

ДОСЛІДЖЕННЯ ЗНОСОСТІЙКОСТІ ЕЛЕМЕНТІВ ПАР ТЕРТЯ «МЕТАЛ (КЕРАМІКА)/ НАДВИСОКОМОЛЕКУЛЯРНИЙ ПОЛІЕТИЛЕН» ДЛЯ ЕНДОПРОТЕЗІВ КУЛЬШОВИХ СУГЛОБІВ ЛЮДИНИ

Беспалова Олена Ярославівна.

bespalova.olena@lil.kpi.ua

Дідковський Тимофій

didkovskiy.tymophii@lil.kpi.ua

Кафедра трансляційної медичної біоінженерії
Національний технічний університет України «Київський
політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Київ, Україна

Реферат – Ендопротезування суглобів вважається найбільш ефективним і часто єдиним способом відновлення втраченої функції кінцівки. У світі щорічно здійснюється встановлення більш ніж мільйона ендопротезів кульшових і понад півмільйона ендопротезів колінних суглобів, крім того понад 100 тис. ревізієвих ендопротезувань суглобів. Кількість пацієнтів, що потребують ендопротезування суглобів, неухильно зростає. Зокрема, дегенеративно-дистрофічні ураження кульшового суглобу на сьогоднішній день відносяться до найрозповсюдженіших захворювань і зберігають стійку тенденцію до подальшого зростання. Таким чином, для задоволення постійного попиту на велику кількість якісних ендопротезів суглобів необхідно постійно вдосконалювати характеристики цих медичних виробів. В роботі систематизовано ключові особливості дослідження зносостійкості ендопротезів кульшових суглобів людини, описані та стисло проаналізовані методики реалізації таких досліджень. Розглянуті як методики із застосуванням стендів-імітаторів, так і методики зі спрощеною схемою тертя, коротко викладені їх переваги та недоліки. В ході аналізу встановлено оптимальний варіант дослідження зносостійкості елементів пар тертя «метал (кераміка)/надвисокомолекулярний поліетилен» для ендопротезів кульшових суглобів, а саме: методику дослідження за схемою «площина/кільце». Дана методика забезпечує отримання необхідних контактних тисків, дозволяючи уникнути проведення складних і тривалих експериментів. Також в роботі викладено причини неможливості використання найбільш природних для людських суглобів біологічних рідин в якості робочої рідини при дослідженнях триботехнічних характеристик пар тертя «метал/надвисокомолекулярний поліетилен» на машинах тертя і стендах-імітаторах та обґрунтовано використання препарату «Артіфлекс хондро» в якості робочої рідини.

Ключові слова – ендопротезування, триботехнічні випробування, зносостійкість, кульшовий суглоб, надвисокомолекулярний поліетилен, контактні тиски, машина тертя, «Артіфлекс хондро».

I. ВСТУП

Статистика різних країн світу свідчить, що в середньому щорічно протезування потребують 500-1000 хворих і травмованих на кожен 1 млн. населення [1]. Причому, за даними ВООЗ, тільки 1 людина з 10, що потребують протезування, має доступ до відповідних послуг через їхню високу вартість та важкодоступність [2]. Відповідно до моделі, що ґрунтується на даних про виписку з лікарні у США за період 1992–2002 рр, було підраховано, що клінічна потреба в первинному тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба (ТЕКС) у цій країні

збільшиться на 174 % — до 572 000 випадків на рік у 2030 році порівняно з 2002 роком, а потреба у повторному ТЕКС зросте на 137 % до 2030 року [3]. Тому збільшення обсягів виробництва різноманітних протезів та підвищення їх якості є одним з пріоритетних завдань дослідників технічної та медичної наукових галузей.

Зносостійкість – це здатність виробу виконувати притаманну йому функцію протягом тривалого часу за нормальних умов експлуатації без значних витрат на технічне обслуговування чи ремонт [4]. Оцінюється величиною, зворотною швидкості

зношування або інтенсивності зношування [5]. Загальновідомо, що значну частку рухових навантажень, з якими стикається людина в процесі життєдіяльності, приймає на себе сукупність її суглобів. Як повідомляють автори [6-9], при ходьбі тиск у кульшовому суглобі зростає в 3-4 рази в порівнянні з тиском від маси тіла, а при динамічних навантаженнях тиск може зростати навіть у 8 разів. Важливим аспектом правильної роботи суглобів є збалансований склад біологічних рідин, що містяться навколо суглобу та безпосередньо між компонентами його пари тертя. Незначне порушення складу цих рідин може призвести до патологій суглобів з непередбачуваними наслідками, включаючи руйнування елементів суглобу та оточуючих тканин. Враховуючи важливість рівноваги у системі «Суглоб – організм – фізичні навантаження», необхідно створювати такі ендопротези суглобів людини, які б не тільки були придатними до виконання рухових функцій, але й задовольняли б таким складовим довговічності ендопротезу, як здатність витримувати значний тиск при навантаженнях, біосумісність матеріалів ендопротезу та їх стійкість до агресивних рідин організму, правильна геометрія компонентів пари тертя тощо. Всі ці характеристики ендопротезу визначають необхідні умови його зносостійкості.

Дослідження зносостійкості пар тертя ендопротезів являє собою складну задачу. Для отримання реальних даних по зносостійкості медичної пари тертя відповідний ендопротез необхідно встановити в тіло пацієнта і контролювати стан протягом декількох років [1]. Проте подібні випробування не відповідають принципам гуманності та вимагають значних витрат часу. Прискорення таких досліджень реалізують, використовуючи спеціальні стенди-імітатори (симулятори), що відтворюють складну кінематичну систему рухів пацієнта. Однак ці випробування займають декілька місяців, що є досить тривалим періодом часу [1].

На наш погляд, найбільш оптимальним варіантом дослідження зносостійкості пар

тертя ендопротезів суглобів людини є використання схеми тертя плоскої поверхні кільця, що обертається, по площині статичного диска. Дана схема випробувань досить зручна в тому плані, що відрізняється простотою реалізації та легко реалізує необхідні контактні тиски [1].

II. МЕТА РОБОТИ

Систематизація ключових аспектів дослідження зносостійкості ендопротезів суглобів людини, опис та стислий аналіз методик проведення таких досліджень.

III. ЛАБОРАТОРНИЙ СТЕНД ДЛЯ ВИПРОБУВАНЬ ЕНДОПРОТЕЗІВ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Зносостійкість пар тертя досліджують як клінічно, так і лабораторно. Клінічні дослідження проводять на вилучених ендопротезах, вимірюючи глибину впровадження та рівень міграції стегнової головки із застосуванням рентгенографії. Лабораторні дослідження здійснюють за допомогою моделюючих пристроїв, що відтворюють більш-менш реалістичні умови навантаження і рухів. Експериментальні дослідження дозволяють провести доклінічну оцінку надійності ендопротезів з точки зору обсягу зношування, частинок зношування та відповідних біологічних реакцій [10].

В Інституті проблем матеріалознавства НАН України спільно з Відкритим акціонерним товариством "Мотор Січ" (ВАТ "Мотор Січ", м. Запоріжжя) введено в експлуатацію лабораторний стенд з метою перевірки функціонального ресурсу ендопротезів тазостегнового суглоба та випробувань шарнірної пари ендопротезів на знос. Випробування проводять у рідкому середовищі, що імітує фізіологічні умови експлуатації ендопротезу [10]. Для випробувань чашку ендопротезу з поліетиленовим вкладишем закріплюють на кулачку, а ніжку ендопротезу з насадженою головкою підводять зверху та закріплюють у нерухомому корпусі, встановленому на плиті станини (рис. 1).

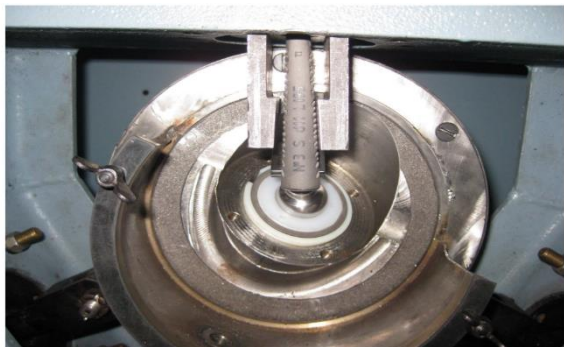


Рис. 1. Кріплення ніжки та головки у складанні [10]

Випробовують ендопротези з металевими та керамічними головками діаметром 28 мм. Головки такого діаметру найчастіше застосовуються в ендопротезах з парою тертя кераміка-поліетилен або метал-поліетилен. На ендопротез подаються змінні навантаження від 500 до 1500 Н. Частота зміни робочих параметрів – 1 Гц. Випробування продовжують доти, доки буде досягнуто сумарно необхідну кількість циклів навантажень або до повного руйнування чи розшарування шарнірних поверхонь. Вважають, що людина в середньому робить протягом одного року близько 1 млн. кроків [11]. Тоді 10^7 циклів навантажень відповідають 10 рокам експлуатації ендопротезу. Підрахунок циклів змінного навантаження проводиться автоматично за допомогою вбудованого лічильника імпульсів [10].

Через кожні 5000 циклів навантажень випробування тимчасово припиняють на 1 год, змащують опори мастилом ЦИАТИМ-201 (ГОСТ 6267), голівку і чашку витягають з випробувального стенда, проводять візуальний огляд, вимірюють характеристики зносу і знову встановлюють на стенді для продовження [10].

Зразки після проведення випробувань у клінічних цілях не використовуються [10].

Попри те, що дана методика із залученням лабораторного стенда дозволяє реалістично відтворити кінематику і силові навантаження природного суглоба, їй властиві такі суттєві недоліки, як складність (як схеми тертя, так і обладнання) та трудомісткість і значна часозатратність відповідних випробувань.

IV. ДОСЛІДЖЕННЯ ТРИБОТЕХНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МЕДИЧНИХ ПАР ТЕРТЯ ЗА СХЕМОЮ “PIN-ON-FLAT”

Трибологічні випробування матеріалів, що використовуються в медичних парах тертя, слід проводити в кілька етапів. На першому етапі визначають принципову придатність досліджуваних матеріалів для роботи в складі вузла тертя [1]. Ці випробування доцільно проводити за спрощеними методиками. Вони зазвичай не сприяють отриманню коректної кількісної оцінки трибологічної поведінки матеріалів у дослідженнях *in vivo*, однак дозволяють ранжувати випробувальні матеріали по відношенню до тих, поведінка яких добре вивчена [12].

Одним з методів дослідження трибології матеріалів є її оцінка з використанням схеми зворотно-поступального тертя з геометрією контакту типу «PIN-ON-FLAT» (пін-по-площині). При проведенні трибологічних випробувань застосовували тестер моделі Т-17, що розроблений Інститутом трибології та експлуатації машин і пристроїв та реалізує схему зворотно-поступального тертя з геометрією контакту типу «PIN-ON-FLAT». На даному етапі трибологічних досліджень проводили випробування металічних, керамічних та кристалічних матеріалів у парі з хіруленом у відповідності до американського стандарту ASTM F732-82 [13].

Тестер Т-17 являє собою систему контрольно-вимірювальних пристроїв, яка дозволяє:

- Вимірювати і реєструвати сили тертя;
- вимірювати і вести облік зносу тестованої пари з використанням цифрової індикації;
- вимірювати і реєструвати температуру пари тертя;
- визначати кількість здійснених циклів [13].

У процесі тертя зразки здійснюють зворотно-поступальний рух з постійною або змінною лінійною швидкістю [13]. По осі циліндричного піна, виготовленого з хірулену, прикладене навантаження шляхом встановлення гирь загальною масою до 35 кг (рис. 2) [13].

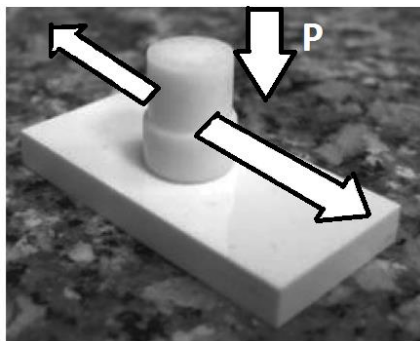


Рис. 2. Схема трибологічних випробувань «PIN-ON-FLAT» [13]

Основні параметри процесу тертя, що реалізується для дослідження трибологічних характеристик пари матеріалів за допомогою методики PIN-ON-FLAT на тестері T-17:

Амплітуда зворотно-поступального руху: 12,5 мм.

Навантаження: 225 Н.

Частота руху: 1 цикл/с.

Кількість циклів реєстрації даних: $5 \cdot 10^4$ циклів [13].

У парі тертя вимірюються коефіцієнт тертя, лінійний знос і маса зразків. Процес тертя здійснюють за температури рідкого мастила $37 \pm 0,1^\circ\text{C}$ [13].

Відповідно до ASTM F732-82 в якості робочої рідини при проведенні дослідження необхідно використовувати відфільтровану та стерилізовану сироватку бичачої крові (СК). На жаль, вона не є легкодоступною рідиною, тому для лабораторних досліджень часто застосовують спеціально розроблену фізіологічну рідину типу рідин Ringer, Tyrod'e або Хенкса. Найрозповсюдженішою серед них є розчин Рінгера, який і використовується в даному дослідженні [13].

В ході експерименту має бути забезпечений постійний об'єм мастильного середовища (наприклад, шляхом безперервного поповнення кількості

втраченого в результаті випаровування об'єму рідини) [13].

Варто зазначити, що даний метод є досить простим в реалізації. Але така простота призводить до спотворення результатів дослідження у зв'язку з неможливістю наблизитись до реальних умов функціонування штучних суглобів у людському організмі. Це обумовлено, в тому числі, простотою траєкторії руху PINa по контртілу. Також існує ризик перекошу PINa [1], що загрожує успішному проведенню експерименту.

V. ДОСЛІДЖЕННЯ ТРИБОТЕХНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МЕДИЧНИХ ПАР ТЕРТЯ ЗА СХЕМОЮ «ПЛОЩИНА/КІЛЬЦЕ»

На наш погляд, попереднє тестування медичних пар тертя доцільно проводити за схемою «площина/кільце», де плоский торець обертового кільця третється по плоскій поверхні нерухомого контртіла (рис. 3) [12].

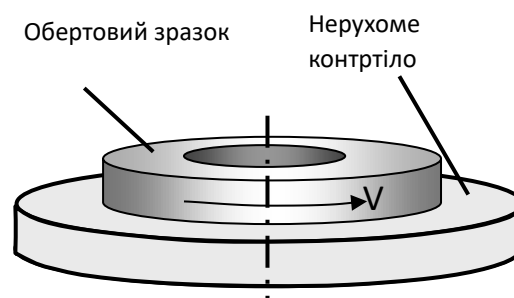


Рис. 3. Схема випробувань на машині торцевого тертя [12]

Дана схема може бути легко реалізована в лабораторних умовах. При цьому режими призначаються відповідно до стандарту ASTM F732-82, що передбачає проведення аналогічних випробувань за схемою «PIN-ON-FLAT» [1]. Дію цього стандарту в 1992 році продовжено і він діє і понині. Швидкість ковзання зразка по контртілу становить $V = 0,057$ м / с, контактний тиск в процесі випробувань становить $q = 3,54$ МПа [1].

Однак, необхідно враховувати, що при контакті плоских тіл ділення навантаження на площу контакту не завжди коректно визначає контактний тиск. Кожна схема взаємодії характеризується певними особливостями, які призводять до

нерівномірного розподілу нормальних напружень по поверхні контакту [1]. Враховуючи, що схема взаємодії «PIN-ON-FLAT» відрізняється від «площина-кільце», а також той факт, що пара тертя ендопротеза повинна мати дуже високий ступінь надійності, доцільно переконатися в правомірності використання даної схеми в подальших випробуваннях, тобто дослідити характер розподілу нормальних напружень по контактній поверхні кільця і контртіла, оцінити вплив ковзання на характер розподілу контактних тисків [1, 12].

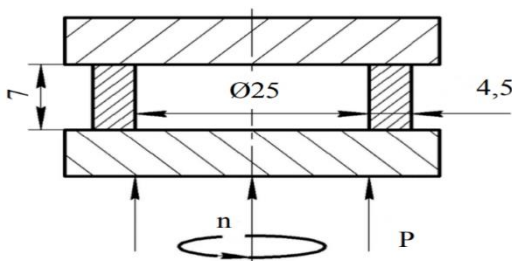


Рис. 4. Розрахункова схема для визначення контактних тисків для схеми «площина-кільце» [1]

Розрахунок контактної тиску виконували для випадку використання кільця з титану VT1-0, а диска - з PE-UHMW. Розрахунок виконували в програмному комплексі Deform-3DV10. Для визначення нормальних контактних напружень використовували представлену на рис. 4 розрахункову схему. Верхня плита була нерухомою, а нижня оберталася при зусиллі притиску, направленому вертикально вгору. Кільце було розбите на 90 000 кінцевих елементів з щільною концентрацією дрібніших елементів в областях контакту з приблизним співвідношенням 1/10 в розмірах (рис. 5) [1].

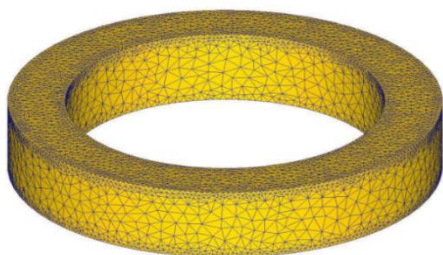


Рис. 5. Сітка кінцевих елементів [1]

Приймалися наступні граничні умови: $P = 2\text{кН}$, $n = 5.85\text{s}^{-1}$, коефіцієнт тертя - 0,12; тип матеріалу - жорстко-пластичний; теплообмін не враховувався.

В результаті була отримана еюра розподілу q по ширині контакту (рис. 6). Легко бачити, що нерівномірність розподілу контактної тиску по поверхні тертя кільця не перевищує 3%, при цьому зміна коефіцієнта тертя в діапазоні 0,05 – 0,015 практично не впливає на розподіл контактної тиску. Тобто визначення нормальних напружень на поверхні контакту діленням навантаження на площу поверхні контакту є цілком правомірним [1].

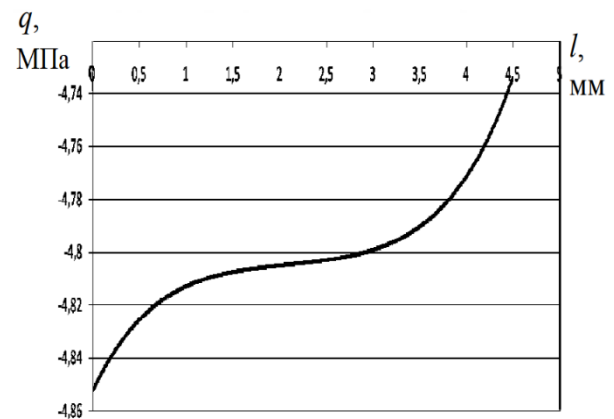


Рис. 6. Розподіл контактної тиску (q) по ширині контакту поверхні, що третяся (від осі до периферії) [1].

Оцінку зносу нерухомого контртіла проводять профілографуванням його поверхні. На рис. 7 наведено профілограму канавки зносу контртіла з PE-UHMW, отриману за допомогою приладу ВЭИ «Калибр» мод. 201 [12].

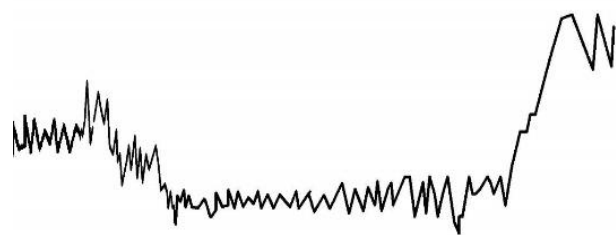


Рис. 7. Профілограма канавки зносу контртіла PE-UHMW

Дана схема випробувань легко реалізує необхідні контактні тиски, що виправдовує її використання в якості базової у відповідних дослідженнях. Крім того, виключаються негативні явища, які можуть виникнути при використанні схеми «PIN-ON-FLAT», а саме при навіть незначному перекосі PINa. Однак недоліком описаної схеми є те, що на відміну від реальних умов роботи суглоба, напрямок сил контактного тертя є незмінним. Цього можна позбавитися, надаючи рухомому зразку зворотно-обертний рух [1].

VI. ВИБІР РІДИНИ ДЛЯ ТРИБОТЕХНІЧНИХ ВИПРОБУВАНЬ ПАР ТЕРТЯ ШТУЧНИХ СУГЛОБІВ

З огляду на те, що вузол тертя ендопротеза повинен характеризуватися надзвичайно високим рівнем надійності, необхідно і в процесі лабораторних випробувань для отримання коректних результатів прагнути максимально наблизити умови випробувань до умов тертя в природному суглобі [1].

Згідно з класичними положеннями науки про тертя середовище, в якому відбувається взаємодія тертьових деталей, значною мірою визначає функціональні характеристики пари тертя. Відповідно до [14] між поверхнями тертьових тіл утворюється третє тіло, властивості якого значною мірою визначаються робочим середовищем. Тому найкращий варіант – проведення випробувань медичного трибоспряження в середовищі синовіальної рідини (СР), але отримати її в обсязі, що задовольнить умови випробувань, неможливо [1, 12].

Як зазначалося вище, при триботехнічних випробуваннях медичних матеріалів у якості робочої рідини слід використовувати сироватку бичачої крові. Це зумовлено тим, що синовіальна рідина є трансудатом СК, тобто вони містять однакові компоненти, що визначають умови тертя в зчленуванні. Трибологічна функція СР є можливою завдяки наявності в ній рідкокристалічних компонентів (РК) у вигляді складних ефірів кислот холестерину. РК утворюють на тертьових поверхнях орієнтовану структуру, що складається з безлічі нематичних шарів, міжмолекулярна взаємодія яких невелика [15, 16]. Така структура є характерною для шаруватих твердих мастил. При терті відбувається локалізація зсуву між шарами, що значно знижує тертя [15, 16].

Природно, що умови тертя в штучному зчленуванні істотно відрізняються від тертя в природному суглобі, який являє собою систему, що пристосовується («розумний» вузол тертя). Повноцінно відтворити таку систему у вигляді елементів ендопротезів поки не вдається [16]. При цьому необхідно відзначити, що введення РК в робочу рідину призводить до істотного зниження тертя в парах практично всіх застосовуваних у практиці ендопротезування матеріалів [16].

На підставі зазначеного вище автори [1] стверджують, що застосування СК в якості робочої рідини при випробуваннях медичного трибоспряження на зносостійкість сприяє отриманню максимально достовірної інформації про його функціональні характеристики.

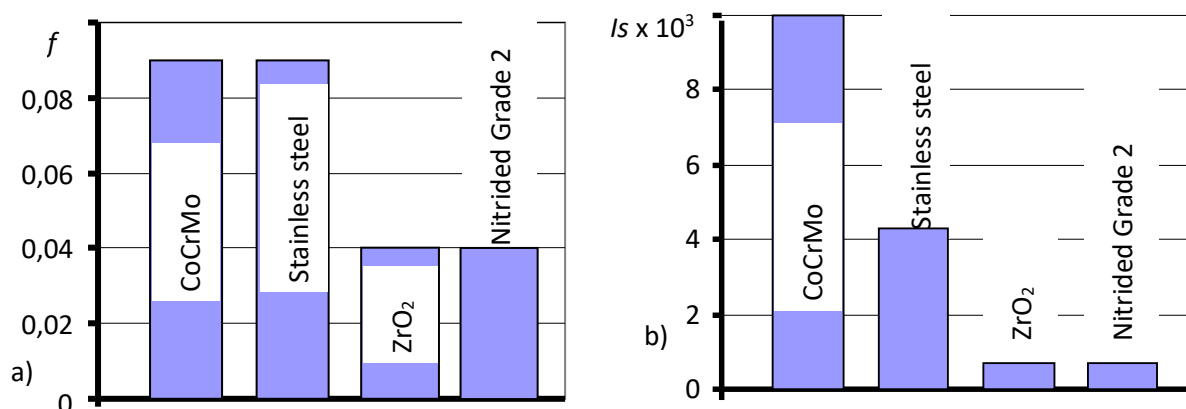


Рис. 8. Значення коефіцієнта тертя (а) та питомого зносу контртіла PE-UHMW (б) в різних медичних парах тертя [12]

У літературі зустрічаються публікації, в яких наведені результати, отримані випробуванням пар тертя або в умовах сухого тертя, або в розчині Рінгера, який зазвичай використовують для моделювання агресивності біологічного середовища людського тіла [17, 18]. На думку авторів [1], їх навряд чи можна визнати такими, що коректно характеризують функціональні характеристики зчленування ендопротеза, що працює в природному середовищі.

Однак недоліком СК, окрім згаданої вище важкодоступності, є обмеження часу використання. При випробуваннях при температурі 37 °С вона швидко втрачає свої властивості, що може стати причиною похибок. Дослідженнями, проведеними в Інституті надтвердих матеріалів НАН України, встановлено, що використання лікарського препарату «Артіфлекс хондро» (10% водний розчин хондроїтин сульфату, що виробляється з тваринної сировини) забезпечує умови тертя при випробуваннях медичних пар тертя, адекватні тим, що і при використанні СК. Значення коефіцієнта тертя при використанні СК та 10% водного розчину хондроїтин сульфату практично співпадають. При цьому робочу рідину можна отримати в необхідному об'ємі й термін її придатності для використання в 4-5 разів більше, ніж СК. Виходячи з цього, в дослідженнях, описаних в [1], в якості робочої рідини використовували 10% водний розчин хондроїтин сульфату.

За схемою «площина/кільце» були проведені порівняльні триботехнічні дослідження пар тертя «азотований чистий титан / PE-UHMW», «кераміка ZrO_2 / PE-UHMW», «нержавіюча сталь / PE-UHMW», «CoCrMo / PE-UHMW». Триботехнічна поведінка пари «CoCrMo / PE-UHMW» добре вивчена, оскільки дане сполучення матеріалів широко використовується в багатьох конструкціях ендопротезів. Опір зносу хіруленового компоненту оцінювали питомим зносом, який визначали як об'єм канавки зносу, поділений на шлях тертя та на площу контактної поверхні – $\text{мм}^3/\text{км} \cdot \text{мм}^2$ або – $\text{мм}/\text{км}$. На рис. 8 наведено результати випробувань. З рисунку видно, що пари

«азотований чистий титан / PE-UHMW», «кераміка ZrO_2 / PE-UHMW» забезпечують найменше тертя в зчленуванні та найменший знос контртіла PE-UHMW [1, 12].

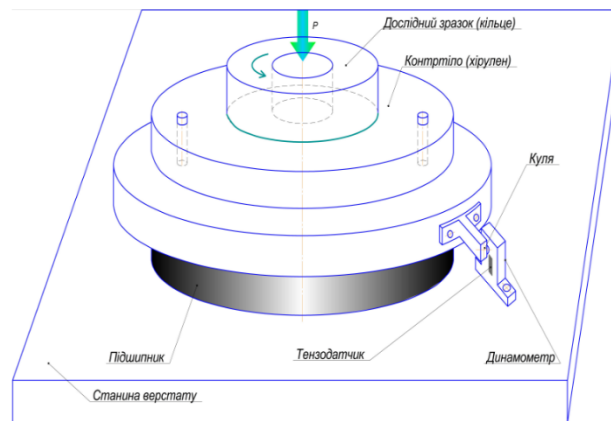


Рис. 9. Схема вимірювання крутного моменту для визначення сили тертя [1]

Для визначення коефіцієнта тертя контртіло встановлювали в пристосування, що спирається на упорний підшипник, і тензометричним динамометром фіксували величину моменту, що виникає при терті кільця по контртілу (рис. 9) [1]. Динамометр тарувався перед випробуванням з урахуванням реальних розмірів плечей [1].

У випробуваннях на машині торцевого тертя застосовували компонент з CoCrMo (HV 4,5 ГПа), компоненти з ВТ 1-0, модифіковані методом іонноплазмового термоциклічного азотування (ШТА) (поверхнева мікротвердість HV 6 ГПа), а також термодифузійного азотування (ТДА) (поверхнева мікротвердість HV 4,9 ГПа) [1].

Крім коефіцієнта тертя фіксували інтенсивність питомого зносу хіруленового компонента, що визначається як знос майданчика 1 мм^2 , віднесений до шляху тертя ($\text{мм}^3 / \text{км}$) [1]. Профіль канавки зносу визначали профілометруванням (рис. 7), далі розраховували її об'єм. На рис. 10 і 11 наведені значення коефіцієнта тертя і питомої інтенсивності зносу компонента PE-UHMW відповідно при випробуванні препарату «Артіфлекс хондро» на машині торцевого тертя. Видно, що відмінності в інтенсивності зносу компонента PE-UHMW в середовищі сироватки крові і препарату

«Артифлекс хондро» не перевищують 4%, відмінності в значеннях коефіцієнта тертя не перевищують 5% [1].

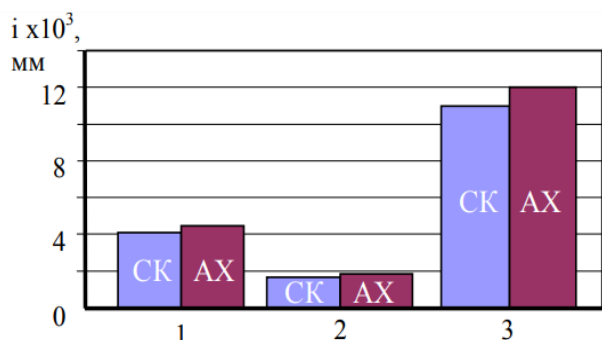


Рис. 10. Питома інтенсивність зносу хіруленового компонента в парах тертя при випробуваннях на машині торцевого тертя в різних середовищах: 1 - ВТ 1-0 ПТА / PE-UHMW; 2 - ВТ 1-0 ТДА / PE-UHMW; 3 - Co-Cr-Mo / PE-UHMW; CK - сироватка крові, AX - препарат «Артифлекс хондро» [1]

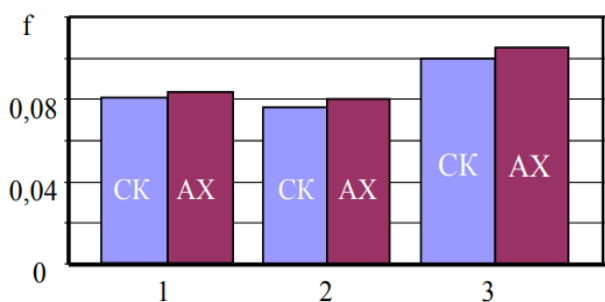


Рис. 11. Коефіцієнт тертя при випробуваннях на машині торцевого тертя в різних середовищах: 1 - ВТ 1-0 ПТА / PE-UHMW; 2 - ВТ 1-0 ТДА / PE-UHMW; 3 - Co-Cr-Mo / PE-UHMW; CK-сироватка крові, AX - препарат «Артифлекс хондро» [1]

Лабораторні випробування показали, що препарат «Артифлекс хондро» зберігає властивості при триботехнічних випробуваннях в 3 - 4 рази довше сироватки крові. При цьому виключається засмічення трубопроводів випробувального обладнання [1].

Отже, препарат «Артифлекс хондро» може успішно використовуватися при дослідженнях триботехнічних характеристик пар тертя «CoCrMo/PE-UHMW» і «азотований титан/PE-UHMW» на машинах тертя і стендах-імітаторах [1].

VII. ВИСНОВКИ

1. На сьогоднішній день існує декілька методик дослідження зносостійкості ендопротезів суглобів, які можна об'єднати у дві групи: випробування на стендах-імітаторах та імітування процесів зношування в процесі експлуатації шляхом тертя одного елемента зчленування по іншому.

2. Слід зазначити, що будь-яка з описаних вище методик дослідження потребує постійної участі та контролю з боку експериментатора. Чим точніші результати можна отримати в процесі дослідження, тим складнішою є його технічна реалізація, тим вищий ризик збою в системі при некоректній експлуатації. З іншого боку, простіші методики теж вимагають постійної участі та аналізу процесу для отримання найбільш коректних та придатних до обробки результатів. Особливо відповідально слід поставитись до вибору та виготовлення робочої рідини для випробування медичних пар тертя. Така рідина за своїми властивостями має бути максимально наближеною до синовіальної рідини, витримуючи при цьому навантаження при випробуванні, крім того, вона повинна бути доступною для отримання у необхідних для експериментів кількостях.

3. Найкращою методикою дослідження зносостійкості медичних пар тертя, на наш погляд, є методика з використанням машини торцевого тертя, що застосовує схему «Площина/кільце». Така методика характеризується відносною простотою реалізації та дозволяє отримати необхідні контантні тиски, що в сукупності з даними профілометрії дає досить повне уявлення про зносостійкість компонентів досліджуваної пари тертя.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі пацієнти, що мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію даної роботи.

ORCID ID та внесок авторів.[0000-0001-7349-5428](https://orcid.org/0000-0001-7349-5428) (A,B,D)

Didkovskiy Tymophii

[0000-0003-1507-1445](https://orcid.org/0000-0003-1507-1445) (C,E,F) Vespalova Olena

A- Концепція роботи та дизайн, B- аналіз даних, C- Відповідальність за статистичний аналіз, D- Написання статті, E- Критичний огляд, F- Остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. ТИТАН В МЕДИЧНИХ ПАРАХ ТЕРТЯ: Монографія – Київ: ІНМ ім. В.М. Бакуля НАН України, 2019.- 146 с. / Під ред. Дьоміна В.Ю., Шейкіна С. С.
2. WHO standards for prosthetics and orthotics. Overview [Електронний ресурс] // World Health Organization. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241512480>.
3. Зазірний І. М. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба протягом останніх 25 років [Електронний ресурс] / І. М. Зазірний // Травма. – 2020. – Режим доступу до ресурсу: <https://trauma.zaslavsky.com.ua/index.php/journal/article/view/809>.
4. Cooper T. BEYOND RECYCLING. The longer life option [Електронний ресурс] / Tim Cooper // New Economics Foundation. – 1994. – Режим доступу до ресурсу: http://irep.ntu.ac.uk/id/eprint/24666/1/201125_7266_Cooper_Publisher.pdf.
5. НАДІЙНІСТЬ ТЕХНІКИ. Терміни та визначення. ДСТУ 2860-94 [Електронний ресурс] // Держстандарт України. – 1996. – Режим доступу до ресурсу: <http://online.budstandart.com.ua/catalog/document.html?iddoc=25034>.
6. Layton R. Characteristics of hip joint reaction forces during a range of activities [Електронний ресурс] / R. Layton, N. Messenger, T. Stewart // ScienceDirect. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453322001424>.
7. Neumann D. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions [Електронний ресурс] / D. Neumann // JOSPT. – 2010. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3025>.
8. Sotirow B.: Uwagi na temat biomechaniki stawu biodrowego. Chirurgia Narządów i Ortopedia Polska 2(1981).
9. Gierzyńska-Dolna M.: Problemy tribologiczne w naturalnych i zastępczych stawach człowieka. Inżynieria Biomateriałów 1(1997), 8-12.
10. Лабораторний стенд для випробувань ендопротезів тазостегнового суглобу / В.В. Лашнева, В.В. Личко, К.І. Рябов // Сучасні проблеми фізичного матеріалознавства: Зб. наук. пр. — К.: ІПМ НАН України, 2015. — Вип. 24. — С. 64-68.
11. Silva M. Average patient-walking activity approaches 2 million cycles per year: Pedometers tinder-record walking activity / [M. Silva, E. F. Shepherd, W. O. Jackson et al.] // J. Arthroplasty. — 2002. — 17. — P. 693—697.
12. Дідковський Т. М. ДОСЛІДЖЕННЯ ТРИБОТЕХНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МЕДИЧНИХ ПАР ТЕРТЯ ЗА СХЕМОЮ «ПЛОЩИНА/КІЛЬЦЕ» [Електронний ресурс] / Т. М. Дідковський, Ю. К. Гребенніков // Молодіжна наукова ліга. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.36074/liga-inter-03.03.2023>.
13. ЕНДОПРОТЕЗИ СУГЛОБІВ ЛЮДИНИ: МАТЕРІАЛИ І ТЕХНОЛОГІЇ: Монографія / Під ред. М. В. Новікова, О. О. Розенберга, Й. Гавліка. – Київ: ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України, 2011. – 528 с.
14. Kragelsky, I.V., M.N. Dobychin, and V.S. Kambalov, Friction and Wear Calculation Methods. 1982: Pergamon Press.
15. Чернякова, Ю. М., & Пінчук, Л. С. (2007). Синовіальний суглоб як розумний вузол тертя. Тертя та знос, 28(4), 410-417.
16. S. Ermakov et al., Liquid Crystals in Biotribology, Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering, DOI 10.1007/978-3-319-20349-2.
17. Влияние анизотропии сапфира на иммунологические, трибологические и прочностные характеристики материала / О.А. Розенберг, А.А. Шульженко, С.В. Сохань, А.Н. Соколов, В.В. Возный // Високі технології в машино-будуванні: Зб. наук праць НТУ “ХПІ”. – Харків, 2007. – Вип.2 (15). – 281 с.
18. An energy-based model for the wear of UHMWPE / R. Colaco, M.P. Gispert, A.P. Serro and B. Saramago //Tribology Letters, Vol. 26, No. 2, May 2007. P. 119-124.

UDC 617.58-77

STUDIES OF WEAR RESISTANCE OF FRICTION PAIR ELEMENTS "METAL (CERAMIC)/ HIGH MOLECULAR POLYETHYLENE" FOR HUMAN HIP JOINTS ENDOPROSTHESIS

Olena Bespalova

bespalova.olena@lil.kpi.ua

Timofey Didkovskiy

didkovskiy.tymophii@lil.kpi.ua

Department of translational medical bioengineering
National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kiev
Polytechnic Institute"
Kyiv, Ukraine

Abstract – Arthroplasty of joints is considered the most effective and often the only way to restore the lost function of a limb. More than a million hip endoprostheses and more than half a million knee endoprostheses, as well as more than 100,000 revision joint endoprostheses, are installed annually in the world. The number of patients requiring joint replacement is steadily increasing. In particular, degenerative-dystrophic lesions of the hip joint today are among the most common diseases and maintain a steady trend towards further growth. Thus, to meet the constant demand for a large number of high-quality joint endoprostheses, it is necessary to constantly improve the characteristics of these medical products. The paper systematizes the key features of the study of the wear resistance of endoprostheses of human hip joints, describes and briefly analyzes the methods of implementing such studies. Both methods using simulator stands and methods with a simplified friction scheme are considered, and their advantages and disadvantages are briefly outlined. In the course of the analysis, the optimal option for researching the wear resistance of elements of friction pairs "metal (ceramic)/ultra high molecular polyethylene" for endoprostheses of hip joints was established, namely: the method of research according to the "plane/ring" scheme. This technique ensures obtaining the necessary contact pressures, allowing to avoid complex and lengthy experiments. Also, the paper outlines the reasons for the impossibility of using the most natural biological fluids for human joints as a working fluid when researching the tribotechnical characteristics of "metal/ultra high molecular weight polyethylene" friction pairs on friction machines and simulator stands and substantiates the use of the "Artiflex chondro" drug as a working fluid.

Keywords – arthroplasty, tribological tests, wear resistance, hip joint, ultrahigh molecular weight polyethylene, contact pressures, friction machine, "Artiflex chondro".