МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»

Факультет будівництва, архітектури та дизайну
(повне найменування факультету)

Кафедра композиційних матеріалів, хімії та технологій
(повне найменування кафедри)

Пояснювальна записка

до дипломного проєкту (роботи)
бакалавра
(ступінь вищої освіти)

Дослідження корозії кобальтохромових стоматологічних сплавів
(назва теми)

Виконав: студент 4 курсу, групи БАД-212

Спеціальності 132 – «Матеріалознавство»
(код і найменування спеціальності)

Освітня програма (спеціалізація):
«Композиційні та порошкові матеріали, покриття»
Семеренко А.М.
(ПРІЗВИЩЕ та ініціали)

Керівник Петруша Ю.Ю.
(ПРІЗВИЩЕ та ініціали)

Рецензент Ткач Д.В.
(ПРІЗВИЩЕ та ініціали)

2026

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»

Факультет Будівництва, архітектури та дизайну
Кафедра «Композиційні матеріали, хімія та технології»
Ступінь вищої освіти бакалавр
Спеціальність 132 «Матеріалознавство»
(код і найменування)
Освітня програма (спеціалізація) «Композиційні та порошкові матеріали, покриття»
(назва освітньої програми (спеціалізації))

ЗАТВЕРДЖУЮ
В.о. завідувача кафедри КМХТ
Іван АКІМОВ
«20» квітня 2026 року

ЗАВДАННЯ
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТА

Семеренко Андрія Михайловича
(прізвище, ім'я, по батькові)

1.Тема проекту (роботи) «Дослідження корозії кобальтохромових стоматологічних сплавів»

керівник проекту (роботи) ПЕТРУША Юлія, к.б.н., доцент,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом закладу вищої освіти від «17» квітня 2026 року № 173
2.Строк подання студентом проекту (роботи) 20 травня 2026 р.
3.Вихідні дані до проєкту (роботи) вихідні характеристики кобальтохромових стоматологічних сплавів; обладнання та устаткування

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Сплави, що використовуються в стоматології. Характеристика кобальтохромових стоматологічних сплавів. Матеріали та методики дослідження. Обробка результатів експерименту. Висновки.

5.Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)
Презентація

6.Консультанти розділів проєкту (роботи)

Розділ	ПРІЗВИЩЕ, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Прийняв виконане завдання
	ПЕТРУША Ю.Ю., к.б.н., доц.	10.04.26	28.04.26
	ПЕТРУША Ю.Ю., к.б.н., доц.	28.04.26	05.05.26
	ПЕТРУША Ю.Ю., к.б.н., доц.	05.05.26	15.05.26
Нормоконтроль	ПЕТРУША Ю.Ю., к.б.н., доц.	20.05.26	25.05.26

7.Дата видачі завдання « 10 » квітня 2026 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проєкту (роботи)	Строк виконання етапів проєкту (роботи)	Примітка
	Вступ, розділ 1	28.04.2026	вик.
	Розділ 2	05.05.2026	вик.
	Розділ 3	15.05.2026	вик.
	Попередній захист	26.05.2026	вик.

Студент _____ (Андрій СЕМЕРЕНКО)
(підпис) (Ім'я ПРІЗВИЩЕ)

Керівник проєкту (роботи) _____ (Юлія ПЕТРУША)
(підпис) (Ім'я ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до дипломної кваліфікаційної роботи бакалавра: 30 с., 3 табл., 4 рис., 15 джерел.

КОБАЛЬТОХРОМОВІ СТОМАТОЛОГІЧНІ СПЛАВИ, КОРОЗІЯ, ІНГІБІТОРИ КОРОЗІЇ, ГРАВІМЕТРИЧНИЙ СПОСІБ ОЦІНЮВАННЯ ІНТЕНСИВНОСТІ ПРОЦЕСУ КОРОЗІЇ, РОСЛИННА СИРОВИНА.

Мета роботи – дослідження процесу корозії кобальтохромового стоматологічного сплаву у розчинах кислот (сульфатній, оцтовій) та натрію хлориду без додавання та в присутності рослинного екстракту (з кори дубу). Методи дослідження: аналіз наукової фахової літератури з обраної теми дослідження, зважування на аналітичних вагах, приготування водних вилучень з рослинної сировини, гравіметричний спосіб оцінювання інтенсивності процесу корозії.

Проаналізовано вплив сульфатної кислоти, натрій хлориду та оцтової кислоти на процеси корозії кобальтохромового стоматологічного сплаву. А також антикорозійну дію водного екстракту кори дубу. Використання вилучення з кори дубу дозволяє підтримувати вагу зразків максимально наближеною до початкової, що критично важливо для збереження геометрії та міцності стоматологічних конструкцій. Результати виконаної роботи можуть бути корисними для стоматологічної практики, адже дозволяють оцінити довговічність і безпечність протезів та ортопедичних конструкцій. А також стати основою створення екологічно безпечних інгібіторів корозії на основі рослинних екстрактів для розробки дешевших і безпечніших методів захисту апаратури.

ЗМІСТ

Перелік скорочень, умовних познак, одиниць і термінів …….6
Вступ.....7
1 Стоматологічні сплави та їх характеристика …….9
1.1 Сплави, що використовуються в стоматології …….....9
1.2 Характеристика кобальтохромових стоматологічних сплавів ….14
2 Матеріали та методики дослідження……18
2.1 Вибір дослідних зразків та сировини.....18
2.2 План дослідження.....20
2.3 Гравіметричний спосіб оцінювання інтенсивності процесу корозії ……21
3 Дослідження процесу корозії кобальтохромового стоматологічного сплаву……..24
3.1 Обробка експериментальних даних…….....24
Висновки.....28
Перелік джерел посилань.....29

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАК, ОДИНИЦЬ І ТЕРМІНІВ

КХС – кобальтохромовий стоматологічний сплав

НХС – нікелехромовий сплав

СПС – срібно-паладієвий сплав

K_m – масовий показник корозії

Δm – зміна маси металу, г

S – поверхня кородуючого металу

t – тривалість корозійного процесу

γ – коефіцієнт гальмування

K_1 – швидкість корозії без захисту

K_2 – швидкість корозії з інгібітором

Z – ступінь захисту

ВСТУП

Метали та їхні сплави сьогодні широко застосовують у виробництві медичного обладнання та ортопедичних засобів завдяки їхній високій міцності. Вони також знаходять використання при виготовленні внутрішніх електричних пристроїв та в стоматології.

Матеріали, що застосовуються в ортопедичній стоматології, повинні відповідати суворим нормативам: бути стійкими до корозії в умовах ротової порожнини, мати високі механічні властивості, бути технологічно зручними в обробці, а також характеризуватися необхідними фізичними параметрами та біологічною індиферентністю щодо тканин. Важливо, щоб вони не порушували кровообіг, чутливість і не викликали запальних процесів, а також не змінювали pH ротової рідини.

Індивідуальний характер виробництва стоматологічних конструкцій та необхідність врахування реакції організму пацієнта зумовили використання у світовій практиці понад п’ятисот біосумісних сплавів для відливання протезів.

Ротова порожнина людини має умови, які є сприятливими для виникнення процесів корозії: слина діє як електроліт, температура є сприятливою, а протези зазнають різноманітних навантажень. Працювати в таких умовах здатні лише окремі сплави з золота, срібла з паладієм, кобальто-хромові (КХС) та нержавіюча сталь. Водночас їхня стійкість залежить від хімічного складу, стану поверхні, термічної обробки та внутрішніх напружень: на шорстких ділянках корозія розвивається швидше.

Тому впровадження ефективних методів протикорозійного захисту могло б значно розширити перелік матеріалів, придатних для ортопедичної стоматології, адже навіть сучасні сплави не є повністю стійкими. У деяких випадках корозія пошкоджує припій у сталевих конструкціях або призводить до втрати міцності й зміни кольору окремих ділянок протезів зі срібно-паладієвих сплавів.

Метою дипломного проєкту є дослідження процесу корозії кобальтохромового стоматологічного сплаву у розчинах кислот (сульфатній, оцтовій) та натрію хлориду без додавання та в присутності рослинного екстракту (з кори дубу).

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати такі завдання:

1) опрацювати наукову фахову літературу з обраної теми дослідження та детально ознайомитися з різноманіттям стоматологічних сплавів та особливостями їх корозії;

2) провести аналіз швидкості корозії КХС гравіметричним методом без інгібітора;

3) провести аналіз швидкості корозії КХС гравіметричним методом в присутності водного вилучення з кори дубу («зеленого» інгібітора).

Об’єктом дослідження є зразки кобальтохромового стоматологічного сплаву.

Предметом дослідження є стандартні показники: ваговий (масовий) показник корозії, коефіцієнт гальмування та ступінь захисту.

Результати виконаної роботи можуть бути корисними для стоматологічної практики, адже дозволяють оцінити довговічність і безпечність протезів та ортопедичних конструкцій. А також стати основою створення екологічно безпечних інгібіторів корозії на основі рослинних екстрактів для розробки дешевших і безпечніших методів захисту апаратури.

Апробацію проєкту було здійснено на щорічній науково-практичній конференції викладачів, науковців, здобувачів вищої освіти та молодих учених «Тиждень науки-2026».

1 СТОМАТОЛОГІЧНІ СПЛАВИ ТА ЇХ ХАРАКТЕРИСТИКА

1.1 Сплави, що використовуються в стоматології

Сучасна ортопедична стоматологія та матеріалознавство пропонують широкий спектр конструкційних матеріалів для відновлення втрачених зубів, моделювання дефектів зубних рядів та естетичної реставрації. Серед них особливе місце посідають стоматологічні сплави металів. Їхні фізико-хімічні, механічні та клініко-технологічні властивості безпосередньо впливають на довговічність, точність виготовлення, естетику й біосумісність стоматологічних конструкцій в агресивному середовищі порожнини рота пацієнта [1].

Чисті метали у природному стані практично не відповідають суворим медико-технічним вимогам. Це пов’язано з тим, що вони здебільшого є недостатньо міцними, піддаються значній корозії або мають незадовільні ливарні характеристики. Саме тому в клінічній практиці застосовують виключно сплави – багатокомпонентні системи, властивості яких залежать від структури матриці, природи легуючих елементів та утворення проміжних фаз [2]. На сьогодні на світовому стоматологічному ринку представлено від 500 до понад 1000 різноманітних дентальних сплавів, що робить проблему їхньої систематизації та обґрунтованого вибору вкрай актуальною [2, 3].

Згідно з міжнародними стандартами (ISO) та усталеними класифікаціями, що наведені у багатьох вітчизняних наукових джерелах, усі стоматологічні сплави поділяють на такі три основні групи:

– благородні (дорогоцінні) сплави – матеріали на основі золота, платини, паладію та срібла;

– неблагородні (базисні) сплави – системи на основі заліза (нержавіючі сталі), нікелю, кобальту, а також титану;

– допоміжні сплави – легкоплавкі сполуки, які використовуються на лабораторних етапах виготовлення протезів, а також сплави алюмінію та бронзи для тимчасових конструкцій [3, 4].

Окремо виділяють групу сплавів для металокерамічних конструкцій, які диференціюють за вмістом металів: з високим вмістом золота (>75%); з високим вмістом благородних металів (Au + Pt або Au + Pd >75%); на основі паладію (понад 50%) та на основі неблагородних металів (нікелехромові та кобальтохромові) [1, 3].

Конструктивний підхід до вибору конкретного сплаву базується на комплексі вимог [5]:

- хімічна та корозійна стійкість – здатність протистояти руйнуванню та електролітичній дисоціації під дією ротової рідини й компонентів їжі;
- механічна міцність і жорсткість – стійкість до деформації та зламу під дією високих жувальних навантажень;
- технологічність (ливарні властивості) – низька усадка при кристалізації (менше ніж 2%) та здатність відтворювати найдрібніші деталі рельєфу;
- біосумісність – відсутність токсичної, алергенної чи канцерогенної дії на тканини пародонта й організм в цілому [1, 5].

Благородні сплави традиційно вважаються еталоном біосумісності та корозійної стійкості в ортопедичній стоматології. Завдяки високому вмісту золота і металів платинової групи вони мають виражену хімічну інертність і мінімальний ризик викликати явища гальванізму чи контактного стоматиту [6].

У праці [4] наведено стандартні рецептури золотих сплавів, затверджені для медичного використання. Найбільш поширеним є золотий сплав 900-ї проби, що містить 90 % золота, 4 % міді та 6 % срібла. Мідь додається до сплаву для підвищення його твердості та міцності (оскільки чисте золото є надто м’яким), а срібло забезпечує відновлення пластичності та пом’якшує

червоний відтінок міді. Цей сплав використовується переважно для виготовлення штампованих коронок та мостоподібних протезів.

Для литих елементів (вкладок, напівкоронок, каркасів бюгельних протезів) застосовують золотий сплав 750-ї проби, легований значною кількістю міді (до 12-16%), срібла, а іноді й платини. Платина (у кількості 4-7 %) суттєво підвищує температуру плавлення, механічну міцність, пружність та зменшує усадку під час лиття, що робить цей матеріал незамінним для протяжних конструкцій [4].

З метою економії та зниження вартості протезування було розроблено срібно-паладієві сплави (СПС). Типовий склад СПС містить близько 70-72% срібла та 20-25% паладію, з невеликими домішками золота, міді чи кадмію [4]. Паладієвий компонент захищає срібло від швидкого потемніння в ротовій порожнині та значно покращує антикорозійні характеристики системи. Але срібно-паладієві сплави мають гірші ливарні та естетичні властивості порівняно з золотими. А в деяких випадках вони, навіть, можуть викликати специфічний присмак металу в роті внаслідок виділення іонів срібла [4, 6-9].

Неблагородні сплави складають основу бюджетного та масового протезування завдяки високим фізико-механічним показникам міцності та доступній ціні.

Історично й практично важливе місце посідає нержавіюча сталь. В ортопедичній стоматології масово використовуються дві основні марки сталі: 20Х18Н9Т та 25Х18Н102С [3].

Марка 20Х18Н9Т містить близько 18 % хрому (утворює захисну оксидну плівку і забезпечує корозійну стійкість), 9 % нікелю (стабілізатор аустенітної структури, що надає пластичності та полегшує штампування) і до 1 % титану (запобігає міжкристалітній корозії під час паяння). З цієї сталі промисловим методом виготовляють стандартні гільзи для штампованих коронок, ортодонтичний дріт та гнучкі матриці [3, 4].

Марка 25Х18Н10С характеризується вищим вмістом кремнію, що покращує ливарні властивості. З неї відливають зуби та каркаси мостоподібних протезів, які згодом облицьовуються полімерами [3].

Останнім часом, через доведену алергенність нікелю, науковці розробили сучасні безнікелеві азотовмісні сталі (наприклад, марка РС-1). У таких сплавах нікель замінено марганцем та азотом (0,2%). Азот стабілізує аустенітну фазу, компенсує відсутність нікелю, суттєво підвищує пружність матеріалу і знижує токсикологічний ризик для тканин ротової порожнини [3].

Нікелехромові сплави (НХС) мають широке застосування у виготовленні каркасів під металокераміку. Типовий склад включає понад 60-70 % нікелю, 11-25 % хрому, а також молібден (понад 2 %) для посилення стійкості проти піттингової корозії [1, 3]. Вони мають чудову рідкоплинність, високу точність лиття та добре піддаються механічній обробці. Проте іони нікелю є сильними алергенами і здатні викликати реакції гіперчутливості у пацієнтів (так званий нікелевий стоматит), через що використання НХС у країнах ЄС суворо обмежується [1, 6].

Титан (найчастіше технічно чистий титан марок ВТ1-00, ВТ1-0 або сплав ВТ6 з алюмінієм і ванадієм) є одним із найбільш перспективних матеріалів медичного призначення, завдяки своїй абсолютній біоінертності, надзвичайно високій питомій міцності та легкості [1, 5]. На поверхні титану миттєво утворюється щільна та стійка пасивуюча плівка оксиду титану TiO_2, яка повністю блокує дифузію іонів металу в біологічні тканини [5].

Титан є основним матеріалом для виготовлення дентальних імплантатів та абатментів (стоматологічних перехідників, які з’єднують вживлені у щелепу імпланти та зубні коронки). Попри всі переваги, класичне лиття титану обмежене, оскільки цей метал у розплавленому стані є надзвичайно агресивним до кисню і потребує вакуумних ливарних установок [1]. Сучасним вирішенням цієї проблеми є впровадження комп’ютерного фрезерування титанових дисків за допомогою CAD/CAM технологій, що забезпечує бездоганну точність без ризику забруднення металу під час лиття [1].

Допоміжні сплави відіграють виключно технологічну роль і використовуються на лабораторних етапах ортопедичного лікування (наприклад, для відливання штампів, моделей або фіксації деталей протезів під час обробки).

Головна характеристика цих матеріалів – надзвичайно низька температура плавлення (у межах 60-100 °С), що досягається за рахунок евтектичних сумішей важких металів: вісмуту, свинцю, олова та кадмію [4]. До таких матеріалів належать:

– сплав Мелота (склад: 50% вісмуту, 31% олова, 19% свинцю), температура плавлення якого становить близько 63 °С. Він є найбільш вживаним для відливання штампів при виготовленні коронкових виробів;

– сплав Розе та сплав Вуда (останній містить кадмій, що знижує температуру плавлення до 60,5 °С).

Через наявність токсичних елементів (свинець, кадмій) ці сплави категорично заборонено використовувати безпосередньо у порожнині рота пацієнта. Робота з ними в зуботехнічній лабораторії вимагає суворого дотримання правил техніки безпеки з метою запобігання інгаляційному отруєнню парами металів [4].

Для досягнення високих естетичних параметрів металеві каркаси протезів обов’язково покривають художніми облицювальними матеріалами: стоматологічною керамікою (фарфором) або ситалами [5, 10].

Ключовою умовою успішного зчеплення (адгезії) між металом і керамікою є збалансованість їхніх коефіцієнтів термічного розширення. Під час спікання керамічної маси при температурах 900-960 °С металевий каркас не повинен деформуватися. А різниця коефіцієнтів термічного розширення матеріалів має бути мінімальною, щоб при охолодженні не виникало внутрішніх напружень, які призводять до сколів керамічного покриття [2, 5].

Для покращення ретенції (утримання) облицювального матеріалу на металі, окрім механічної обробки та піскоструминного очищення оксидом алюмінію, застосовують новітні фізико-хімічні методи. Одним із таких

високоефективних методів є плазмове напилення порошків на металевий каркас. Це дозволяє створити високопористу мікрошорстку поверхню, яка суттєво збільшує площу контакту та міцність адгезійного зв’язку між металевою основою та керамікою чи полімером [3].

Таким чином, вибір оптимального металевого сплаву є наріжним каменем ефективного ортопедичного лікування дефектів зубних рядів.

1.2 Характеристика кобальтохромових стоматологічних сплавів

Кобальтохромові сплави (КХС) посідають одне з провідних місць у сучасній ортопедичній стоматології та матеріалознавстві. Вони належать до групи базисних неблагородних матеріалів і широко застосовуються для виготовлення суцільнолитих каркасів незнімних протезів, бюгельних (дугових) конструкцій, знімних пластинкових протезів, а також елементів анкерної фіксації й абатментів [1, 3]. Популярність КХС зумовлена їхніми високими фізико-механічними характеристиками, корозійною стійкістю та збалансованим співвідношенням між клінічною ефективністю і вартістю [2].

Основою кобальтохромових сплавів є матриця з кобальту, вміст якого зазвичай становить 60-65 %. Кобальт забезпечує матеріалу високі механічні властивості: міцність, твердість та жорсткість. Це дозволяє створювати тонкі й ажурні конструкції (наприклад, дуги та кламери бюгельних протезів), стійкі до постійних жувальних навантажень [1, 3].

Другим за значенням компонентом є хром, концентрація якого у стоматологічних КХС суворо регламентується міжнародними стандартами і має складати не менше ніж 25-28 % [3]. Хром є основним легуючим елементом, що відповідає за корозійну стійкість. На поверхні сплаву він утворює надтонку пасивну оксидну плівку Cr_2O_3, яка надійно захищає металеву матрицю від хімічної та електрохімічної агресії ротової рідини й

запобігає виходу іонів важких металів у навколишні тканини [5, 11]. Крім того, хром підвищує твердість сплаву та є розчинником для інших модифікуючих компонентів [3].

Для покращення специфічних властивостей до КХС вводять додаткові легуючі елементи:

- молібден (4-6%) – подрібнює зернистість кристалічної структури (зменшує розмір зерна при кристалізації), суттєво підвищує міцність сплаву, а також блокує розвиток піттингової (точкової) корозії у слабкокислому середовищі ротової порожнини пацієнта [1, 3];
- марганець та кремній (вони вводяться як деоксиданти для зменшення пористості виливків, підвищення рідкоплинності розплаву під час лиття та зниження температури плавлення) [3, 4];
- азот (до 0,2 %) – стабілізує аустенітну структуру, підвищує характеристики пружності матеріалу та деформаційного зміцнення, що забезпечує стабільність форми протеза за мінімальної товщини стінок [3];
- вольфрам або вуглець (вони використовуються в деяких марках для надання додаткової твердості, проте перевищення концентрації вуглецю може призвести до крихкості матеріалу) [4].

Кобальтохромові сплави володіють комплексом унікальних фізико-технічних параметрів [3-5]:

- щільність КХС становить близько 8,0-8,3 г/см^3, що робить протези з них значно легшими, ніж аналогічні конструкції із золотих сплавів, щільність яких сягає 16-19 г/см^3;
- температура плавлення є досить високою і перебуває в діапазоні 1450-1530 ^{0}C. Це вимагає використання спеціальних високотемпературних індукційних ливарних установок та міцних вогнетривких формувальних мас на фосфатному сполучному;
- ливарна усадка становить менше ніж 2 % (зазвичай близько 1,8-2,0 %), що вважається цілком задовільним показником для досягнення високої точності припасування каркасів зубних протезів на гіпсових моделях;

– твердість за Віккерсом становить від 310 до 380 одиниць (наприклад, для сучасних безнікелевих КХС фірми *Heraeus Kulzer* марок *Wheranium CE* та *Wheranium EH* твердість становить 380 та 310 HV відповідно). Така висока твердість гарантує стійкість до стирання, але суттєво ускладнює етапи механічної обробки, шліфування та полірування виробів у зуботехнічній лабораторії.

Питання взаємодії кобальтохромових сплавів із біологічним середовищем ротової порожнини є предметом прискіпливої уваги дослідників. Ротова порожнина є складною екосистемою, де слина виконує роль електроліту, а постійні зміни температури, коливання pH (через прийом їжі) та присутність мікрофлори створюють умови для електрохімічної корозії [11].

Завдяки пасивації хромом, якісні безнікелеві КХС демонструють відмінну хімічну стійкість та високу біосумісність [1]. Проте у випадках порушення технології лиття, перегріву сплаву або одночасної присутності в роті пацієнта інших металів (наприклад, амальгам чи нержавіючих сталей) виникають процеси гальванізму [6, 11]. Різниця електродних потенціалів викликає мікротоки, що супроводжуються руйнуванням захисної плівки та міграцією (електролітичною дисоціацією) іонів кобальту і хрому в слину пацієнта [2, 11].

Надходження іонів важких металів у тканини протезного ложа може викликати місцеві токсико-алергічні реакції, відомі як контактний або протезний стоматит [6]. Пацієнти при цьому скаржаться на відчуття печіння язика та слизової оболонки, металевий присмак у роті, порушення салівації (процесу виділення слини слинними залозами) [6, 11]. Проте порівняно з нікелехромовими сплавами, де нікель є потужним імунотоксичним алергеном, кобальтохромові матриці є значно безпечнішими, що зумовлює сучасну світову тенденцію до заміни НХС на безнікелеві КХС [1, 3].

Для забезпечення естетичних вимог кобальтохромові каркаси покриваються шарами ситалів або дентальної кераміки [5, 10]. Надійність металокерамічного з’єднання залежить від збалансованості коефіцієнта

термічного розширення кобальтового сплаву та керамічної маси. При температурах спікання фарфору (900-960 ^{0}C) КХС зберігає стійкість до термічного розплавлення, що виключає викривлення каркаса [2, 5].

Для максимізації адгезії застосовують метод плазмового напилення порошків КХС, який формує на литому каркасі розвинене ретенційне покриття з мікропорами. Таке покриття збільшує силу механічного зчеплення з облицювальним матеріалом у кілька разів [3].

Окрім традиційного точного лиття за виплавлюваними моделями, яке має ризик виникнення внутрішніх дефектів і усадочних раковин, сучасна стоматологія активно впроваджує обробку кобальтохромових матеріалів за допомогою цифрових CAD/CAM технологій. Спеціальні промислові диски з КХС піддаються високоточному комп’ютерному фрезеруванню або лазерному спіканню (3D-друку металом), що повністю усуває людський фактор, мінімізує внутрішні напруження в металі й гарантує бездоганну точність прилягання майбутнього протеза [1, 12].

2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИКИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Вибір дослідних зразків та сировини

Кобальтохромові стоматологічні сплави (КХС) містять значну кількість хрому (23-29 % за масою), який є головним легувальним елементом. Основними компонентами стоматологічних КХС є кобальт, хром і нікель, сумарний вміст яких у сплаві становить не менше ніж 85 %. Саме така концентрація забезпечує високу корозійну стійкість протезів у ротовій порожнині, а також надає виробам твердість і міцність. У сучасному протезуванні КХС належать до найбільш поширених матеріалів: з них можливо виготовити суцільнолиті зубні протези будь-якої конструкції.

Хімічний склад обраних для дослідження зразків наведено в таблиці 2.1, а зовнішній вигляд готового протезу та експериментального зразку представлено на рисунках 2.1 та 2.2.

Таблиця 2.1 – Хімічний склад зразків

Елемент	C	Si	Mn	Cr	Ni	Co	Mo	Fe
	1	2	3	4	5	6	7	8
Вміст, %	0,25	до 0,5	0,6	25- 28	3-3,75	до 62	4,4-5,5	0,5-0,6



Рисунок 2.1 – Зубний протез, виготовлений з кобальтохромового сплаву



Рисунок 2.2 – Експериментальний трикутний зразок

Для вивчення процесу корозії кобальтохромового стоматологічного сплаву обрали один вид рослинної сировини, а саме кору дубу (виробник ПрАТ «Фармацевтична фабрика «Віола», м. Запоріжжя) (рис. 2.3), оскільки цей тип сировини вже зарекомендував себе в багатьох наукових дослідженнях як основа для створення «зелених» інгібіторів корозії.



Рисунок 2.3 – Рослинна сировина: «Дуба кора»

Середня вага та площа поверхні трикутних металевих зразків для дослідження наведена в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Середня вага та площа поверхні трикутних металевих зразків

№ зразка	КХС	
	m_1, г	S, мм^2
1	2	3
1	0,0425	43,4324
2	0,0425	43,4324
3	0,0425	43,4324
4	0,0425	43,4324
5	0,0425	43,4324
6	0,0425	43,4324

2.2 План дослідження

За добу до проведення експерименту готували водні вилучення з кори дубу. Кору заливали окропом, після чого настоювали при температурі 18-20 °С протягом 24 годин. Після настоювання розчини фільтрували.

Далі ці водні витяжки досліджували у середовищах, що спричиняють активну корозію (10%-вий розчин сульфатної кислоти, 3%-вий розчин натрій хлориду, 9%-вий розчин оцтової кислоти). КХС витримували в рідинах протягом однієї доби (24 години).

Оцтова (ацетатна) кислота була обрана для дослідження у зв’язку з тим, що вона є популярним консервантом, регулятором кислотності та смаковою приправою (харчова добавка Е260), і, відповідно, людина регулярно вживає продукти із вмістом оцтової кислоти, що може негативно вплинути на зубні протези.

Столовий оцет зазвичай містить 9%-вий розчин оцтової кислоти, тоді як у яблучному чи винному оцті її концентрація може бути нижчою, але супроводжується додатковими ароматичними речовинами, що формують складний смак.

У природних продуктах оцтова кислота утворюється внаслідок ферментаційних процесів. Її можна знайти у винограді, яблуках, фініках, інжирі, меді, молочній сироватці, буряку, цукровій тростині, солоді та пшениці.

Оцтова кислота входить до складу консервованих овочів та фруктів (мариновані огірки, томати, овочеві суміші, гриби), соусів та майонезів, напоїв, маринованої риби та м’яса, кондитерських виробів.

І хоча оцтова кислота (CH_3COOH) є слабкою органічною кислотою, проте вона є активним корозійним агентом для багатьох металів, особливо при підвищених температурах або у присутності вологи.

Витяжки з кори дубу додавали безпосередньо у колби з корозійно активними середовищами. Контролем слугували трикутні зразки КХС, занурені у розчини кислот та натрію хлориду без додавання рослинного екстракту.

Склад експериментальних рідин представлено в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Хімічний склад дослідних розчинів

№	Хімічний склад розчину
1	сульфатна кислота 75 мл + 25 мл H_2O (контроль)
2	натрій хлорид 75 мл + 25 мл H_2O (контроль)
3	оцтова кислота 75 мл + 25 мл H_2O (контроль)
4	сульфатна кислота 75 мл + витяжка кори дубу 25 мл
5	натрій хлорид 75 мл + витяжка кори дубу 25 мл
6	оцтова кислота 75 мл + витяжка кори дубу 25 мл

2.3 Гравіметричний спосіб оцінювання інтенсивності процесу корозії

Гравіметричний (масометричний) спосіб оцінювання швидкості корозії металів ґрунтується на вимірюванні втрати маси зразка після його експозиції у корозійному середовищі протягом певного часу. Відсутність потреби у дорогих або складних приладах робить цей метод доступним для різних сфер використання. До переваг цього методу можна віднести високу точність, адже отримані результати відображають реальний вплив корозійних процесів на матеріал в умовах експлуатації. Крім того, застосування методу дозволяє врахувати всі чинники, що здатні впливати на перебіг корозії. Серед недоліків варто зазначити необхідність тривалого випробування зразків (1-24 години) [13].

Спочатку зразки КХС очищували від забруднень, і зважували на аналітичних вагах RADWAG AS220.R2 з високою точністю. Потім їх занурювали у розчини, де відбувається корозія (див. табл. 2.2).

Після закінчення експозиції (24 години) зразки виймали, очищували від продуктів корозії без пошкодження основного металу, знову висушували і повторно зважували. Різниця між початковою та кінцевою масою відповідала кількості металу, що розчинився чи перейшов у корозійні продукти.

Використовуючи ці дані разом із площею поверхні зразків (з урахуванням площі отвору) та тривалістю випробування (24 години), обчислювали ваговий (масовий) показник корозії, коефіцієнт гальмування та ступінь захисту.

Масовий показник корозії (K_m, г/(м^2 · добу)) характеризує втрату маси металу протягом певного часу, нормовану на одиницю площі поверхні. Його розраховували за формулою 2.1.

$$K_m = \frac{\Delta m}{S * t} \quad (2.1)$$

де Δm – зміна маси металу, г;

S – поверхня кородуючого металу, м^2;

t – тривалість корозійного процесу, год.

Коефіцієнт гальмування (γ) визначається як відношення швидкості корозії металу без інгібітора до швидкості корозії з інгібітором за формулою 2.2. Чим більше значення γ, тим ефективніше інгібітор: він сильніше уповільнює процес руйнування металу.

$$\gamma = \frac{K_1}{K_2} \quad (2.2)$$

де K_1 – швидкість корозії без захисту;

K_2 – швидкість корозії з інгібітором.

Ступінь захисту (Z, %) показує наскільки зменшилася швидкість корозії завдяки інгібітору. Він розраховується за формулою 2.3.

$$Z = \frac{K_1 - K_2}{K_1} \cdot 100\% \quad (2.3)$$

де K_1 – швидкість корозії без захисту;

K_2 – швидкість корозії з інгібітором.

Коефіцієнт гальмування (γ) і ступінь захисту (Z) використовуються разом для кількісної оцінки ефективності інгібіторів.

3 ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСУ КОРОЗІЇ КОБАЛЬТОХРОМОВОГО СТОМАТОЛОГІЧНОГО СПЛАВУ

3.1 Обробка експериментальних даних

Хоча кобальтохромові сплави вважаються одними з найбільш стійких матеріалів у стоматології, вони все ж таки піддаються процесам корозії. Їхня стійкість обумовлена явищем пасивації – утворенням на поверхні металу надтонкої захисної плівки оксиду хрому (Cr_2O_3). Однак у складному середовищі ротової порожнини при pH 6,7-7,3 ця стійкість не є абсолютною.

Для фіксації зразків при гравіметричному аналізі швидкості корозії можна використовувати такі способи: фторопластові або скляні гачки, флюорокарбонову волосінь, поліетиленову або поліпропіленову нитку.

У нашому експерименті для фіксації зразків кобальтохромового стоматологічного сплаву була використана поліпропіленова нитка.

Поліпропіленова нитка характеризується високою хімічною стійкістю, зокрема до дії кислот і лугів, що робить її придатною для використання в агресивних середовищах. Вона не руйнується при контакті з більшістю неорганічних кислот, таких як сульфатна, хлоридна або нітратна у розбавленому стані, а також добре витримує дію лужних розчинів. Матеріал є гідрофобним, тобто не вбирає воду. Водночас слід враховувати, що при високих температурах (понад 100-120 °C) поліпропілен втрачає міцність, а тривалий контакт із концентрованими кислотами може призвести до його пошкодження. Крім того, матеріал руйнується під дією ультрафіолетового випромінювання.

Оскільки при проведенні дослідження не застосовували концентровані кислоти, підвищену температуру, а ємності зі зразками не знаходилися під впливом УФ-випромінювання, то поліпропіленова нитка цілком підходила для виконання експерименту.

На рисунку 3.1 наведено зразок кобальтохромового стоматологічного сплаву, занурений у 3%-вий розчин натрій хлориду.

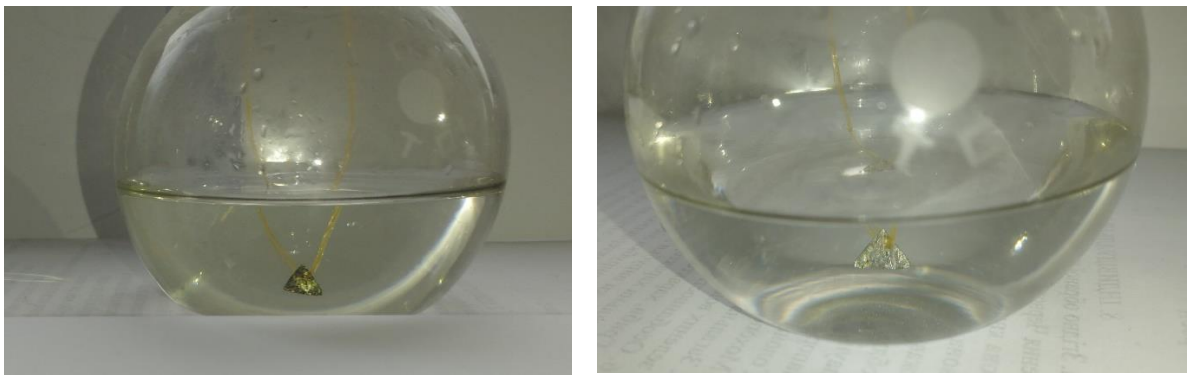


Рисунок 3.1 – Зразок кобальтохромового стоматологічного сплаву в 3%-вому розчині натрій хлориду

Для визначення корозійної стійкості кобальтохромового сплаву було розраховано ваговий показник швидкості корозії, коефіцієнт гальмування та ступінь захисту. Отримані дані наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Ваговий показник швидкості корозії, коефіцієнт гальмування та ступінь інгібіторного захисту для кобальтохромового сплаву

	H_2SO_4	NaCl	CH_3COOH	H_2SO_4 + вилучення з кори дубу	NaCl + вилучення з кори дубу	CH_3COOH + вилучення з кори дубу
S, $мм^2$	43,4324	43,4324	43,4324	43,4324	43,4324	43,4324
m_1, г	0,0425	0,0425	0,0425	0,0425	0,0425	0,0425
m_2, г	0,0419	0,0423	0,0424	0,0423	0,0424	0,0425
t, год	24	24	24	24	24	24
K_m	0,5756	0,1919	0,0959	0,1919	0,0959	0,00
γ	-	-	-	3,00	2,00	∞
Z, %	-	-	-	66,67	50,00	100,00

У розчині сульфатної кислоти (H_2SO_4) відбувається загальна (рівномірна) корозія досліджуваних зразків. H_2SO_4 – це сильна кислота, яка розчиняє захисну оксидну плівку. Однак, кобальтохромові сплави були спеціально розроблені для роботи в агресивних середовищах, і якщо концентрація кислоти не надто висока, то сплав встигає частково

відновлювати захисний шар. За добу сульфатна кислота вже починає атакувати межі зерен сплаву. Але в присутності витяжки кори дубу поліфенольні сполуки (таніни) з іонами кобальту та хрому утворюють стійкий хелатний шар, який захищає поверхню.

Як видно з експериментальних даних, швидкість розчинення сплаву в сульфатній кислоті вища, ніж в розчині натрій хлориду, але процес корозії є рівномірним, що менш небезпечно для структурної цілісності виробу, ніж піттинги від хлоридів.

Використання натрій хлориду в експерименті імітує солоність фізіологічних рідин (слина людини містить хлориди). Основну небезпеку становлять іони хлору (Cl^-), які мають малий радіус і високу проникну здатність, і тому можуть викликати локальну (піттингову) корозію, руйнуючи пасивний шар хром (III) оксиду. Тому при подальших дослідженнях необхідно перевірити поверхню зразків під мікроскопом для виявлення мікроскопічних заглиблень (піттингів).

Використання витяжки з кори дубу одночасно з розчином натрій хлориду допомагає зберегти дзеркальний блиск зразка, перешкоджаючи адсорбції іонів хлору на мікродефектах поверхні.

Оцтова кислота (CH_3COOH) – це слабка органічна кислота, тому вона становить найменшу загрозу для кобальтохромових сплавів. Оцтова кислота моделює контакт з кислими харчовими продуктами, з якими захисна оксидна плівка справляється без проблем, і тому сплав залишається стабільним протягом тривалого часу. Органічна природа оцтової кислоти сприяє кращому проникненню сполук інгібітора (водне вилучення з кори дубу) до поверхні металу, що забезпечує високий рівень захисту.

Отже, отримані результати показали, що найбільш агресивним середовищем для кобальтохромового сплаву виявилася сульфатна кислота. Натрій хлорид та оцтова кислота діяли значно слабше, що характерно для даного типу сплавів, стійких до органічних кислот.

Додавання водного вилучення з кори дубу продемонструвало позитивний ефект у всіх випадках. Використання вилучення з кори дубу дозволяє підтримувати вагу зразків максимально наближеною до початкової, що критично важливо для збереження геометрії та міцності стоматологічних конструкцій. Це, імовірно, пояснюється наявністю в корі дубу танінів та поліфенолів, які створюють на поверхні металу тонку захисну плівку (хелатні комплекси), що блокує доступ агресивних іонів до металу. Базуючись на літературних даних можна стверджувати, що водна витяжка з кори дубу функціонує як адсорбційний інгібітор змішаної дії. Процес адсорбції (закріплення молекул на поверхні) починається майже одразу після занурення зразка в розчин. Таніни починають утворювати міцні хімічні зв'язки з іонами металів на поверхні (попереджаючи вилуговування), а рослинні молекули «відштовхують» молекули води та агресивні іони (Cl^-) від поверхні сплаву [14, 15].

Найвищу ефективність використаний «зелений» інгібітор показав у середовищі оцтової кислоти, де корозію вдалося повністю зупинити (Z = 100%). У сульфатній кислоті швидкість корозії знизилася втричі.

Також слід зазначити, що для стоматологічних сплавів важливим параметром є вміст молібдену, оскільки саме цей елемент дозволяє захистити протез від хлоридів, які містяться в харчових продуктах та слині. Крім того, критичним показником є саме вихід іонів металів у розчин (вилуговування), оскільки це становить суттєву токсикологічну небезпеку для людини, хоча візуально протез буде залишатися незмінним.

Таким чином, використання рослинних екстрактів, зокрема, кори дубу є перспективним «зеленим» методом захисту стоматологічних сплавів, оскільки вони не тільки гальмують руйнування металу, але й мають низьку токсичність для організму людини. Використання водних вилучень з кори дубу може бути також перспективним для створення безпечних засобів гігієни (ополіскувачів), що подовжить термін служби зубних протезів із кобальтохромових сплавів.

ВИСНОВКИ

У роботі було досліджено особливості корозії стоматологічного кобальтохромового сплаву в у розчинах кислот (сульфатній, оцтовій) та розчині натрій хлориду без додавання та в присутності рослинного екстракту (з кори дубу). На основі проведених експериментів можна сформулювати такі висновки:

1. Сульфатна кислота є найбільш агресивним середовищем для кобальтохромового сплаву. Вона руйнує захисну оксидну плівку та викликає рівномірну корозію, яка з часом переходить у міжзернову.

2. Натрій хлорид моделює дію фізіологічних рідин організму людини і становить небезпеку через локальну піттингову корозію, спричинену іонами Cl^-, що здатні руйнувати захисний шар.

3. Оцтова кислота є найменш небезпечною для стоматологічного кобальтохромового сплаву. Завдяки слабкій кислотності та органічній природі вона не руйнує оксидну плівку, що забезпечує стабільність матеріалу при контакті з харчовими продуктами.

4. Водна витяжка з кори дубу показала гарну ефективність як «зелений» інгібітор корозії. Поліфеноли та таніни в її складі утворюють хелатний захисний шар, що знижує швидкість корозії у розчині сульфатної кислоти втричі, у розчині NaCl на 50 %, а в розчині ацетатної кислоти повністю призупиняє корозію (Z = 100 %).

5. Практичне значення отриманих результатів полягає у можливості використання дубової кори як екологічного інгібітора для стоматологічних сплавів, що подовжує термін служби протезів, зменшує токсикологічні ризики та може бути застосоване у засобах гігієни для захисту металевих конструкцій у ротовій порожнині.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кіндій В. Д. Сучасні стоматологічні сплави: стан питання. *Український стоматологічний альманах*. 2024. № 4. С. 44-51.

2. Рамусь М. О. Конструктивний підхід до використання сплавів металів у стоматології. *Український стоматологічний альманах*. 2010. № 5. С. 40-42.

3. Бєсов А. В. Металеві сплави для ортопедичної стоматології. *Фізика і хімія твердого тіла*. 2002. Т. 3, № 4. С. 647-653.

4. Курс лекцій: «Матеріалознавство в ортопедичній стоматології»: навчальний посібник під загальною ред. проф. О.Б. Бєлікова / О. Б. Бєліков, О. І. Рощук, В. П. Гавалешко, Н. І. Бєлікова, М. М. Сороха. Чернівці: БДМУ, 2023. 326 с.

5. Саввова О. В., Воронов Г. К., Фесенко О. І., Пилипенко О. І. Основи біоматеріалознавства: навч. посіб. Харків: ХНУМГ ім. О. М. Бекетова, 2023. 202 с.

6. Кіндій Д. Д., Кіндій В. Д., Малюченко М. М. Клініко-технологічні властивості основних матеріалів, які використовуються в ортопедичній стоматології. *Клінічна стоматологія*. 2014. № 1. С. 67-70.

7. Матеріалознавство та стоматологічне обладнання: навчально-методичний посібник до практичних занять з матеріалознавства для студентів 2-го курсу стоматологічного факультету / Є. Я. Костенко, С. Б. Костенко, А. І. Форос, М. О. Стецик, М. М. Ньорба-Бобиков. Ужгород: УНУ, 2023. 143 с.

8. Беспалова О. Я. Біоматеріли та біосумісність: навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за освітньою програмою «Медична інженерія» «Регенеративна та біофармацевтична інженерія» спеціальність 163 «Біомедична інженерія». Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. 97 с.

9. Куцова В. З., Носко О. А., Ковзель М. А. Спеціальні сплави, РЗМ та благородні метали: навчальний посібник. Дніпропетровськ: НМетАУ, 2007. 163 с.

10. Чулак Л. Д., Шутурмінський В. Г. Клінічні та лабораторні етапи виготовлення зубних протезів: навч. посібник. Одеса: Одес. держ. мед. ун-т, 2009. 318 с.

11. Тимошук С. В. Деякі особливості використання сплавів на основі неблагородних металів у стоматології. *Довкілля та здоров'я*. 2008. С. 24-25.

12. Данильчик Ю., ГолубєВ І., Беспалова О. Матеріали для стоматологічних імплантів: порівняння та перспективи. Матеріали II міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні технології біомедичної інженерії» 17-19 травня 2023 року, м. Одесса. С. 28-31.

13. Костенко І.А., Челябієва В.М. Корозія та захист металів від корозії: методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напрямів підготовки 6.051701 – Харчові технології та інженерія; 6.050502 – Інженерна механіка; 6.050503 – Машинобудування. Чернігів: ЧНТУ, 2014. 50 с.

14. Воробйова В. І. Інгібітори корозії металів комплексної дії на основі природних органічних сполук: дис. … д-ра техніч. наук: 05.17.14. Київ, 2023. 472 с.

15. Гулай О., Шемет В., Жилко В., Клімович О. Інгібіторна ефективність і склад екстракту кори дуба. *Праці НТШ. Хім. науки*. 2020. Т. LX. С. 107–117.