

УДК 621.785.532

Ю.І. ШАЛАПКО

Хмельницький національний університет

Ю.І. ПАВЛИШЕН

Хмельницька обласна клінічна лікарня

Я. ЦВАНЕК

Департамент реабілітації, Жешувська Політехніка, Польща

ДОСЛІДЖЕННЯ ЗНОСОСТІЙКОСТІ МАТЕРІАЛІВ ЕНДОПРОТЕЗІВ

В статті досліджено питання зносостійкості матеріалів для ендопротезів.

The article explored the issue of wear resistance of materials for endoprotheses.

Ключові слова: медична апаратура і технології, відновлювальна медицина, травматологія.

Вступ

Проблема міцності імплантованих матеріалів й відповідних конструкцій об'єднані в широке коле

Вісник Хмельницького національного університету №5'2011

221

наукових, інженерних медичних задач які мають вагомі відмінності від звичайних інженерних рішень. Зазначимо деякі з них:

- імплантовані матеріали мають відрізнятися не тільки експлуатаційною міцністю, але й біологічною сумісністю і інертністю;
- імплантовані матеріали та спряження повинні зберігати свої високі функціональні якості на протязі 10-15 і більше років;
- продукти контактної взаємодії і тертя між складовими частинами імплантів не повинні приводити до зниження захисних функцій імунної системи організму;
- індивідуальне для кожної людини природне зниження мінеральної густини кістки (МПКТ), приводе до непередбачених патологічних наслідків.

Імплантація, або ендопротезування є основною областю біомедичної інженерії, в якій достатньо важливим є проблеми зносостійкості матеріалів.

1.Обладнання для дослідження мікропереміщень і фретингостійкості.

Установка для дослідження матеріалів та покриттів в умовах номінальної нерухомості та фретинг-процесів має дві пари тертя та два вузла навантаження: на лівому зразкотримачі – вузол постійного навантаження, за допомогою важільної системи, на правому зразкотримачі – вузол змінного навантаження, за допомогою пружних елементів різної жорсткості, і на обох зразкотримачах закріплені роз'ємні камери для різних робочих середовищ. Це дає можливість об'єктивного порівняння та більш детального вивчення параметрів протікання фретинг-процесів.

На рис. 1 та 2 зображений загальний вид та кінематична схема установки. Всі параметри процесу фретинг-зношування передаються до ЕОМ для статичної обробки.

Установка для дослідження матеріалів та покриттів в умовах фретингу (рис. 1) містить основу 20, на якій закріплено вал 1, на якому розміщені направляючі 2 рухомого повзуна 4 та гвинтова пара 3, вал 5, гвинти 6, шатун 8, що з'єднаний із кулісою 9. Також на ній закріплені рухомий зразкотримач 10 та нерухомий зразкотримач 11 в затискачах 12, колони 19, направляючі 18 вертикального переміщення затискачів, головка 17, вал зразкотримача 13, важіль навантаження 15 та індуктивний датчик нормальних переміщень 14, головка 17, жорсткий пружний елемент 21 із гвинтовою парою 22. Крім того, на правому та лівому зразкотримачах передбачено роз'ємну камеру 16. На основі 20 розташований механізм перетворення обертового руху в зворотно-поступальний і комбінована система навантаження зразків. Спільний привід для обох пар здійснюється двигуном постійного струму на вал 1, на якому закріплені направляючі 2 рухомого повзуна 4.



Рис. 1 Установка для дослідження матеріалів та покриттів в умовах фретинг - процесів

Вибір матеріалів для дослідження

Група металічних біоматеріалів складається з:

- сталі системи Cr-Ni-Mo;
- титан та його сплави;
- сплави на основі кобальту;
- тантал, ніобій та їх сплави.

Синтетичні полімерні біоматеріали:

- силікони (SI);
- політетрафторетілен (PTFE);
- поліетилен (PP);

- політерэфтален (PET).
- Вимоги до біоматеріалів:
- хімічні властивості: відсутність небажаних хімічних реакцій з тканиною та міжтканинною рідиною. Відсутність корозії або розчинення зі швидкістю яка контролюється.
 - Механічні властивості: міцність, тріщиностійкість, опір втоми, зносостійкість.
 - Біологічні властивості: біосумісність, зрощування з кістковою тканиною, стимулювання остеосинтезу.

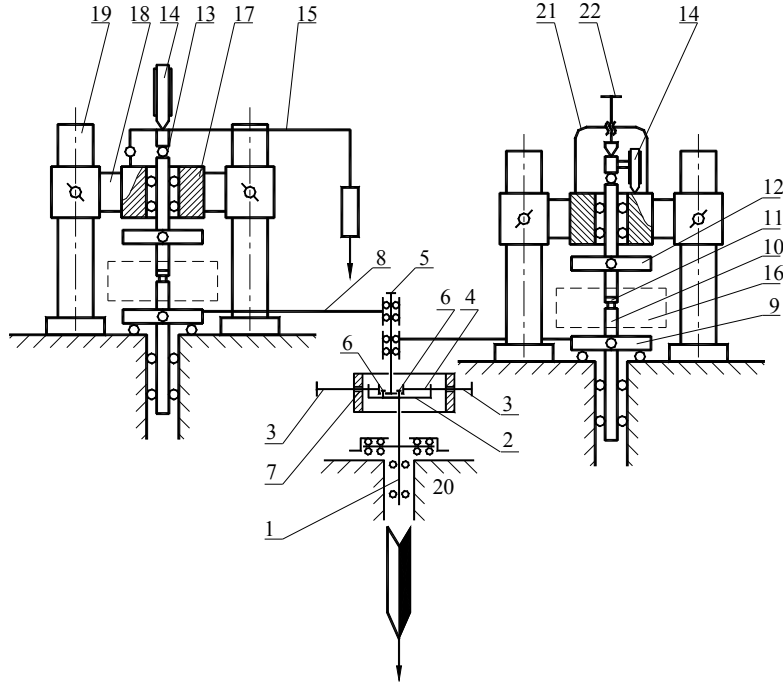


Рис.2 Кінематична схема установки

Механічні та структурні властивості матеріалів, що досліджуються.

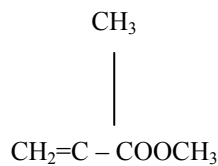
В табл. 1 наведені основні механічні властивості матеріалів ендопротезу, які використовувались для чисельного моделювання.

Таблиця 1

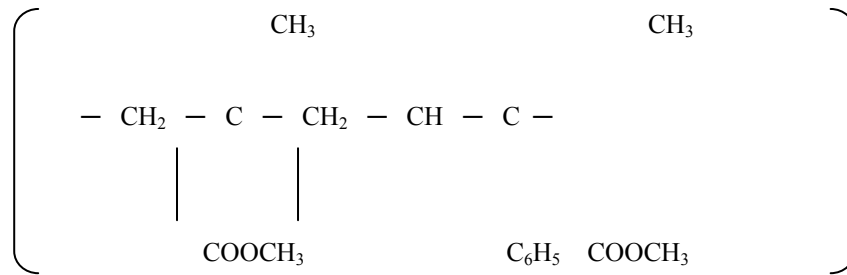
Механічні властивості матеріалів, які досліджуються

Характеристика	Густина, г/см ³	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуасона	Міцність при розтязі, МПа
Високомолекулярний поліетилен (UHMWPE)	0,94	1,1·10 ³	0,3	4..38
Кістковий цемент	0,9..1,1	2,2·10 ³	0,335	30..50
Хромонікелева сталь X2CrNiMo18-14-3	7,8	2,1·10 ³	0,3	100...800
Кістка	1,4...2,1	(1,4..1,7) · 10 ³	0,32	89...114

Зразки виготовлялись з цементу фірми OSTEONBOND при змішуванні пудри метіл – метакрилату та поліісополімеру. Формула першого компоненту:



другого компоненту



Хімічний склад сталі X2CrNiMo18-14-3:

C ≤ 0,03%; Si ≤ 1%; Mn ≤ 2%; Cr = 17...19%; Mo=2,3...3,5%; Ni=13...15 %; Cu ≤ 0,5.

На рис. 3 показана мікроструктура сталі X2CrNiMo18-14-3.

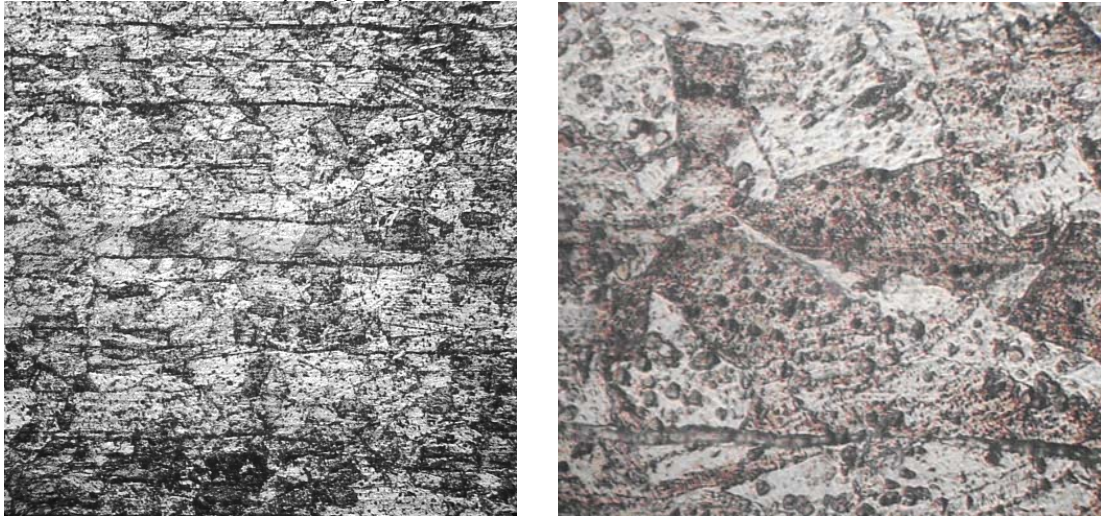


Рис.3 Мікроструктура сталі X2CrNiMo18-14-3:

2. Відносна рухомість і зносостійкість матеріалів ендопротезів.

2.1 Дослідження системи цемент-метал.

Зразки з метил – металокрігату виготовилися за допомогою спеціальних форм. Час полімеризації 8-10 хв. На рис. 4 показані зразки до випробувань по схемі площина – площина.

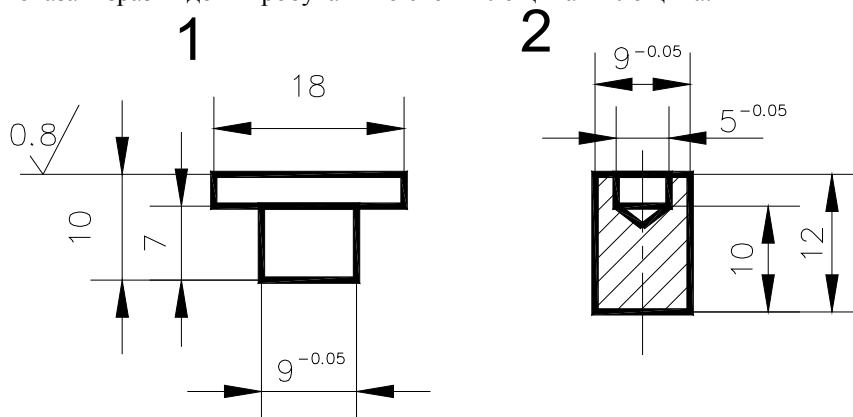


Рис. 4. Зразки до випробування на відносну рухомість та фретингостійкість. 1 – цемент, 2 – сталь

Умови досліджень імітували тангенціальні циклічні навантаження на стиснуті зразки. Амплітуда рухомого зразка змінювалась по кроках 5, 20, 50, 100. Тангенціальна жорсткість нерухомого зразка $1,4 \cdot 10^7$ Н/м. Вважаючи, що амплітуда рухомого зразка в середньому стала, визначимо як змінюється амплітуда відносного проковзування з часом. Нормальна жорсткість $8 \cdot 10^5$ Н/м. Початкове стикання поверхонь зразків встановлювалось на рівні 0,2 МПа. Відносна амплітуда проковзування визначалась за формулою:

$$a = \frac{A_1 \cdot A_2}{A_1} \cdot 100\%$$

де A_1 – амплітуда коливань номінально нерухомого зразка, μm ;
 A_2 – вимушуючи амплітуда коливань, μm .

Перерахунок числа циклів навантаження в час експлуатації ендопротеза ведемо з розрахунку 200 метрів ходьби людини за добу з кроком 0,21 м за цикл, тобто 160 циклів за добу. Частота коливань для дослідної пари 10 Гц. На рис. 5 представлені гістограми відносної амплітуди проковзування для різних вимушуючих амплітуд.

Як видно з діаграм, найбільший приріст проковзування з часом починається з 20...50 мкм. Це пояснюється зменшенням впливу тангенціальної жорсткості номінально-нерухомого зразка на величину періоду зчеплення (відносної нерухомості) по зрівнянню з достатньо великим періодом проковзування. Таким чином, необхідно обмежити початкову деформацію інтерфейсу системи цемент-сталь до 20 мкм або стабілізувати її на цьому рівні. Зменшення нормального тиску в інтерфейсі можна з деякими припущеннями ідентифікувати як інтегрально-лінійне зношування даної пари (рис. 6).

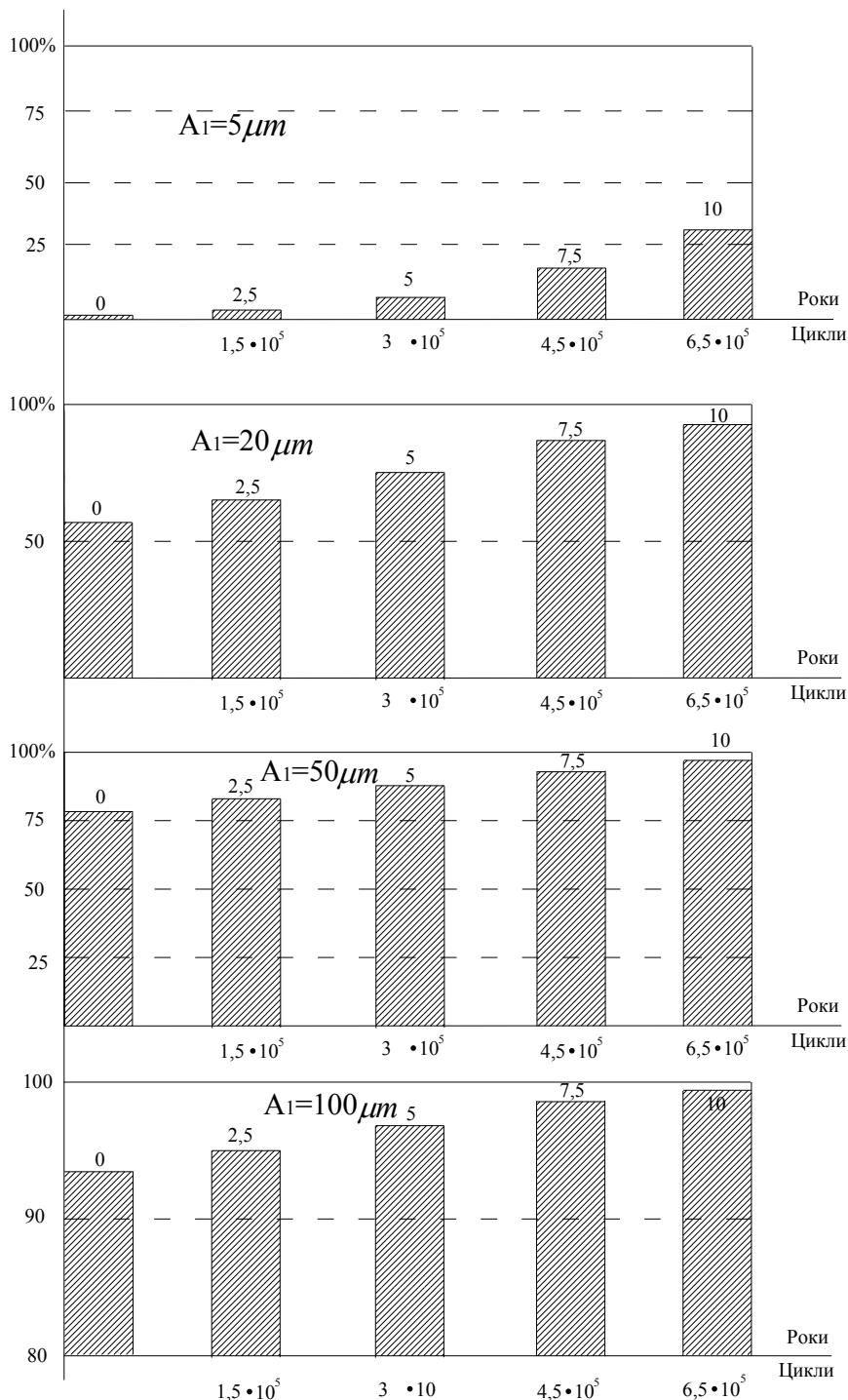


Рис. 5. Порівняльна характеристика впливу початкової вимушуючої амплітуди коливань на відносне проковзування системи цемент-сталь. Початкове нормальне навантаження на зразки $P_n=100$ Н (0,2 МПа).

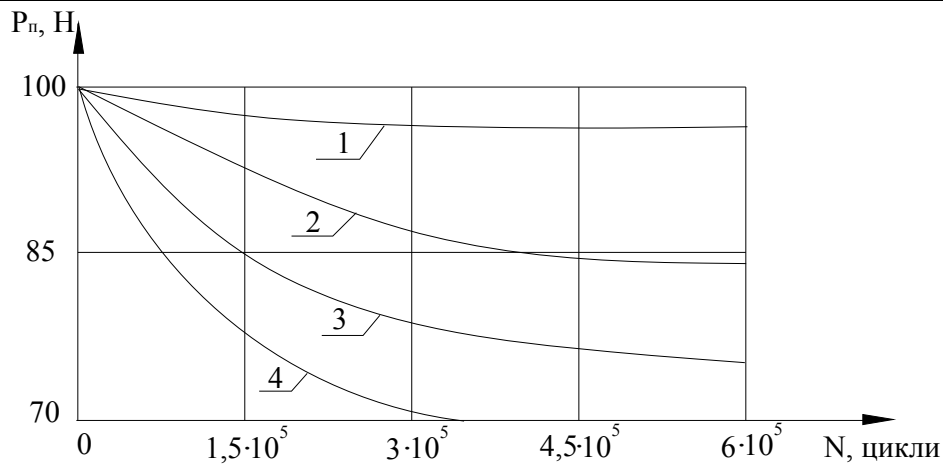


Рис. 6 Падіння нормального тиску в контакті цемент-сталь в залежності від кількості циклів та вимушуючої амплітуди. 1 – вимушуюча амплітуда 5 мкм, 2 – 20 мкм, 3 – 50 мкм, 4 – 100 мкм.

Поведінка нормального тиску зразків характеризується певною сталістю в залежності від вимушуючої амплітуди. Для амплітуди 5 мкм сталість настає після 150 000 циклів, а для $A_1=50$ мкм після 500 000 циклів. Сталість пояснюється утворенням тіл кочення з фрагментів цементу. В залежності від амплітуди визначається їх стійкість до руйнування і тим самим їх несуча властивість. При амплітуді 100 мкм тіла кочення не утворюються, а якщо і утворюються то швидко руйнуються. На рис. 7 показаний інтерфейс двох контактуючих поверхонь системи цемент – сталь в результаті циклічних навантажень.

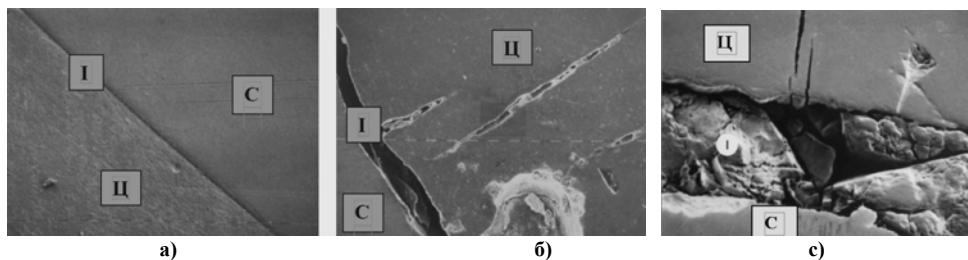


Рис. 7. Елемент руйнування інтерфейсів системи цемент–стержень в результаті знакозмінного тангенціального навантаження [9]. а) – початковий стан, б) – 50 000 циклів, в) – 250 000 циклів.

На рис. 8 показана поверхня цементного зразка в результаті динамічного контактного навантаження з амплітудою 50 мкм.

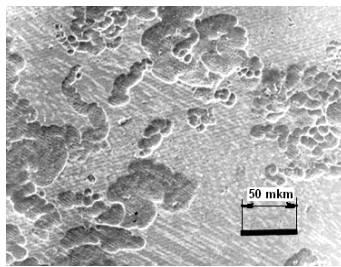


Рис. 8. Поверхня метилметакрилату в результаті контактування з амплітудою 50 мкм.

Зрозуміло, що поверхня руйнується дискретно. Більша частина поверхні є несучою, по якій власне відбувається ковзання. На іншій частині створюється елемент викришування, створення третіх тіл які грають роль тіл кочення в інтерфейсі.

2.2. Система полімер – сталь.

Однією з важливих причин передчасного виходу з ладу ендопротезу та його вивиху є зношення чашки з високополімерного полімеру та сталюї головки стержня. Полімерний зразок безпосередньо вирізався з ацетабулярної чашки і кріпився з зразкотримачем.

Випробування на знос велися по схемі площина – площина. Зразок зі сталі також вирізався з головки стержня та кріпився до зразкотримача (рис. 9).

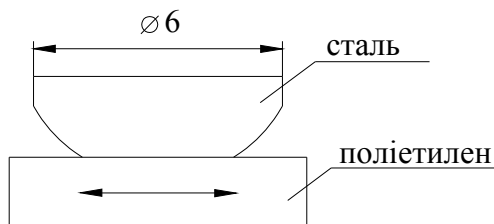


Рис. 9. Схема контактування при випробуваннях по схемі сталь-поліетилен.

Амплітуда рухомого зразка призначалась максимально можливою для даного обладнання і була 1 мм. На рисунках 10...13 представлені результати досліджень.

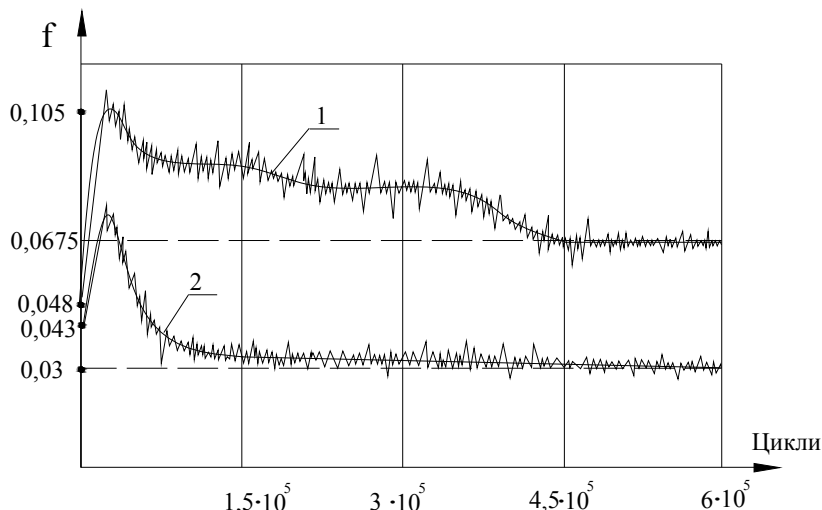


Рис. 10. Залежність коефіцієнта тертя в парі поліетилен – сталь від числа циклів навантаження. 1 – на суходо, 2 – в середовищі замінича синовіальної рідини.

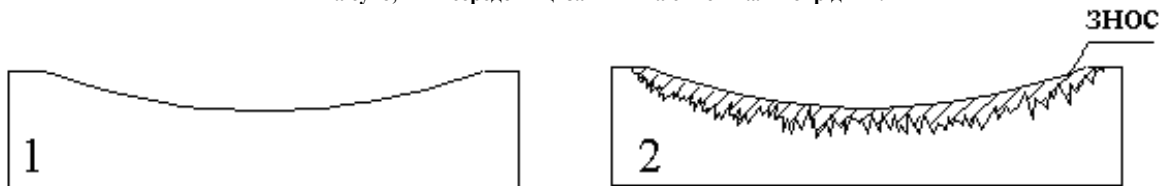


Рис. 11. Початковий стан зразка (1) і його профілограма в процесі тертя

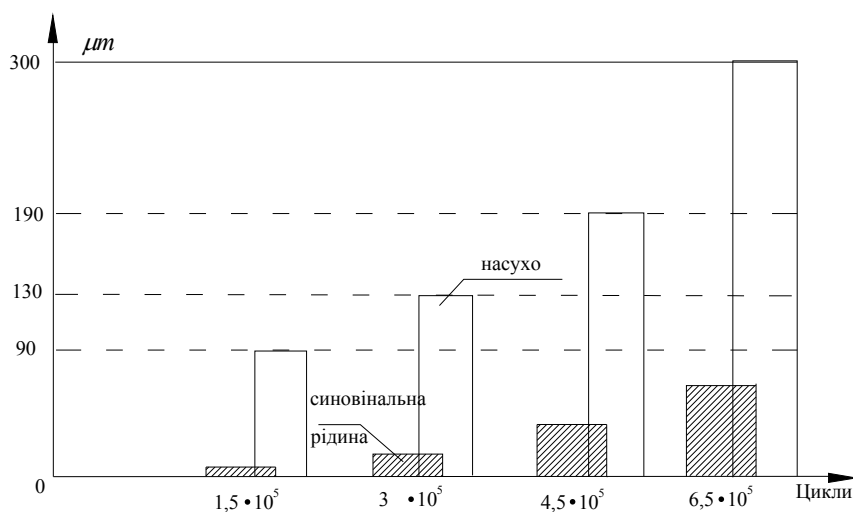


Рис. 12. Діаграма лінійного зношування трибологічної пари поліетилен-сталь.

Малий коефіцієнт тертя між металом та поліетиленом – одне з вагомих причин використання останнього в ендопротезуванні. Короткочасне збільшення сили тертя (рис. 10) пов'язано з періодом припрацювання. Зношення вимірювалось як лінійне з врахуванням пластичної початкової деформації поліетилену. Деформацію вимірювали після 5...10 секунд роботи машини тертя за допомогою профілометра – профілографа (рис. 11).

На рисунку 13 показані поверхні тертя зразків.

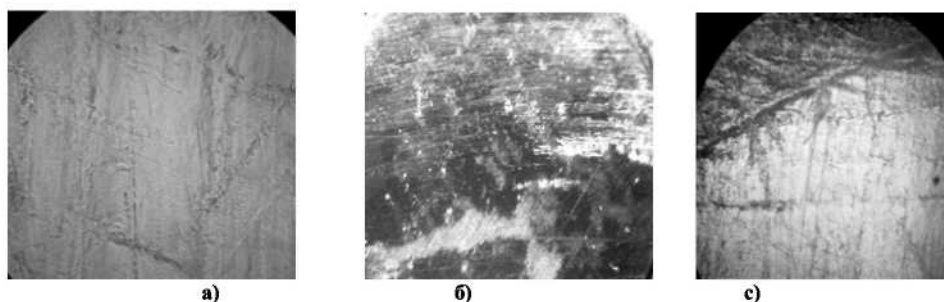


Рис. 13. Поверхні тертя поліетиленового (а), металевого зразка (б) і границя розділу зони тертя та вихідної поверхні поліетиленового зразка(с).

Висновки

1. Механізми та кінетика руйнування матеріалів що використовуються у ендопротезуванні при малих відносних зміщеннях пов'язані із збільшенням амплітуди відносного проковзування поверхонь зразків.
2. Збільшення амплітуди відбувається за рахунок фрикційного зношування та зменшення номінального тиску. Існує відповідне значення амплітуди для переходу до макроковзання, яке залежить від геометрії контакту та поверхневих властивостей.
3. При контактуванні м'якого матеріалу з твердим відносно зміщення поверхонь відбувається по всій контактній площині.
4. Кінетика зношування при середніх амплітудах проковзування (30-50 мкм) має дві стадії. На протязі першої можливе утворення „третього тіла” між цементною мантією та металевим стержнем кульшового ендопротезу

Література

1. С. А. Ягников, В. Н. Митин, Н. С. Гаврюшенко // Исследование пары трения эндопротезов тазобедренного сустава для собак, представленных на отечественном рынке. - Режим доступа: <http://www.biocontrol.ru/issledovanie-pary-treniya-endoprotezov-tazobedrennogo-sustava-dlya-sobak-predstavlennykh-na-otechestvennom-rynke.html>.
2. Дорожкин С. В. Биоматериалы: обзор рынка / С. В. Дорожкин, Симеон Агатопоулус // Химия и жизнь. - 2002. - № 2. - С. 8- 10.
3. М.В. Полулях // Эндопротезирование тазобедренного сустава. - Режим доступа: <http://rheumatology.com.ua/blog/articles/735>.
4. Травматология и ортопедия: [в 3 т.] / под ред. Ю. Г. Шапошника. — М.: Медицина, 1997. — (Руководство для врачей).
5. Федірко В. М. Азотування титану та його сплавів / В. М. Федірко, І.М. Погрелюк. — К.: Наукова думка, 1995.-220 с.
6. Белый А. В. Структура и триботехнические свойства субмикрористаллического титана, модифицированного ионами азота / А. В. Белый, В. А. Кукарко, А. Г. Кононов [и др.] // Трение и износ. — 2008. - т. 29. - № 6. - С. 571-577.

Надійшла 1.10.2011 р.