

ЗАТВЕРДЖЕНО
Наказ МОНУ
від 05 червня 2013 року № 683
Форма № Н-3.04

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет»
Факультет інформаційних технологій
Кафедра Біомедичної інженерії

ЗАТВЕРДЖУЮ
Декан факультету
інформаційних технологій
Верескун М.В.
« » 2020 р.

Методичні вказівки
з виконання лабораторних робіт із дисципліни

БІОКЕРАМІКА (Bioceramics)

напряму підготовки 163 «Біомедична інженерія»
(шифр і назва напряму підготовки)



Розроблено в рамках проекту «Erasmus+ (CBHE) BioArt: «Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма зі штучних імплантів для біоінженерії для рівнів бакалавр та магістр»

Developed in the frame of project «Erasmus+ (CBHE) BioArt: Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees» (586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-CBHE- JP)

2019– 2020 навчальний рік

Біокераміка [Електронний ресурс] : Методичні вказівки з виконання лабораторних робіт з дисципліни «Біокераміка» для студентів спеціальності 163 «Біомедична інженерія» денної та заочної форм навчання / уклад. В. Г. Єфременко. – Маріуполь: ДВНЗ «ПДТУ», 2020. – 20 с.

Містить методичні вказівки до лабораторних робіт, контрольні питання для перевірки знань, перелік основної та додаткової літератури, інформаційні ресурси.

Укладач В. Г. Єфременко, доктор техн. наук,
професор

Рецензент А.Ю. Азархов, д-р. мед. наук, професор

Розроблено в рамках проекту «Erasmus+ (CBHE) BioArt: «Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма зі штучних імплантів для біоінженерії для рівнів бакалавр та магістр»

Developed in the frame of project «Erasmus+ (CBHE) BioArt: Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees» (586114-EPP- 1-2017- 1-ES-EPPKA2-CBHE- JP)

Рекомендовано
на засіданні кафедри «Біомедична інженерія»,
протокол № 9 від 11.01.2020 р.

Схвалено методичною комісією
факультету інформаційних технологій,
протокол № 5 від 20.01.2020 р.

© ДВНЗ «ПДТУ», 2020
© В. Г. Єфременко, 2020

ЗМІСТ

Вступ	4
Лабораторна робота № 1 Визначення трибологічних характеристик біокераміки та металевих матеріалів для суглобних імплантів	5
1.1. Мета роботи	5
1.2. Короткі теоретичні відомості	5
1.3. Методика проведення роботи	8
1.3.1 Опис лабораторного обладнання	8
1.3.2 Методика проведення роботи	13
1.4. Зміст звіту	14
Лабораторна робота № 2 Визначення трибологічних характеристик біоінертних та біоактивних керамічних покриттів.....	16
2.1. Мета роботи	16
2.2. Короткі теоретичні відомості	16
2.3 Методика проведення роботи	17
2.4 Зміст звіту	18
Рекомендована література	19

ВСТУП

У міру розвитку техніки і прискорення науково-технічного прогресу дедалі більшої актуальності набуває проблема підвищення надійності і довговічності машин, механізмів і окремих вузлів. Питання захисту імплантів від зношування, проблеми підвищення їх експлуатаційної надійності і довговічності є дуже актуальними для біоінженерії.

До середини ХХ в. в світі сформувалася нова технічна наука - **трибоніка (трибологія)**, що вивчає закономірності руйнування твердих тіл при контактній взаємодії (ударах, ковзанні, коченні). Трибоніка підрозділяється на кілька гілок, які розглядають фізичні (*трибофізика*) і хімічні (*трибохімія*) процеси в поверхневих шарах при терті, методи випробувань на тертя та зношування (*трибометрія*), а також технічні аспекти застосування досягнень трибоніки (*триботехніка*) і хімічні (*трибохімія*) процеси в поверхневих шарах при терті, методи випробувань на тертя та зношування (*трибометр*), а також технічні аспекти застосування досягнень трибоніки (*триботехніка*). Основною метою трибоніки є підвищення надійності і довговічності різноманітних поверхонь тертя.

Правильний вибір матеріалів для використання в вузлах тертя є дуже важливим аспектів боротьби з зношуванням.

Лабораторні роботи - невід'ємна частина процесу вивчення курсу «Біокераміка». Вони сприяють закріпленню теоретичних знань і формуванню практичних навичок, необхідних для вирішення завдань в області вибору керамічних матеріалів для заданих умов експлуатації.

Всі лабораторні роботи містять питання для самоконтролю і список рекомендованої літератури для підготовки до занять.

За результатами кожної лабораторної роботи студенти надають і захищають звіт. Оцінка за виконання роботи виставляється з урахуванням відповіді студента на запитання по роботі і якості оформлення звіту.

Лабораторна робота № 1

ВИЗНАЧЕННЯ ТРИБОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БЮКЕРАМІКИ ТА МЕТАЛЕВИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ СУГЛОБНИХ ІМПЛАНТІВ

1.1. Мета роботи

Метою роботи є співставлення трибологічних характеристик біоматеріалів, освоєння методики проведення трибологічних випробувань.

Місце проведення: лабораторія трибологічних досліджень кафедри БМІ ПДТУ.

1.2 Короткі теоретичні відомості

Трибологія – наука про тертя, зношування, змащування та контактну взаємодію поверхонь твердих тіл при їх відносному русі. Трибологія — наука, що досліджує процеси контактної взаємодії деформованих тіл, вивчає процеси взаємодії твердих тіл при їх відносному переміщені. Областю трибологічних досліджень є процеси тертя і зношування. Трибологія вивчає безпосередньо процеси тертя, а триботехніка - їх застосування у вузлах машин.

Суглоб – природний вузол тертя, де відбувається механічна взаємодія головок кісток. Головки здорового суглобу покриті хрящем та змащені синовіальною рідиною, тому тертя майже невідчутно і не завдає шкоди організму. При зношуванні хряща тертя посилюється, кістки починають тертися безпосередньо одна по одній без змішування, що призводить до їх деформації, руйнації суглобу і до хронічного захворювання – артрозу. В разі розвитку цього захворювання проводять заміну суглоба на штучний суглоб (рис. 1.1). Довговічність штучного суглобу залежить від зносостійкості його складових компонентів, які в процесі життєдіяльності людини піддаються тертю.

Людський організм дуже складна система, яка має високу здатність до саморегуляції і самоорганізації. Він дуже чутливий до зовнішньої інтервенції, що, в результаті прямого контакту з технічною системою, призводить до розвитку біологічних і фізико-хімічних взаємодій з матеріалом імпланту. Хімічний склад навколишнього середови-

ща, потік рідини, вплив тиску і температури, а також скупчення біологічних речовин, таких як білки і ліпіди, механічні навантаження, що виникають в процесі життєдіяльності, справляють комплексний негативний вплив на імплант. Цей вплив може призводити до численних процесів деградації матеріалу, що сприяє зниженню його функціональних властивостей. З іншого боку, матеріал імпланту зі свого боку може справляти руйнівний вплив на біологічну систему організму через механічні, токсичні, канцерогенні та енергетичні чинники.

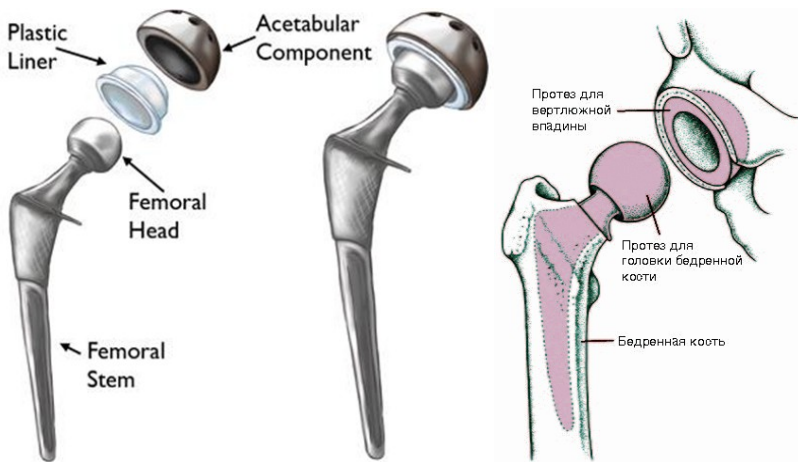


Рисунок 1.1 Конструкція штучного кульшового суглобу.

Реакція організму на матеріали імпланту: корозія, біодеградація (руйнування матеріалу в результаті діяльності живих організмів з втратою його основних специфічних властивостей), механічне руйнування, зношування (у суглобах).

До матеріалу імпланту висуваються такі вимоги, як:

а) **біостійкість** (біостабільність, біоінертність) – здатність матеріалу протистояти структурним змінам, розкладанню і розпаду в біологічному середовищі. Ці зміни можуть бути в межах допуску навколо початкового стану. При цьому не повинно бути ніякого негативного впливу на біологічну систему. Біостабільності металевих матеріалів в значній мірі визначається їх схильністю до корозії, якості поверхні, чистоти хімічного складу (чим чистіше, тим менше схильність до корозії);

б) **біосумісність** - здатність матеріалу вбудовуватися в організм пацієнта, не викликаючи побічних клінічних проявів.

в) **біоактивність** - здатність синтетичного матеріалу взаємодіяти з оточуючими тканинами з утворенням безпосереднього зв'язку з ними, виявляючи стимулюючий вплив на процеси відновлення організму.

Штучний суглоб виготовляють металевим (зі сплавів титану або Со-Сг-Мо сплаву). Поверхні тертя (головка кістки, поверхня западини) можуть вкривати керамікою для подовження строку служби суглобу. Різні поєднання матеріалів в парі тертя діють різний результат, впливаючи на довговічність штучного суглоба.

Підбор матеріалів для пари тертя виконують на основі проведення трибологічних досліджень. В ході цих досліджень оцінюють такі показники, як:

а) **зносотійкість** – здатність протистояти зношуванню при терті, або при абразивному чи іншому механічному впливу на поверхню матеріалу. Оцінюється за втратою маси (об'єму);

б) **коєфіцієнт тертя** (μ) – вказує, яка частка зовнішнього навантаження трансформується в тертя. Для вузлів тертя, до яких відносяться суглоби, тертя повинно бути мінімальним.

При трибологічних випробуваннях використовують наступні терміни:

- **зношування** - процес руйнування поверхні твердого тіла, який полягає в зміні його розмірів або форми.

- **знос** - результат зношування, виражений в одиницях довжини, обсягу, маси.

- **інтенсивність зношування** - відношення величини зносу до шляху тертя або до обсягу виконаної роботи (або до іншого показником) (на 1 км шляху, на 1 гектар ріллі, на 1 тону прокатоної сталі і т.п.).

- **швидкість зношування** - відношення величини зносу до тривалості зношування.

- **зносотійкість** - величина, обернено пропорційна інтенсивності або швидкості зношування.

- **граничний знос деталі** - знос, при якому подальша експлуатація стає неможливою (внаслідок виходу деталі з ладу), неекономічною або неприпустимою в зв'язку з зниженням надійності.

На основі результатів трибологічних досліджень роблять висновки про доцільність використання конкретного матеріалу в парі тертя.

1.3 Методика проведення роботи

1.3.1. Опис лабораторного обладнання

Трибологічні випробування проводяться на трибометрі «Micron-tribo», який дозволяє виконувати випробування на тертя за схемою «pin-on-disk» з модулями обертального та модулями обертального та зворотно-поступального руху (рис. 1.1).

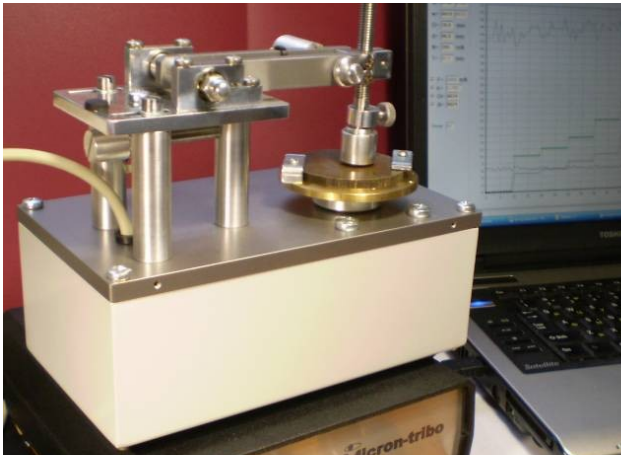


Рисунок 1.1. Загальний вид трибометра «Micron-tribo»

Технічні характеристики трибометра:

- можливість випробувань на тертя за схемою «pin-on-disk» з модулями обертального та и зворотно-поступального руху;
- можливість реєстрації на персональному комп'ютері сили тертя і коефіцієнту тертя;
- частота обертання – 50-500 об/хв;
- максимальний діаметр зразка – 110 мм;
- максимальна товщина зразка – 25 мм;
- діаметр відбитку – 3-40 мм;
- максимальне навантаження – 15 Н;
- розміри – 200x110x210 мм;
- вага – 4 кг.

Трибومتر складається з тензодатчика сили тертя, патрону зі змінними кулями (контр тілом), механізму навантаження і предметного столу, що обертається. Модель роботи МТ представлена на рис. 1.2, де D - діаметр доріжки тертя, S - площа доріжки, L - довжина доріжки, $V = SL$ – знос.

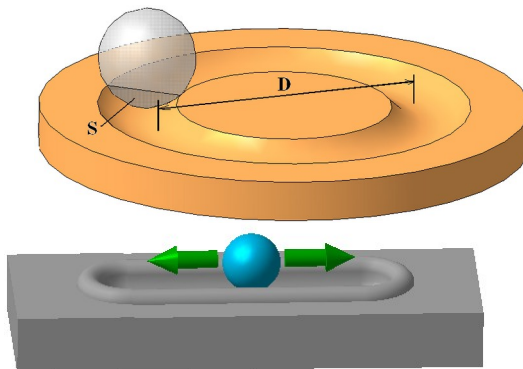


Рисунок 1.2. Модель машини тертя при обертальному і зворотно-поступальному рухах.

Принцип вимірювання сили тертя заснований на реєстрації малих переміщень пружних балок 10 і 11 за допомогою чотирьох тензометричних датчиків (рис. 1.3). При терті змінного кулі (в патроні 3) по поверхню зразка закріпленого на предметному столі 2 виникає сила, що діє на пружні балки 10 і 11, через закріплений до них шток 6. Ця сила реєструється тензометричними датчиками і пропорційна силі тертя. Навантаження на кулі встановлюють за допомогою змінних дисків 8, які фіксуються гайками 7. Випробуваний зразок кріпиться до предметного столу 2. Радіус доріжки тертя регулюється гвинтом 15.

Протягом експерименту допускаються зупинки для реєстрації мікрофотографій ширини доріжки тертя за допомогою міні-мікроскопу, що дозволяє будувати залежність зносу від часу випробувань.

В процесі випробування за допомогою ПК відбувається реєстрація сили тертя і коефіцієнту тертя (рис. 1.4).

Результат тертя оцінюють за допомогою інтерференційного профілометра «Місрон- α » (рис. 1.5). Профілометр призначений для реєстрації мікрофотографії поверхонь методом обробки послідовності інтерференційних картин і дозволяють будувати 2D і 3D профілі поверх-

ні, кількісно оцінювати характеристики поверхні з нанометричну до-
зволом (всі відомі параметри шорсткості), обчислювати радіус
заокруглення і обсяг виступу (западини), обчислювати площі складної
поверхні.

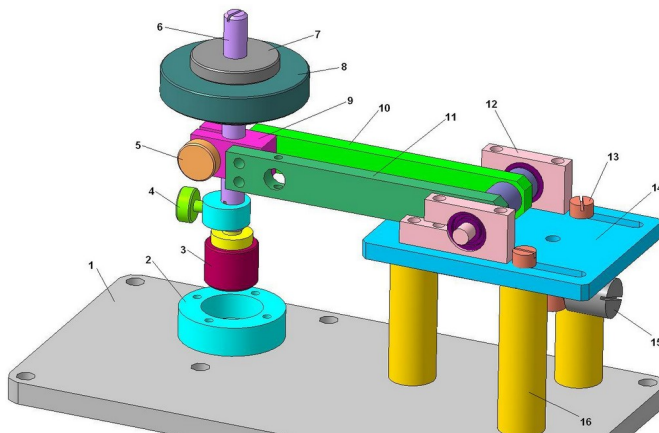
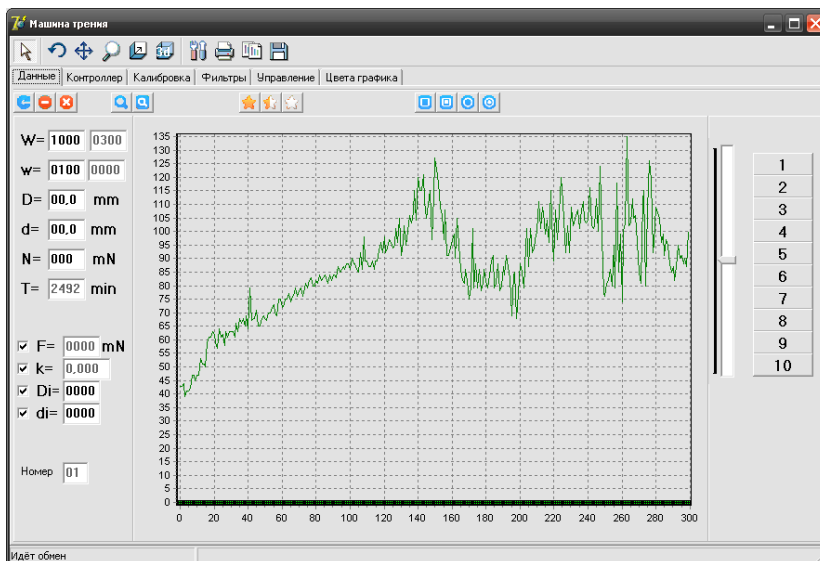
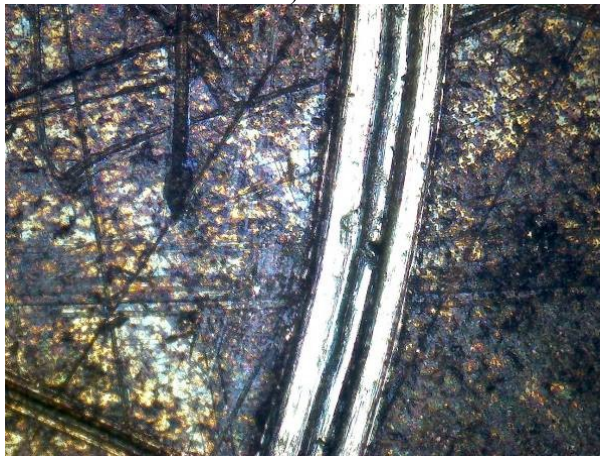


Рисунок 1.3. Твердотільна модель трибometру «Micron-tribo».



а)



б)

Рисунок 1.4. Залежність сили тертя від напрацювання і мікрофотографія доріжки тертя

За допомогою профілометра визначають об'єм заглиблення на поверхні зразку, що фактично є об'ємним зносом матеріалу.

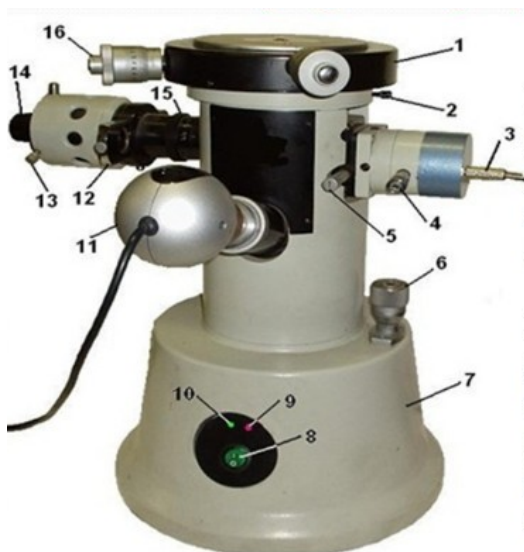


Рисунок 1.5. Загальний вид профілометра «Micron-alpha»

Ресстрація тривимірної топографії поверхні зразка 4 відбувається шляхом порівняння послідовності інтерференційних картин викликаних зміною положення зразкового дзеркала 5. Ресстрація інтерференційної картини здійснюється CCD камерою 1. Мікропереміщення дзеркала 5 здійснюється актуатором 6, керованим ПЕОМ (рис. 1.6).

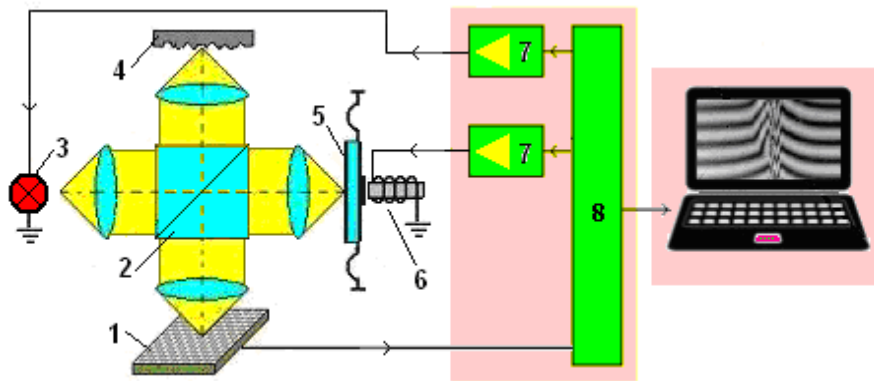


Рисунок 1.6. Блок-схема профілометра «Micron-alpha»: 1 - ПЗС матриця; 2 - діляльний кубик; 3 - лампа розжарювання; 4 - зразок; 5 - зразкове дзеркало; 6 - актуатор; 7 – ЦАП.

Технічні характеристики профілометру «Micron-alpha»:

- можливість безконтактної ресстрації двовимірної та тривимірної топографії поверхні;
- можливість розрахунку параметрів шорсткості поверхні R_a та R_z ;
- можливість розрахунку геометричних параметрів поверхні (площа мікрорельєфу, об'єм, радіус заокруглення сегменту поверхні);
- поле сканування – 1000x900 мкм;
- максимальна вимірювальна висота – 80 мкм;
- час сканування – не більше 1 хвилини;
- роздільна здатність по вертикалі – не менше 5 нм.

Приклад доріжки тертя, зареєстрованої на приладі «Micron-alpha», та відповідна 3D-модель наведені на рис. 1.7.

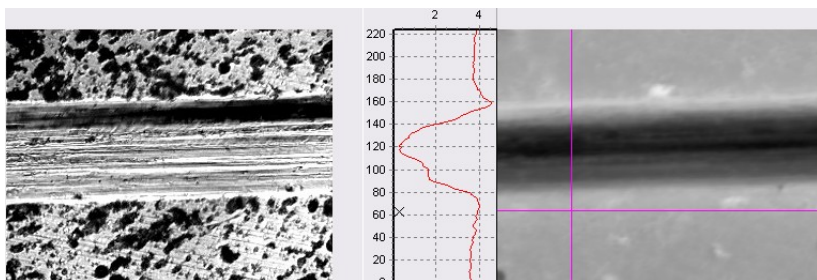


Рисунок 1.7. Мікрофотографії, 2D топографія з профілограми і 3D зображення доріжки тертя.

1.3.2. Методика проведення роботи

Студентам видаються зразки для випробування на тертя розмірами 10x10x20 мм, виготовлені із монолітної кераміки Al_2O_3 , нержавіючої сталі 08X18H9T, титанового сплаву Ti-6Al-4V і сплаву Co-Cr-Mo.

Зразки зважуються на електронних аналітичних вагах RADWAG з дискретністю 0,0001 г. Випробування на зношування при сухому терті проводять на трибометрі «Micron-tribo» за схемою зворотно-поступального руху. Матеріал контртіла (кулька діаметром 5 мм) – гартована сталь ШХ-15 з твердістю вище 60 HRC. Час випробувань - 10 хв. Випробування проводяться за різним навантаженням – 100 г, 250 г, 500 г. При випробуваннях фіксують коефіцієнт тертя.

Після випробування зразок очищується спиртом та знову зважується. За допомогою профілометра «Mitsun-alpha» визначають об'ємний знос зразку. Дані заносяться в таблицю.

Аналізуючи отримані результати, студенти будують графіки залежності втрати маси та втрати об'єму від навантаження для кожного виду матеріалу, а також гістограму цих параметрів при максимальному навантаженні (для співставлення). Середній коефіцієнт тертя визначають на сталій ділянці залежності μ від часу випробування.

В обговоренні результатів кратко описують побудовані залежності, а потім роблять висновки за темою роботи.

Таблиця 1.1. - Результати трибологічних випробувань

Марка матеріалу	Навантаження, г	Маса до зношування, г	Маса після зношування, г	Втрата маси, г	Втрата об'єму	Середній коефіцієнт тертя

1.4 Зміст звіту

Звіт повинен містити:

- а) короткий виклад теоретичної частини;
- б) схеми трибометра і профілометра;
- в) таблицю з результатами випробувань і результатами розрахунків;
- г) графіки залежності втрати маси та втрати об'єму від навантаження;
- д) графіки зміни коефіцієнту тертя;
- е) обговорення результатів;
- ж) висновки.

Контрольні питання

1. Чим відрізняються терміни «знос» і «зношування»?
2. Що таке «зносостійкість»?
3. Які вимоги висувають до матеріалу імпланту?
4. Дайте визначення біостійкості.
5. Дайте визначення біоактивності.
6. Опишіть схему роботи трибометра.
7. Опишіть схему роботи профілометра.
8. Опишіть характер зміни коефіцієнту тертя при випробуваннях.

Лабораторна робота № 2 ВИЗНАЧЕННЯ ТРИБОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОІНЕРТНИХ ТА БІОАКТИВНИХ КЕРАМІЧНИХ ПОКРИТТІВ

2.1. Мета роботи

Метою роботи є співставлення трибологічних характеристик біоактивних керамічних покриттів, освоєння методики проведення трибологічних досліджень

Місце проведення: лабораторія трибологічних досліджень кафедри БМІ ПДТУ.

2.2 Короткі теоретичні відомості

На поверхню імплантів наносять покриття із біоінертної і біоактивної кераміки. До *біоінертної* кераміки відносяться:

а) алюмооксидна кераміка (на основі Al_2O_3) – її використовують також для виготовлення імплантатів для хребта, що застосовуються в вертебрології для фіксації, замісного відновлення при патологічних змінах хребта;

б) цирконієва кераміка (на основі ZrO_2) - її використовують при виготовленні ендопротезів кульшового суглоба, а також зубних коронок.

До біоактивної кераміки відносяться:

а) *кальцій-фосфатний цемент* - комбінація тетра-кальцій-фосфату (TECP) і безводного гідроортофосфату кальція ($CaHPO_4$). Ці матеріали мають сприятливі остеопрвідні властивості як замітники кісткового трансплантата. З цементу роблять пасту, яку наносять на пошкоджену ділянку кістки. Вироблена паста перетворюється на твердий матеріал через 10-15 хв і має міцність на стиск, близьку до нормальної трабекулярної кістки;

б) *гідроксиапатит (ГА)* - мінерал $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. Є основною мінеральною складовою кістки (близько 50% від загальної маси кістки) і зубів (96% в оці). Його основні складові – кальцій і фосфор – два основні мікроелементи, що відповідають за мінералізацію, цілісність, твердість кісток. ГА стимулює остеогенез. В медицині ГА використовується як доповнення, заміщення частин втраченої кістки (в

травматології та ортопедії, хірургії кістки), і як покриття імплантатів, здатне створювати нові кости. В стоматології гідроксиапатит застосовується в зубних пастах як елемент, ремінералізуючий і зміцнюючий зубну емаль;

в) **трикальцій фосфат (TCP)** - інший поширений керамічний матеріал. Має високу швидкість деградації та здатність утворювати міцну зв'язку з кісткою. Кераміка TCP має кращу біорозкладаність, ніж інші біоматеріали, включаючи ГА. Порожнисті каркаси TCP отримують 3D друком;

г) **біфазна кераміка фосфату кальцію (BCP)** має високу біосумісність, біоактивність і остеопровідність та поєднуються з ГА і TCP для модуляції механічних та біологічних характеристик ГА для регенерації кісткової тканини.

д) **кераміка на основі силікату кальцію $CaSiO_3$ (CS)** - новий біоактивний матеріал для регенерації кісток, який може індукувати кісткоподібне утворення шару ГА на поверхні шляхом розчинення в рідині тіла. Для отримання високооднорідних каркасів CS з керованою структурою пор використовують техніку 3DP. Каркаси CS мають відмінну міцність на стискання, задовільну апатитомінералізаційну здатність та високий рівень загоєння дефектів кісток, тобто 3D-друковані каркаси CS мають значний потенціал для регенерації кісткової тканини.

Керамічні покриття наносяться за допомогою таких **методів**, як:

- а) плазмове нанесення;
- б) безструмове нанесення покриттів;
- в) лазерне осадження;
- г) ізостатичне стиснення;
- д) електрофорез;
- є) електрохімічне нанесення покриттів;
- ж) обробка електричним розрядом;
- з) мікродуговий розряд в електроліті (micro-arc oxidation)
- і) PVD (Physical vapor deposition- осадження з фізичної пари)
- к) осадження з хімічної пари.

2.3 Методика проведення роботи

Опис лабораторного обладнання поданий в описі роботи № 1.

Студентам видаються зразки для випробування на тертя розмірами 10x10x20 мм, виготовлені із нержавіючої сталі 08X18H9T з

нанесенням на її поверхню плазмових покриттів біоактивного гідроксиапатиту та біоінертних оксидів алюмінію (Al_2O_3) і цирконію (ZrO_2).

Зразки зважуються на електронних аналітичних вагах RADWAG з дискретністю 0,0001 г. Випробування на зношування при сухому терті проводять на трибометрі «Micron-tribo» за схемою зворотно-поступального руху. Матеріал контртіла (кулька діаметром 5 мм) – гартована сталь ШХ-15 з твердістю вище 60 HRC. Час випробувань - 10 хв. Випробування проводяться за різним навантаженням – 100 г, 250 г, 500 г. При випробуваннях фіксують коефіцієнт тертя.

Після випробування зразок очищується спиртом та знову зважується. За допомогою профілометра «Micron-alpha» визначають об'ємний знос зразку. Дані заносяться в таблицю.

Фотографується характер пошкоджуваності поверхні покриття.

Аналізуючи отримані результати, студенти будують графіки залежності втрати маси та втрати об'єму від навантаження для кожного виду матеріалу, а також гістограму цих параметрів при максимальному навантаженні (для співставлення). Середній коефіцієнт тертя визначають на сталій ділянці залежності μ від часу випробування.

В обговоренні результатів кратко описують побудовані залежності, а потім роблять висновки за темою роботи.

Таблиця 1.1. - Результати трибологічних випробувань

Марка матеріалу	Навантаження, г	Маса до зношування, г	Маса після зношування, г	Втрата маси, г	Втрата об'єму	Середній коефіцієнт тертя

1.4 Зміст звіту

Звіт повинен містити:

- короткий виклад теоретичної частини;
- схеми трибометра і профілометра;
- таблицю з результатами випробувань і результатами розрахунків;
- графіки залежності втрати маси та втрати об'єму від навантаження;
- графіки зміни коефіцієнту тертя;

- є) фотографії зношеної поверхні покриттів і елементів руйнації;
- ж) обговорення результатів;
- з) висновки.

Контрольні питання

1. Опишіть методику випробувань на зношування.
2. Мета застосування біоактивних керамічних покриттів.
3. Кераміка на основі фосфату кальцію, структура та властивості .
4. Гідроксиапатит. Структура, хімічний склад, властивості. Застосування в медицині.
5. Хімічний склад та механізм дії біоактивної склокераміки.
6. Назвіть типи біокераміки.
7. Яким чином визначають зносостійкість покриття?
8. Назвіть методи нанесення біокерамічних покриттів на трибосполучення суглобних імплантів.

Рекомендована література

1. Єфременко В.Г., Чабак Ю.Г. Сплави триботехнічного призначення: Навч. посібник. Маріуполь: ПДТУ, 2016. - 243 с.
3. Sabu Thomas, Preetha Balakrishnan, Sreekala M.S. Fundamental Biomaterials: Ceramics. Woodhead Publishing, 2018. – 498 p.
4. Ian Hutchings, Philip Shipway. Tribology: Friction and Wear of Engineering Materials, 2nd Edition. Butterworth-Heinemann, 2017. - 412 p.
5. Giovanni Straffelini. Friction and Wear. Methodologies for Design and Control. Springer, Cham, 2015. - 283 p.
6. Sergey V. Dorozhkin. Calcium Orthophosphate-Based Bioceramics and Biocomposites. John Wiley & Sons, 2016. – 416 p.
7. Besim Ben-Nissan. Advances in Calcium Phosphate Biomaterials. Springer Science & Business. 2014. – 547 p.
8. Фадеева И.В. Медицинская керамика из замещенных фосфатов кальция. Москва: МГУ, 2016. – 167 с.
9. Шаповалов В. В., Кохановский В.А., Эркенов А.Ч. Триботехника. Учебник. М.: Феникс, 2017. – 348 с.

Інформаційні ресурси

8. Довідкові матеріали на сайті: <https://www.sciencedirect.com/topics/chemistry/bioceramic>
9. Довідкові матеріали на сайті: <https://www.britannica.com/technology/bioceramics>
10. Довідкові матеріали на сайті: <https://www.sciencedirect.com/topics/materials-science/biotribology>
11. Довідкові матеріали на сайті: <https://pcs-instruments.com/articles/biotribology-is-everywhere/>