимального протікання робочих процесів. Робочий цикл екскаватора характеризується також періодичною зміною напрямку дії