НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Навчально-науковий інститут
матеріалознавства та зварювання імені Є. О. Патона
Кафедра високотемпературних матеріалів та порошкової металургії

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено
Завідувач кафедри
_____ Юрій БОГОМОЛ
«____» _____2024 р

Магістерська дисертація
за освітньо-професійною програмою
Нанотехнології та комп'ютерний дизайн матеріалів
зі спеціальності 132 Матеріалознавство
на тему: «Вплив добавок дибориду цирконію на властивості композитів на основі магнію»

Виконав: магістр 2 курсу, групи НН-31мп
Горбань Максим Вікторович
Науковий керівник:
к.т.н. доц. Соловйова Тетяна Олександрівна _____
Консультант з економічно-організаційного розділу:
Доцент, к. е. н., доцент, Нараєвський С. В. _____
Консультант з охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях:
Заф. каф., д.т.н., професор Левченко О. Г. _____
Нормоконтроль:
Доцент, к. т. н., доцент, Троснікова І. Ю. _____
Рецензент:
доц. кафедри ФМТО, к. т. н., доц. Бурмак А. П. _____

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань
Магістрант _____

Київ – 2024 року

Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут” імені Ігоря Сікорського

НН інститут Матеріалознавства та зварювання ім. Є. О. Патона
Кафедра Високотемпературних матеріалів та порошкової металургії
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 132 МАТЕРІАЛОЗНАВСТВО
Освітньо-професійна програма Нанотехнології та комп’ютерний дизайн матеріалів

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Юрій БОГОМОЛ
«___»_____2024 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію магістранту
Горбаню Максиму Вікторовичу

1. Тема роботи «Вплив добавок дибориду цирконію на властивості композитів на основі магнію», керівник роботи Соловйова Тетяна Олександрівна кандидат технічних наук, доцент, затверджені наказом по університету від «08» 11 2024 р. №5021-с.
2. Термін подання студентом роботи 19.12.2024 року.
3. Вихідні дані до роботи: вхідні дані для дослідження включають аналіз поточного стану виробництва композитів на основі магнію та використання дибориду цирконію в медицині; аналіз існуючих методів отримання магнієвих композитів, технологію та сферу їх використання; порівняння різних матеріалів для розроблення імплантів; огляд особливостей використання магнію в медицині; проведення аналізу впливу кераміки на механічні та хімічні властивості композитів.

Вибраний технологічний процес має забезпечувати отримання готового матеріалу з покращеними механічними та корозійними властивостями для застосування у сфері медицини.

4. Зміст роботи: літературний огляд, матеріали та методи досліджень, результати досліджень та їх обговорення, охорона та безпека в надзвичайних ситуаціях, енергетичний розділ, організаційний розділ, економічний розділ, висновки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: титульний аркуш, актуальність, мета, вихідні матеріали, методика дослідження, мікроструктури отриманих зразків, дослідження хімічного складу, дослідження фазового складу, діаграма напруження , дослідження корозійних властивостей, охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях, висновки.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Організаційно-економічний	Доцент, к.е.н., доцент Нараєвський С. В.	19.11.24	06.12.24
Охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях	Завідувач кафедри, д.т.н., професор Левченко О. Г.	19.11.24	02.12.24

7. Дата видачі завдання 02.09.2024 року.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Проведення аналізу стану проблеми впливу дибориду цирконію на композити на основі магнію	10.10.2024	Виконано
2	Розробка методики експерименту	20.10.2024	Виконано
3	Отримання спалаву WE43 та композитів WE43–ZrB_2	24.10.2024	Виконано
4	Дослідження мікроструктури, фазового складу та механічних властивостей отриманого сплаву. Вимірювання корозійних характеристик	01.11.2024	Виконано
5	Обробка експериментальних даних	14.11.2024	Виконано
6	Розробка розділу охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях	21.11.2024	Виконано
7	Оформлення енергетичного та організаційно-економічного розділів	28.11.2024	Виконано
8	Розробка стартап-проєкту.	02.12.2024	Виконано
9	Оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу	05.12.2024	Виконано

Студент Максим ГОРБАНЬ

Науковий керівник дисертації Тетяна СОЛОВЙОВА

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація вміщує: 90 стор.; 17 рис.; 31 табл.; 57 джерел.

БІОМАТЕРІАЛИ, БОРИД ЦИРКОНІЮ, ІСКРО-ПЛАЗМОВЕ СПІКАННЯ, БІОСУМІСНІСНІСТЬ, ІМПЛАНТАТИ, КОМПОЗИТИ.

У цій роботі представлено огляд сучасного стану теорії та технології отримання біоматеріалів на основі магнію, та вплив кераміки на механічні та хімічні властивості. А саме встановлення впливу методу іскро-плазмового спікання та вмісту ZrB_2 на формування мікроструктури порошкових матеріалів системи WE43-ZrB_2, їх фазовий і хімічний склад. Проведено вимірювання механічної міцності та корозійної стійкості сплаву WE43 та композитів WE43-ZrB_2 та порівняння їх властивостей.

Об’єкт дослідження: Вдосконалення існуючих біорезорбних матеріалів для медицини.

Предмет дослідження: Встановлення впливу ZrB_2 на хіміко-механічні властивості сплаву WE43 та оцінка можливості використання композитів для імплантатів.

Для дослідження мікроструктури використовували мікроскопічний аналіз, фазовий склад визначали рентгенофазовим аналізом, корозійні дослідження зразків проводили методом прямої поляризації.

Результати показали, що найефективнішим матеріалом з огляду механічних та корозійних властивостей є WE43−ZrB_2 10 мас %.

ABSTRACT

The master's thesis includes: 90 pages, 17 figures, 31 tables, and 57 references.

BIOMATERIALS, ZIRCONIUM BORIDE, SPARK PLASMA SINTERING, BIOCOMPATIBILITY, IMPLANTS, COMPOSITES.

This work provides an overview of the current state of the theory and technology for producing magnesium-based biomaterials, focusing on the influence of ceramics on mechanical and chemical properties. Specifically, it investigates the effect of spark plasma sintering and ZrB2 content on the microstructure of powder materials in the WE43-ZrB2 system. The study also examines the impact of the sintering method on the phase and chemical composition of the resulting composites, evaluates the mechanical strength and corrosion resistance of the WE43 alloy and WE43-ZrB2 composites, and compares their properties.

Object of the study is enhancing existing bioresorbable materials for medical applications.

Subject of the study is determining the effect of ZrB2 on the chemical and mechanical properties of the WE43 alloy and assessing its potential for use in implants.

The research includes the investigation of the microstructure, physicochemical properties, phase composition, and corrosion resistance using the Tafel method.

The WE43 alloy and WE43−ZrB2 composites were fabricated using the spark plasma sintering method.

The results showed that the most effective material, in terms of mechanical and corrosion properties, is WE43−ZrB2 with 10 wt.% ZrB2.

ЗМІСТ

ВСТУП

Розвиток біоматеріалів на основі магнію та цинку відкриває широкі можливості для створення ефективних та економічно вигідних протезів. Незважаючи на перспективність цих матеріалів, проблеми з їх обробкою залишаються важливим викликом для науковців та інженерів.

М'якість та висока окисність магнію та цинку створюють труднощі у процесі виготовлення біоматеріалів. Щоб вирішити ці проблеми, дослідники звертають увагу на розробку нових технологій обробки, які забезпечать необхідну жорсткість та стійкість до окиснення.

Застосування передових методів обробки повинно дозволити зберегти переваги магнію та цинку як матеріалів, зменшуючи їхні негативні характеристики. Переваги таких біоматеріалів включають їхню біодеградабельність, низьку вартість та відмінні механічні властивості, що робить їх ідеальними для використання в медичній імплантації.

Додавання цинку в процес створення біоматеріалу виявляється додатковим кроком, що покращує механічні та антикорозійні властивості матеріалу. Це може бути вирішальним фактором у забезпеченні тривалого та ефективного функціонування медичних імплантів з цим матеріалом. Важливо враховувати, що для досягнення оптимальних результатів необхідно використовувати максимально чистий магній (99.99 м.д.%) та цинк (99.999 м.д.%), що свідчить про високі стандарти якості в процесі виробництва [1].

Дослідження підтверджують, що легування магнію атомами цинку та розподіл біоактивного гідроксиапатиту (HAp) в матриці з магнію та цинку може бути перспективним підходом. Це може призвести до поліпшення механічних властивостей матеріалу та його біологічної сумісності. Зокрема, оцінка впливу умовного середовища з Mg-Zn-HAP на життєздатність клітин мезенхімальних стовбурових клітин кісткового мозку людини дозволяє пристосувати матеріал до вимог біологічних тканин, що є ключовим аспектом в розробці біоматеріалів для медичних застосувань [2].

1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

1.1 Основні вимоги до матеріалів біопризначення

Магнієві протези є надзвичайно перспективним напрямом розвитку технологій, та мають позитивні перспективі у медицині, за рахунок своїх властивостей бути розчиниться у організмі людини [3]. За рахунок високої спорідненості з організмом людини, частинки магнію підвищують ефективність заростання тканин. Також високу роль грають механічні властивості магнію, оскільки метал має близький модуль Юнга та щільність до людської кістки.

Завдяки цим властивостям магній є високоефективним матеріалом у галузі протезування, дані властивостей різних матеріалів для ортопедичних виробів та людської кістки показані у таблиці 1.1. Оскільки магній має наближені механічні властивості до кіски, то він має велику перевагу над іншими матеріалами у даній сфері (як наприклад титанові сплави, нержавіюча сталь). Невідповідність між кіскою та протезом може призвести до різних ускладнень, таких як хронічне запалення, раннє розхитування імпланту, уповільнення швидкості загоєння, тощо [4]. Ще однією перевагою біорозкладного імплантату на основі Mg перед постійним імплантатом є те, що після загоєння кісткової тканини не потрібно проводити повторну операцію з видалення імплантату. Крім того, постійні імплантати є біоінертними, тоді як імплантати на основі Mg є біоактивними. Біоактивний матеріал взаємодіє з психохімічним середовищем і допомагає підтримувати різні функції організму, тоді як біоінертний матеріал не бере участі в жодному з метаболічних процесів, що відбуваються в організмі. Постійні імплантати вимагають повторної операції для їх видалення після закінчення терміну служби, оскільки, перебуваючи в організмі протягом тривалого часу, вони викликають запальні процеси в тканинах. З іншого боку, імплантат на основі магнію повністю зникає після завершення процесу загоєння. Матеріали та їх характеристики представленні у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняння механічних властивостей кісток та матеріалів для імплантів [5]

Матеріал імпланта	Густина, г/см^3	Модуль пружності, ГПа	Межа текучості при стиску, МПа
Кортикальна/компактна кістка	1,8–2.0	5–23	130–180
Трабекулярна/ губчаста кістка	1,0–1,4	0,01–1,57	4–12
Магній	1,74–1,84	41–45	65–345
Титанові сплави	4,4–4,5	110–117	758–1117
Нержавіюча сталь (316 L)	7,9	190	170–310
Сплави CoCr	8,3–9,2	210–253	450–1000
Синтетичний гідроксиапатит (ГА)	3,1	73–117	600
Трикальційфосфат (ТСР)	3,14	24–39	2–3,5

Отже з таблиці видно, що магній є наближенні механічні властивості, що дає йому значну перевагу над біополімерами, оскільки є міцнішим та має вищу пластичність [6]. Важливим аспектом використання магнієвих протезів є той факт, що при розкладанні магнію, метал не завдає шкоди організму, оскільки він має високу спорідненість до організму людини. Надлишок магнію, що накопичується в організмі, виводиться через нирки та сечу. На відміну від магнію біополімери (такі як PLA, PGLA, PCL), при розкладанні виділяють кислоти, що є шкідливими для функціонування організму [7]. В зв'язку з невисокою механічною міцністю біополімери не можуть бути ефективними для несучих застосувань. Порівняно з біокерамікою (НА і ТСР), міцність на стиск ТСР є низькою порівняно з Mg, тоді як модуль пружності НА вищий, ніж у кістки, тому Mg стає чудовим вибором як імплантат, що деградує, оскільки модуль пружності Mg знаходиться в діапазоні кортикальної кістки (табл. 1.1).

Основною проблемою магнієвих імплантів є їх висока спорідненість з організмом людини, оскільки за рахунок неї магній швидко кородує та руйнується, що у свою чергу може призвести до того, що протез розчиниться раніше, ніж організм загоїть пошкодження. Корозія виникає у наслідок присутності H_2O:

$$Mg+H_2O = Mg(OH)_2 + H_2.$$

Уникнути корозії магнію неможливо, але її можна контролювати додаючи легуючі елементи [8]. Основними легуючими елементами виступають Zn, Zr.

1.2 Вплив легування та дисперсного зміцнення на корозійну стійкість магнію

Легування відповідними елементами та відповідною концентрацією дозволило дослідникам контролювати швидкість корозії Mg. Властивості будь-якого матеріалу, такі як міцність, пластичність, корозійна стійкість, залежать від його складу. Для магнієвих сплавів покращення міцності та корозійної стійкості пов'язане з варіаціями розміру зерен. Такі елементи, як алюміній (Al), цинк, кальцій (Ca), стронцій (Sr), ітрій (Y), церій (Ce) тощо, використовуються як легуючі елементи в біоматеріалах на основі Mg. Такі елементи, як Zn, Ca, Sr, присутні в організмі людини і допомагають в його метаболічному функціонуванні. Більше того, вони вважаються поживними елементами для організму. При виборі будь-яких легуючих елементів слід пам'ятати про їх шкідливий вплив на організм людини [9].

1.2.1 Сплави Mg-Zn

Zn вважається найважливішим поживним елементом в організмі людини, і приблизно 85% цього елемента міститься в м'язах і кістках. Щодня в раціоні харчування необхідно близько 15 мг Zn. Дефіцит Zn у тваринних моделях знижував швидкість реплікації ДНК, що, в свою чергу, стримувало синтез білка і сповільнювало дозрівання кісток. Zn відіграє вирішальну роль у мінералізації остеобластів і, таким чином, у метаболізмі кісткової тканини. Це неорганічний елемент, важливий для росту тканин навколо біоімплантату [10]. Додавання Zn як легуючого елемента збільшує корозійний потенціал Mg, покращуючи таким чином його корозійну стійкість. Повідомлялося, що рівень гемолізу сплаву MgZn становить 3,4%, що є меншим за безпечну межу 5%, що свідчить про відсутність шкоди для еритроцитів і підтримує адгезію клітин MC3T3-E1, що доводить його біосумісність. Подальша біосумісність сплаву Mg_6Zn була оцінена шляхом імплантації його в стегнову кістку кроликів. Гістологічне дослідження серця, нирок і селезінки кролів показало, що імплантат не мав негативного впливу на ці життєво важливі органи.

1.2.2 Сплави Mg-Zr

Цирконій, як легуючий елемент, сприяє остеоінтеграції і характеризується високою біосумісністю та низькою іонною цитотоксичністю. Максимальний відсоток розчинності Zr в Mg становить близько 3,8 мас. %, а додавання Zr призводить до значного подрібнення зерна. Для Mg-xZr-ySr (зі значеннями концентрації для x і y нижче 5%) спостерігається хороша механічна цілісність і висока корозійна стійкість. Mg-1Zr-2Sr має межу міцності на стиск 230 МПа і деформацію при стисненні до 31%. При додаванні гольмію (Ho) утворюються інтерметалічні фази, такі як $MgHo_3$ і Mg_2Ho. Разом з $Mg_{17}Sr_2$ вони сприяють підвищенню межі міцності на стиск (UCS) до 250 МПа і деформації при стисненні до 32% [11]. Іншим

важливим потрійним сплавом є Mg-1Zr-1Ca, який у литому стані має межу міцності 175 МПа, а після гарячої прокатки це значення підвищується приблизно до 300 МПа [12].

1.2 Вплив відпалу на мікроструктуру, механічні та корозійні властивості матеріалів

Для підготовки порошку використовують гомогенізаційну обробку для розчинення небажаних фаз, тоді як обробка старінням зазвичай супроводжується остаточним підвищенням міцності шляхом дискретного зміцнення [13].

Щоб визначити відповідні параметри термічної обробки, необхідно термодинамічне моделювання для прогнозування зміни фазового розвитку. Дослідження виявили, що одна фаза α-Mg може бути отримана, якщо температура нагрівання перевищує ~510 °C. Крім того, $Mg_{41}RE_5$, $Mg_{12}RE_5$ і α-Zr мають тенденцію випадати в осад у діапазоні 300 °C ~ 500 °C під час лікування старінням, тоді як фаза $Mg_{24}RE_5$ буде випадати в осад при температурі нижче 300 °C. Таким чином, готову частину було оброблено розчином при 525 °C протягом 2 годин, що було позначено як частина PBF-LB/T4. Згодом було застосовано загартування водою. Потім частину PBFLB/T4 піддавали ізотермічному старінню при 210 °C і 250 °C відповідно. Відповідні зразки позначалися частинами PBF-LB/T6-1 та PBF-LB/T6-2 [14].

1.3 Дослідження корозійних властивостей

Рівняння Тафеля – це рівняння електрохімічної кінетики, що пов'язує швидкість електрохімічної реакції з надлишковим потенціалом. Воно описує, як електричний струм через електрод залежить від різниці потенціалів між електродом і об'ємом електроліту для простої одномолекулярної окисно-відновної реакції (рис. 1.1).

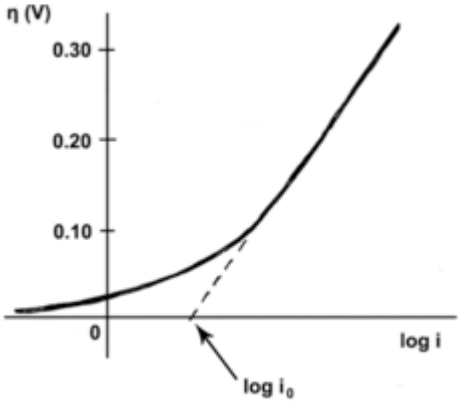


Рисунок 1.1 – Приклад діаграми Тафеля для анодного процесу

Якщо електрохімічна реакція відбувається у вигляді двох напівреакцій на окремих електродах, рівняння Тафеля застосовується до кожного електрода окремо.

1.4 Методи виготовлення пористих імплантатів

Людська кістка має пористу структуру, з розмірами пор від 1 до 100 мкм. Пористість кортикальної кістки становить приблизно 5-13%, тоді як губчастої 30-90%. Пориста структура з відповідним розміром пор і взаємозв'язком пор імплантату має вирішальне значення для того, щоб він був остеокондуктивним та остеоіндуктивним. Остеопровідність – це потенціал каркасу для полегшення адгезії остеобластів на поверхні та в середині імплантату. Пористі імплантати на основі Mg переважно використовуються в інженерії кісткової тканини. Для фіксації зламаної кістки або регенерації нової кістки замість пошкодженої, каркас роблять пористим, щоб кісткова тканина могла проростати в пори і крізь них, утворюючи відповідний зв'язок з імплантатом. Під час експерименту, якщо імплантат демонструє прикріплення, міграцію та проліферацію остеобластів, він розглядається як остеокондуктивний каркас. Імплантат вважається остеоіндуктивним, якщо він посилює диференціацію мезенхімальних стовбурових клітин по остеобластичній лінії, що в кінцевому підсумку призводить до формування мінералізованої тканини. Остеогенність

імплантату вимагає, щоб він стимулював формування кісткової тканини з самого початку, що відбувається в умовах відсутності інвазії клітин хазяїна. Серед вищезазначених властивостей, остеогенність є однією з найважливіших характеристик, якою повинен володіти матеріал для кісткового імплантату. Розмір пор, структура пор, об'єм пор і ступінь взаємозв'язку пор – це параметри, від яких залежить остеогенна активність [15].

Щоб забезпечити розсіювання поживних речовин, кисню і видалення відходів, 3D-скаффолди повинні бути високопористими з взаємопов'язаною мережею пор. Розмір пор і пористість імплантату мають потенціал для зміни механічних властивостей і прямого впливу на клітинні реакції. Розмір пор і сполученість пор є параметрами, які контролюють прогрес росту кістки в пористий матеріал. Незалежно від використовуваного матеріалу імплантату, розмір пор в ідеалі повинен становити від 100 до 400 мкм для вростання кістки в протез з пористим покриттям. Для підтримки безперервного росту кісткової тканини необхідний мінімальний діаметр пор 100 мкм. Належний розмір пор скаффолду стимулює ангіогенез та утворення нової кісткової тканини в місці операції. Імплантат з мікроструктурою взаємопов'язаних пор призводить до зниження щільності та значних змін механічних і деформаційних властивостей. Отже, розмір пор повинен бути підібраний відповідним чином.

1.5 Технологія отримання порошкових сплавів на основі магнію/цинку для медицини

1.5.1 Порошкова металургія

Перспективним методом виробництва пористих риштувань є порошкова металургія, в якій для створення пор використовуються частинки спейсера. Регулюючи розмір і форму порошкових зерен у вихідному матеріалі та відповідним чином вибираючи параметри обробки, такі як тиск ущільнення, час спікання, температура спікання тощо, можна точно контролювати розмір і розподіл пор. У методі порошкової металургії вихідні сирі порошки

змішуються з наповнювачами, а потім ущільнюються з утворенням зелених пресовок. Потім зелені компакти спікають, щоб видалити частинки спейсерів, і отримують пористий каркас [16].

Параметри обробки в порошковій металургії, такі як тиск ущільнення, температура і час спікання, впливають на пористість, а також на механічні та корозійні характеристики. На корозійну стійкість матеріалу суттєво впливає зміна пористості. Зі збільшенням пористості швидкість корозії також зростає, оскільки збільшується площа контакту між корозійним середовищем і матеріалом імплантату. Для виготовлення сплаву Mg був використаний ПМ і досліджено вплив різних температур спікання (500 °C, 550 °C, 565 °C, 580 °C) на досліджено механічні властивості сплаву. Автори повідомили, що розмір зерна збільшується зі збільшенням температури спікання. Вони визначили 550 °C як оптимальну температуру спікання, оскільки міцність на стиск при цій температурі була максимальною [17]. Пористий Mg сплав був виготовлений для дослідження впливу температури спікання на пористість і корозійну поведінку сплаву. Було виявлено, що пористість зменшується, а корозійна стійкість пористого сплаву зростає з підвищенням температури спікання [14]. Досліджено вплив різних умов виготовлення (тиск ущільнення, температура і час спікання) на механічні, електрохімічні властивості та біосумісність сплаву AZ91D Mg. Міцність на вигин зростала зі збільшенням тиску пресування, тоді як вона зменшувалася зі збільшенням температури і часу спікання. Крім того, зразки з гладкою поверхнею демонстрували нижчу корозійну стійкість, ніж зразки з пористою та мікротекстурованою поверхнею, оскільки білки легко прилипають до текстурованої поверхні, тим самим перешкоджаючи прямому контакту між корозійним середовищем та імплантатом. Чистий Mg переробляли методом порошкової металургії і досліджували різницю між зразками гарячого і холодного пресування, оцінюючи вплив тиску ущільнення разом з температурою спікання. Автори повідомили про зменшення пористості зразків при збільшенні тиску пресування і температури спікання. У випадку гарячепресованих зразків, пори, присутні в мікроструктурі, були

меншими порівняно з пресованими при кімнатній температурі зразками. Гарячепресовані зразки демонстрували вищу міцність на вигин і твердість, а також кращу корозійну стійкість порівняно з пресованими при кімнатній температурі зразками [15].

1.5.2 Методи адитивного виробництва

Методи адитивного виробництва стали чудовим вибором для виготовлення пористих конструкцій імплантатів зі складною геометрією, які в іншому випадку важко виготовити за допомогою звичайних методів. адитивного виробництва дозволяє виготовляти імплантати з внутрішніми і зовнішніми характеристиками, що відповідають характеристикам людської кістки [16]. В адитивному виробництві матеріал нарощується шар за шаром. Методи адитивного виробництва в основному бувають двох типів: сплавлення порошкового шару і спрямоване енергетичне осадження.

1.6 Використання кераміки в матеріалах для біомедицини

Ортофосфати кальцію є найпоширенішими матеріалами для синтезу біоактивних покриттів, оскільки вони природно зустрічаються в деяких біологічних структурах [17]. До таких матеріалів відносяться гідроксиапатит брушит, вітлокіт (трикальційфосфат), фторапатит тощо. Крім того, керамічні матеріали на основі силікатів кальцію також вважаються придатними для регенерації кісткової тканини завдяки їх чудовій біоактивності та біорозкладності [18]. Воластоніт популярний силікат кальцію для використання в біомедичній інженерії. За результатами досліджень вважають, що він демонструє такі ж або кращі можливості, ніж класичні керамічні біоматеріали, такі як трикальційфосфат (TCP) або гідроксиапатит (ГА) [19].

Перспективним методом оптимізації складу та мікроструктури мікродугових покриттів на магнієвих сплавах є додавання мікрочастинок до

розчину електроліту з метою включення їх до складу пористих покриттів та надання їм нової функціональності [17].

Ефективним методом зменшення швидкості корозії Mg є нанесення поверхневого покриття [20]. Для кісткового імплантату поверхневе покриття може також підвищити біоактивність поверхні імплантату (тобто остеопродуктивність), що призводить до покращення інтеграції кістки та імплантату. Силікатна склокераміка є підходящим матеріалом для покриття, враховуючи її низький рівень біодеградації та здатність до утворення нової кісткової тканини [21]. Біосумісними силікатними склокераміками є діопсид ($CaMgSi_2O_6$), акерманіт ($Ca_2MgSi_2O_7$), мервініт ($Ca_3MgSi_2O_8$) та бредігіт ($Ca_7MgSi_4O_{16}$) [20]. Раніше було синтезовано та окремо нанесено покриття на імплантати з цих склокерамік [20]. Результати показали, що серед досліджуваних склокерамік найменшу біодеградацію має бредігіт, а найбільшу біоактивність діопсид.

Армування композитів використовується для покращення властивостей композитів відповідно до їх застосування. Іншими словами, вибір армування є дуже важливим у композиті, і важливим питанням у виробництві деградуючих металевих матричних композитів для медичного застосування є вибір біосумісних, біорозкладних і нетоксичних частинок в якості армування [22]. Mg-композити використовують для покращення механічних властивостей та швидкості деградації в біологічному середовищі. Включення біоактивних керамічних частинок в композити на основі Mg для покращення корозійних властивостей, біоактивності та взаємодії з тканинами є чудовим способом використання композитних біоматеріалів для забезпечення інноваційних характеристик в медичних цілях [23]. Категорія матеріалів з властивостями, подібними до мінеральних ділянок кістки, виявляється корисною для твердих тканин [24]. Mg-композити були виготовлені з використанням різноманітних армуючих матеріалів для використання в медичних цілях. Основні керамічні армуючі матеріали композитів на основі Mg, такі як діоксид титану, оксид цирконію, гідроксиапатит, бета-трикальційфосфат, поліфосфат кальцію,

фторапатит, біоактивне скло, бредігіт, оксид цинку і оксид магнію, розглянуті в наступних розділах [25].

Одним з найпоширеніших методів переробки для виробництва композитів є порошкова металургія. Основною перевагою цього методу є рівномірний розподіл частинок у матриці та нижча температура виготовлення, ніж при традиційному литті. Крім того, порошкова металургія є недорогим методом виробництва композитів з металевою матрицею Mg. Змішування порошку, підготовка зеленого компакту та спікання є трьома основними етапами методу порошкової металургії [26]. Однією з найсерйозніших проблем є агломерація частинок, на яку може впливати розмір частинок і технологія виготовлення. Обмежена змочуваність керамічних наночастинок розплавленою металевою матрицею є ще однією основною проблемою у виробництві нанокомпозитів з металевою матрицею [25].

1.7 Висновки та постановка задач дослідження

Розвиток біоматеріалів на основі магнію та цинку відкриває широкі можливості для створення ефективних та економічно вигідних протезів. Незважаючи на перспективність цих матеріалів, проблеми з їх обробкою залишаються важливим викликом для науковців та інженерів.

М'якість та висока окисність магнію та цинку створюють труднощі у процесі виготовлення біоматеріалів. Щоб вирішити ці проблеми, дослідники звертають увагу на розробку нових технологій обробки, які забезпечать необхідну жорсткість та стійкість до окиснення.

Найважчим вибором перед дослідниками є вибір матеріалу, оскільки вимоги є доволі вузькими, а кількість матеріалів доволі мала.

Відповідно, проаналізувавши літературні джерела було визначено вимоги до матеріалу. За результатами дослідження була обрана біокераміка, за рахунок позитивного впливу на регенеративні спроможності кістки, та мінімальний негативний вплив на організм людини. Також біокераміка має

перспективи дослідження. Матеріалом був обраний WE43 за рахунок високих показників механічних та корозійностійких властивостей.

Було встановлено, що найбільш ефективним методом отримання зразків буде іскро-плазмове спікання, оскільки зменшиться утворення оксидної плівки та забезпечена висока щільність, також WE43 при даному методі має вищі дифузійні властивості, що забезпечить кращу взаємодію матриці з зміцнюючими компонентами.

Завдання:

1. Провести огляд сучасних біорозчинних матеріалів на основі магнію та методів їх отримання

2. Встановлення впливу методу іскро-плазмового спікання та вмісту ZrB_2 на формування мікроструктури порошкових матеріалів системи WE43-ZrB_2.

3. Дослідження впливу методу спікання на фазовий і хімічний склад отриманих композиту;

4. Вимірювання механічної міцності та корозійної стійкості сплаву WE43 та композитів WE43-ZrB_2 та порівняння їх властивостей.

2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Вихідні матеріали

Для виготовлення композитів використовувались розпилені газом порошки сплаву магнію WE43 (Tangshan Weihao Magnesium Powder Co., Ltd. Китай, 25 - 45 мкм) та кераміка ZrB_2 (постачальник Höganäs AB, Швеція, чистота 99,9 %, розмір частинок 1-5 мкм). В таблиці 2.1 наведений хімічний склад WE43 відповідно до специфкації. Насипна щільність WE43 – 0,98 г/см^3.

Таблиця 2.1 – Хімічний склад порошків WE43

Матеріал	Вміст, мас. %						
	Zn	Mn	Zr	Y	Gd	Nd	Mg
WE43	0,20	0,029	0,41	4,06	1,27	2,18	залишок

Порошки WE43 мають сферичну форму, що обумовлено технологією їх отримання.

2.2 Одержання зразків іскро-плазмовим спіканням

Для композитів на основі магнію до порошку WE43 додавали 5 мас. %, 7,5 мас. % і 10 мас. % ZrB_2. Змішування проводили у пластиковому контейнері з гумовими кульками в інертному середовищі. Характерний вигляд суміші після змішування показано на рисунку 2.1. Порошкоподібну суміш поміщали в графітову матрицю діаметром 40 мм, покриту графітовою фольгою товщиною 0,1 мм і піддавали іскро-плазмовому спіканню. Іскро-плазмове спікання – це технологія отримання пресованих зразків методом швидкого нагрівання за допомогою імпульсного електричного струму під тиском. Метод дозволяє створювати матеріали з високою щільністю та мінімальною кількістю пор. Порошок матеріалу засипається у форму, де він затискається між двома графітовими електродами, весь процес проходить у вакуумній

камері наповненій інертним газом. При роботі електроди проводять струм через порошок і одночасно відбувається пресування. Після завершення спікання система охолоджується. Завдяки цьому даний метод дозволяє отримати високощільні зразки зі збереженням наноструктури. Завдяки своїй технології іскро-плазмове спікання є універсальним і дозволяє виготовляти зразки для багатьох галузей таких як: електротехніка, аерокосмічна галузь, біомедицина.

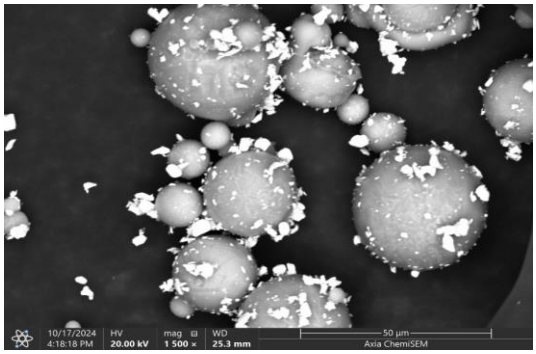


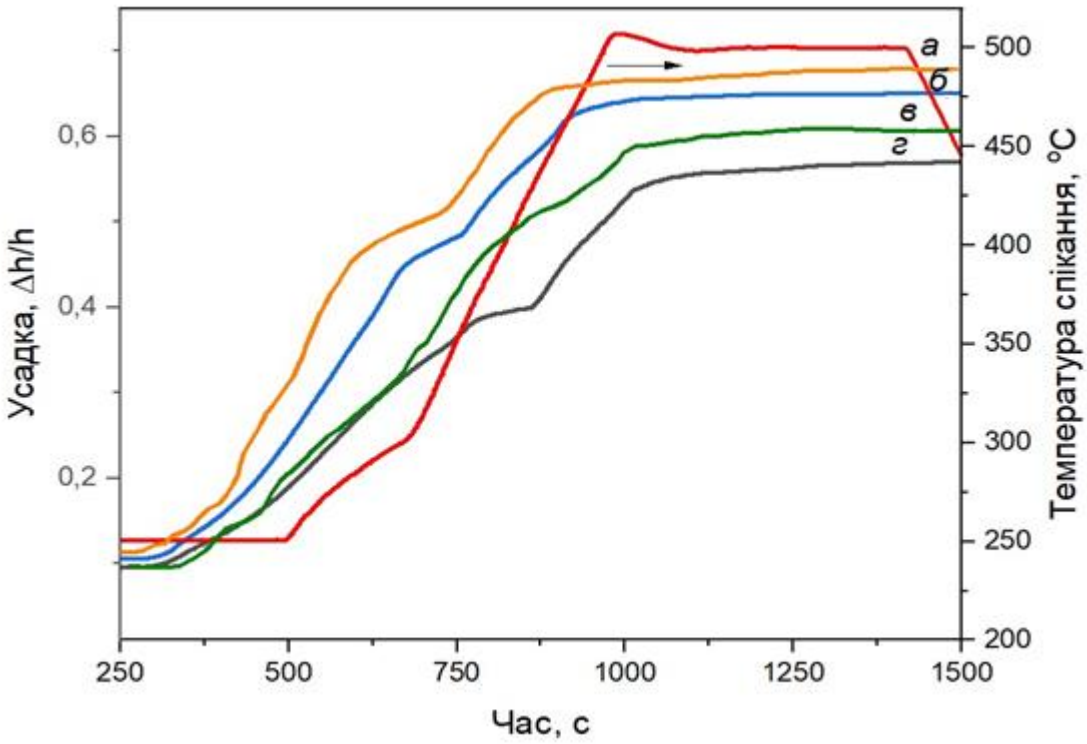
Рисунок 2.1 – Мікроструктура суміші WE43–ZrB_2

На рисунку 2.2 представлена технологічна схема отримання композитів WE43–ZrB_2.

Рисунок 2.2 – Технологічна схема отримання матеріалів WE43–ZrB_2

Для того, щоб виготовити біоматеріал на основі магнію системи WE43–ZrB_2 була використана установка іскро-плазмового спікання KCE®-FCT HP D 25-SD.

Перед нагріванням вакуумне відкачування та заповнення газом повторювали тричі, щоб знизити рівень залишкового кисню до найнижчого рівня в камері. Початковий тиск пресування становив 5 МПа для збільшення електричного контакту між частинками та матрицею, який було збільшено до 50 МПа після досягнення 400 °С. Процес спікання проводився за 500 °С. Час спікання становив 10 хв, швидкість нагріву 100 °С/хв. Спечені зразки охолоджували під залишковим тиском 15 МПа у вакуумі. Кінетику усадки показано на рисунку 2.3.

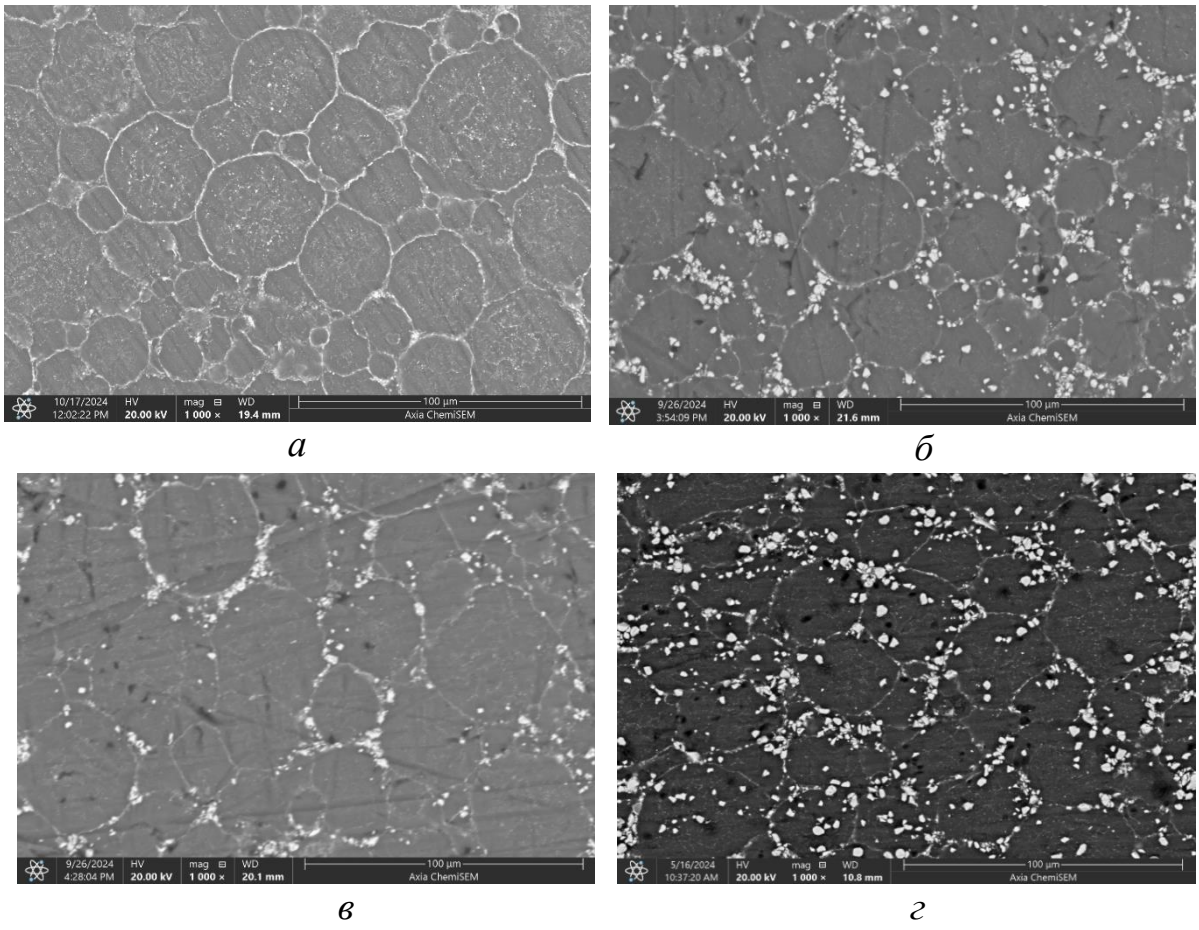


а – WE43; *б* – WE43–5 мас.% ZrB_2; *в* – WE43–7 мас.% ZrB_2; *г* – WE43–10 мас.% ZrB_2

Рисунок 2.3 – Усадка сплаву WE43 та композитів WE43–ZrB_2 під час іскро-плазмового спікання

2.3 Дослідження мікроструктури композитів

Зразки, які були отримані в результаті іскро-плазмового спікання були відшліфовані та відполіровані у поперечному до осі пресування напрямку. Пробопідготовку проводили на абразивно-шліфувальному папері з SiC зернистістю Р400, Р600, Р600, Р800, Р1200, Р2400 та суспензії SiO_2. Після цього зразки полірували алмазним зерном розміром 1 мкм з додаванням зв'язки (10 частин етанолу: 1 частина етиленгліколю). Після підготовки поверхні зразки промивали спиртом, сушили та піддавали мікроскопічним дослідженням. Дослідження мікроструктури композитів виконувалося на скандувальному мікроскопі Axia ChemmiSEM (рис. 2.4).



а *б*

в *г*

а – WE43; *б* – WE43–5 мас.% ZrB_2; *в* – WE43–7 мас.% ZrB_2;
г – WE43–10 мас.% ZrB_2

Рисунок 2.4 – Мікроструктура сплаву після іскро-плазмового спікання

Принцип роботи скандувального мікроскопу полягає в механізму сканування поверхні зразка сфокусованим електронним пучком при високому вакууму. Необхідність високого вакууму полягає у виключенні взаємодії електронів з молекулами повітря. Енергодисперсійна рентгенівська спектроскопія (EDS) використовувалась для характеристики хімічного складу (FEI, True Sight X). Середній розмір зерна сплавів після спікання вимірювали лінійним перерізом (ISO 4499-2-2008). SEM-зображення були проаналізовані за допомогою програмного забезпечення Image J. Близько 200 зерен було протестовано, щоб забезпечити достовірний аналіз.

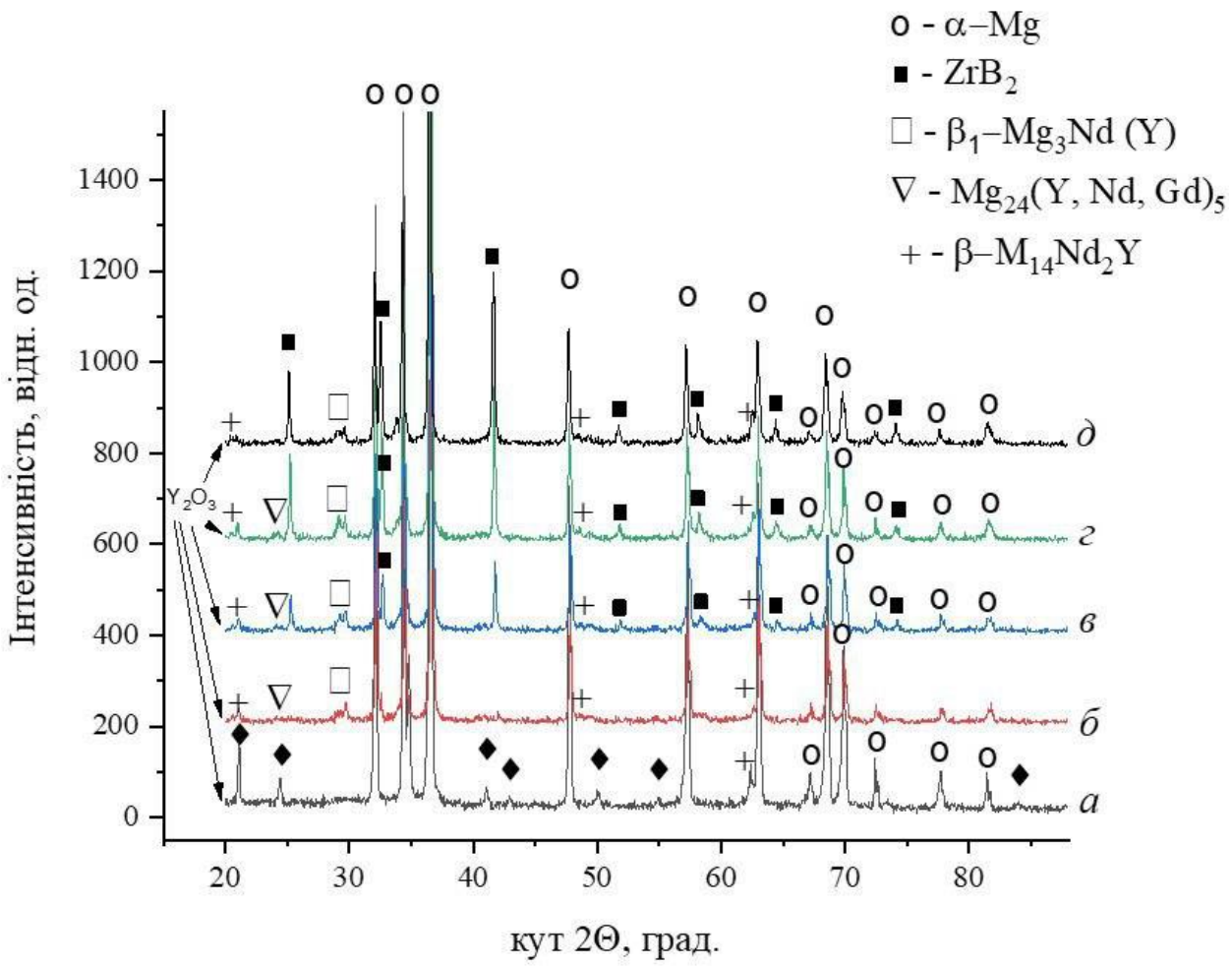
2.4 Рентгенофазовий аналіз композитів

Для аналізу фазового складу зразків використовували рентгенівський дифрактометр Ultima IV (Rigaku). Зйомка дифрактограм виконувалася за такими параметрами: струм 30 мА, висока напруга 30 кВ, використовувалося Cu $K\alpha_1$ випромінювання (λ Cu $K\alpha_1$ = 0,154051 нм), монохроматор – FixedMonochro, та геометрія зйомки за схемою Брегга-Брентано. Обробка дифрактограм здійснювалася за допомогою програми ArtifexGhostscript 8.60, визначались кути відбиття та параметри кристалічної ґратки. Результати вимірів зображені на рисунку 2.5.

Найбільш інтенсивні піки у сплаві WE43 відповідають матриці магнію Mg (картка №: 03-065-3365), менш інтенсивні піки відповідають додатковим фазам: метастабільній β_1–фазі $Mg_3Nd(Y)$ (картка № 01-071-9566) та β–фазі $Mg_{14}Nd_2Y$. Утворення первинної метастабільної β_1 фази $Mg_3Nd(Y)$, обумовлене високою швидкістю охолодження. Імовірно, під час спікання метастабільна фаза трансформується, і атоми Nd переходять у твердий розчин і утворюють складну інтерметалідну сполуку $Mg_{24}(Y, Nd, Gd)_5$, яка з’являється у матеріалах після спікання.

У композитах – WE43–ZrB_2 ZrB_2, окрім вищезазначених фаз присутні

піки від ZrB_2 (картка №: 01-085-8843) і зі збільшенням вмісту останнього інтенсивність відбитків зростає, а також в незначній кількості сліди Y_2O_3 (картка № 01-079-1716).



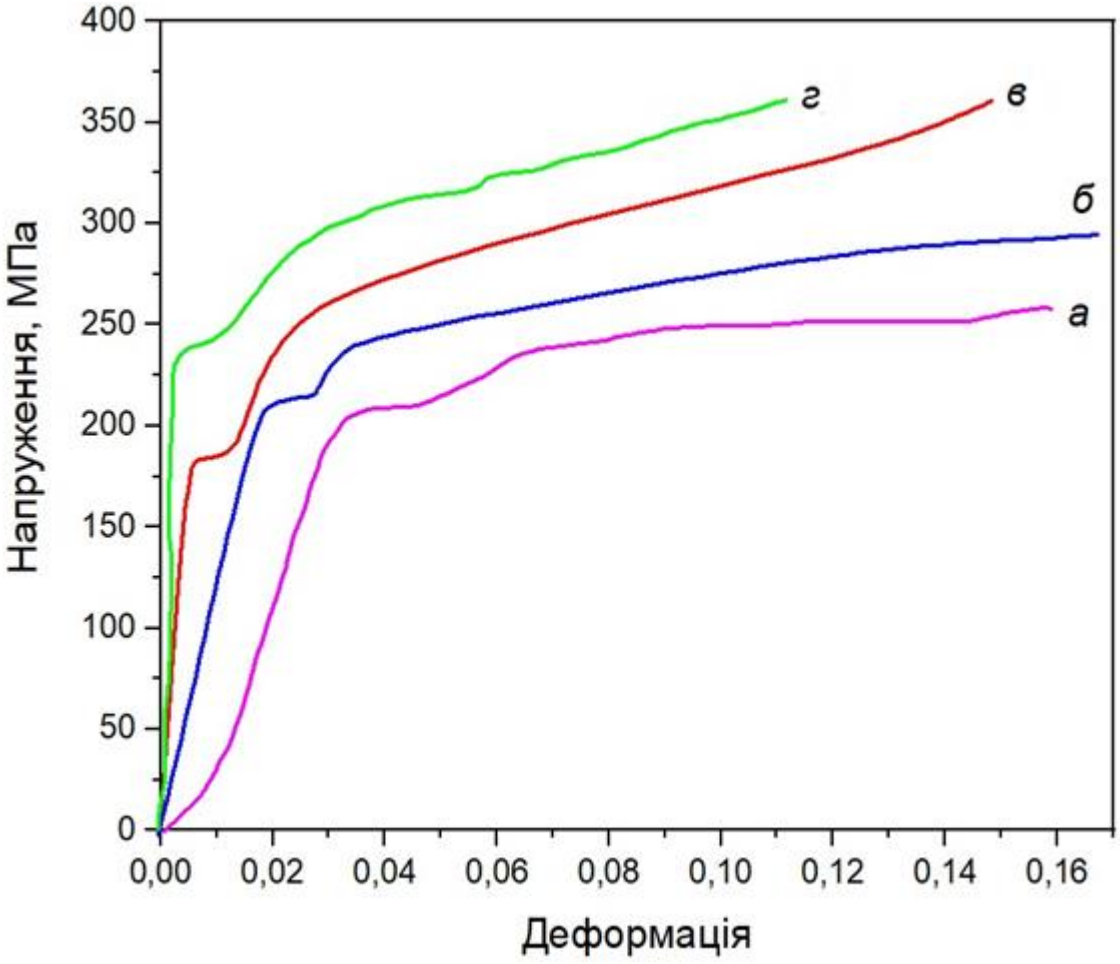
а – порошок WE43; *б* – сплав WE43; *в* – WE43–5 мас %ZrB_2;
г – WE43–7 мас % ZrB_2; *д* – WE43–10 мас % ZrB_2

Рисунок 2.5 – Спектри рентгенівської дифракції порошків WE43 (*а*) та матеріалів після іскро-плазмового спікання (*б*–*д*)

2.5 Вимірювання механічних властивостей композитів

Мікротвердість за Віккерсом (Hμ) вимірювали за стандартною методикою при навантаженні на індентор 2 Н на мікротвердомірі MHV1000 (Китай).

Вимірювання міцності на стиснення зразків розміром 2,5х2,5х5 мм проводили за допомогою універсальної машини (HD-B612-10T, Китай) при швидкості навантаження 0,05 мм/хв. Умовні криві напруження-деформації наведено на рисунку 2.6.



а – сплав WE43; *б* – WE43–5 мас %ZrB_2;
в – WE43–7 мас % ZrB_2; *г* – WE43–10 мас % ZrB_2

Рисунок 2.6 – Результати вимірювання міцності на стиснення сплаву WE43 та композитів WE43–ZrB_2 після іскро-плазмового спікання

За отриманими експериментальними даними було розраховано твердість, модуль пружності, границю текучості та міцність на стиснення матеріалів.

2.6 Дослідження корозійних властивостей методом Тафеля

Метод дослідження корозії за Тафелем базується на аналізі електрохімічних характеристик корозійних процесів. Основна ідея полягає в визначенні швидкості корозії за допомогою потенціалу і щільності струму, що протікає через електрод у корозійній середовищі. Згідно з рівнянням Тафеля, відношення між потенціалом корозії (E) і логарифмом щільності струму (i) є лінійним. Це дозволяє отримати константи Тафеля (β) для анодних та катодних реакцій. Вимірювання проводять за допомогою електрохімічних методів, таких як поляризаційні криві, що дозволяє визначити швидкість корозії матеріалів у різних умовах. Метод є важливим для оцінки корозійної стійкості та розробки засобів захисту.

Для проведення корозійних досліджень застосовували метод прямої поляризації. Зразки композитів покривали епоксидною смолою, залишаючи відкритою ділянку площею 1 см² для контакту з розчином. Електричний контакт забезпечувався за допомогою сталевого стрижня, кріплення якого знаходилося під шаром епоксидного покриття.

Зразок поміщали в розчин Ханка, підтримуючи температуру 37 °C. Після досягнення стаціонарного потенціалу розпочинали процес поляризації. Використовували триелектродну систему, що складалася з допоміжного електрода з платини та електрода порівняння AgCl. Потенціал сканували в напрямку від катодної до анодної області зі швидкістю 2 мВ/с. Для поляризаційних вимірювань застосовували потенціостат VersaStat3-200 (Ametek), повторюючи експеримент тричі для перевірки відтворюваності результатів (рис. 2.7).

Розчинення магнію відбувається за рахунок анодної реакції. Катодна реакція підвищує pH і вміст H_2, а гідроліз знижує pH [27], [28].

Для магнію характерний пітинговий тип корозії при якій корозія проявляється у вигляді ямок (пітингів) на поверхні матеріалу. Для магнієвих сплавів це один із найпоширеніших і найбільш небезпечних типів корозії через

високу активність магнію і його здатність утворювати пасивний шар, який легко руйнується локально.

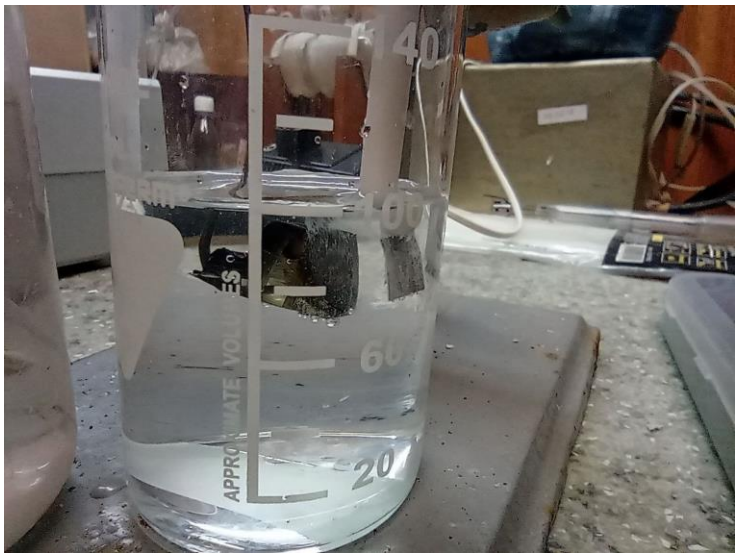


Рисунок 2.7 – Вимірювання корозії поляризаційним методом

Починається реакція з проникнення іонів хлору до поверхні металу, активуючи її. Потім виникає анодна реакція розчинення магнію [29] – [31] :

$$Mg \rightarrow Mg^{+2} + 2e^{-}.$$

Наступною йде катодна реакція відбувається за участю кисню або води:

$$O_2+2H_2O+4e^{-}\rightarrow 4OH^{-},$$
$$2H_2O + 2e^{-} \rightarrow H_2 + 2OH^{-}.$$

3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

3.1 Формування мікроструктури композитів в умовах іскро-плазмового спікання

На мікроструктурах сплаву WE43 після SPS спостерігається видимі границі білого кольору між вихідними частинками порошків, а також дрібнозерниста структура всередині кожної з частинок (рис. 3.1). Розмір частинок порошків знаходиться в межах розмірів вихідних порошків 10-45 мкм, які при спіканні під тиском незначно змінили свою форму від сферичної до неправильної. Всередині кожне зерно складається з матриці твердого розчину магнію (сірий колір), в якій по всьому об'єму розподілені інтерметаліди $Mg_{24}Y_5$ і β-фаза ($Mg_{14}Nd_2Y$) розміром до 0,5 мкм, які мають білий колір через високу атомну масу рідкоземельних металів.

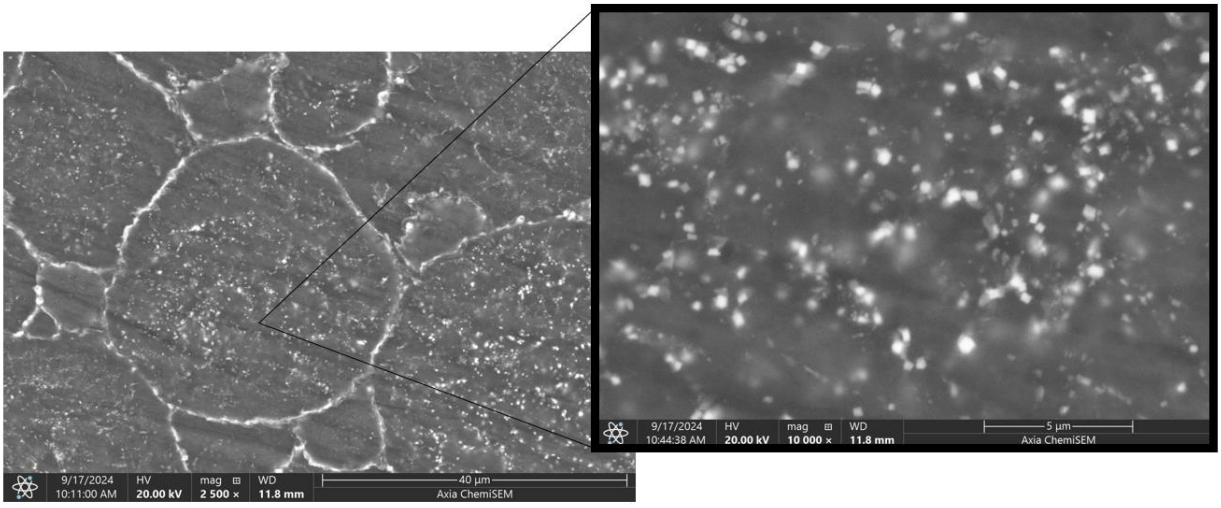


Рисунок 3.1 – Мікроструктура сплаву WE43 після іскро-плазмового спікання

Дослідження хімічного складу методом мікрорентгеноспектрального аналізу з використанням карт розподілу елементів (рис. 3.2) показало, що матриця композитів складається з магнію (Mg), в якій всередині зерен рівномірно розподілені: рідкоземельний елемент неодим та ітрій, який

розподіляється менш рівномірно за інші елементи, і скупчується біля границь зерен (рис. 3.2), що узгоджується зі спостереженнями в роботі P. Minárik (та інші) [32].

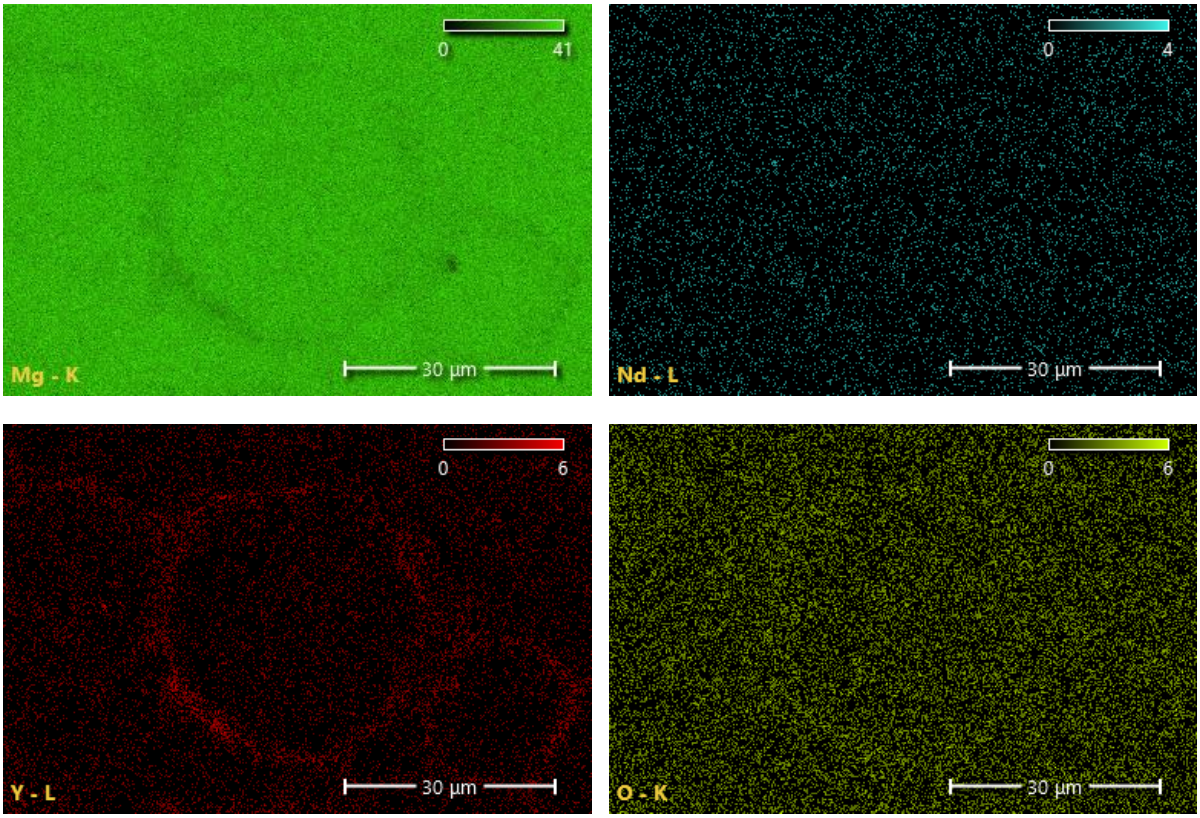


Рисунок 3.2 – Карти розподілу хімічних елементів у сплаві WE43 після іскро-плазмового спікання

На мікроструктурах композитів WE43–ZrB_2 спостерігається знаходження частинок ZrB_2 не лише між зернами WE43, а й усередині частинок порошку (рис. 3.3). Щоб зрозуміти цей ефект, було проаналізовано процес усадки під час спікання (рис. 2.3). Матриця WE43 демонструє активну усадку при нагріванні. Застосування тиску при 400 °C перед ізотермічною витримкою у момент активної вільної усадки WE43 створює високу питому напругу та в’язку течію [33].

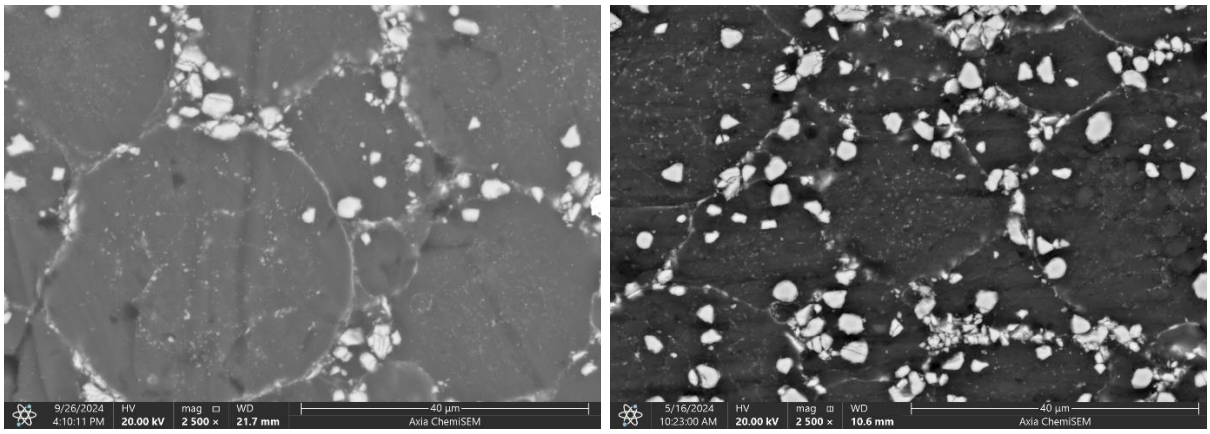
Механізм спікання композитів має три основні стадії:

а) I стадія заснована на поверхневій дифузії;

б) II стадія реалізує в'язку текучість матеріалів і усадку;

в) III ступінь забезпечує поєднання в'язкої та пластичної течій, оскільки застосовувався тиск пресування.

Композит WE43 – ZrB_2 має всі три стадії. Дія механізмів в'язкої та пластичної течії може призвести до усадки та об'єднання дрібних зерен, з наступним їх ростом. Зі збільшенням вмісту ZrB_2 від 5 мас.% до 10 мас.% відносне значення усадки зменшується на 10%, а в об'ємі зразків спостерігаються частинки, які розділились на фрагменти під дією зовнішніх зусиль, що може бути пояснено характером ущільнення крихких матеріалів (рис. 3.4).



а *б*

а – WE43–5 мас.% ZrB_2; *б* – WE43–10 мас.% ZrB_2

Рисунок 3.3 – Мікроструктура композитів після іскро-плазмового спікання

Під час сплавлення частинок порошку WE43 ZrB_2, який лежить уздовж межі розділу між порошками, може проникнути під дією капілярних сил у тіло зерна. Таким чином можна покращити якість міжфазної поверхні між магнієвою матрицею і ZrB_2.

Відповідно до даних мікрорентгеноспектрального аналізу цирконій та бор розподілились по границях зерен, проте невеликий відсоток цих елементів присутній і в середині зерен WE; кисень розподілений у вигляді осередків по всій площині шліфа, а ітрій переважно знаходиться на границях зерен.

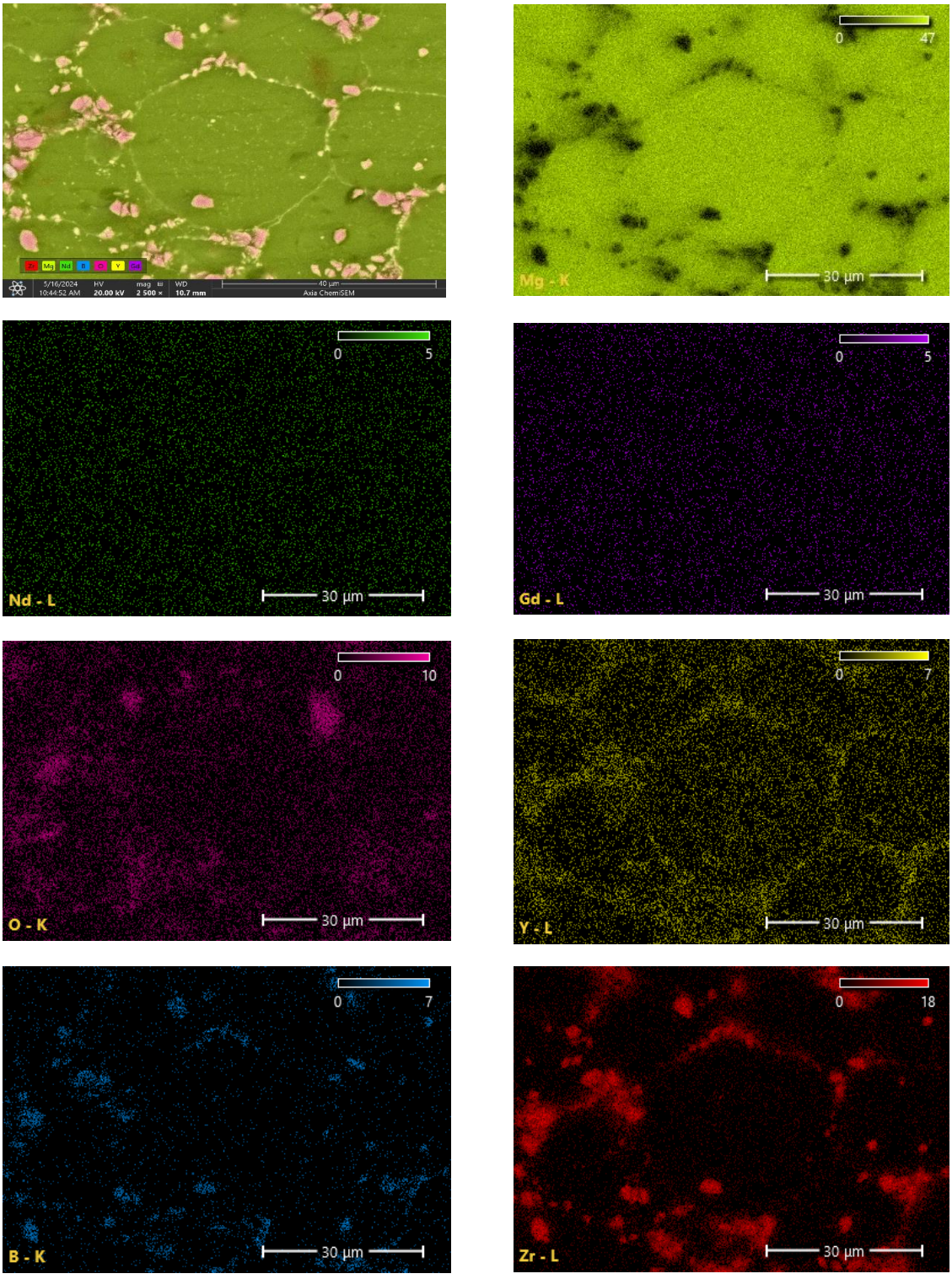


Рисунок 3.4 – Карти розподілу хімічних елементів у композиті WE43–10 мас % ZrB_2

Причиною міграції ітрію до границь зерен в композитах, як і у випадку спікання сплавів WE43 є наявність залишкового кисню у порах.

3.2 Вплив масового вмісту дибориду цирконію на механічні властивості композитів

Міцність при стиску (σ_b), межа текучості при стиску (σ_s) і деформація (ε) були отримані методом випробування на стиск, як показано у таблиці 3.1. Також перевірялася твердість композитів. Різні нахили кривих на діаграмі напруження-деформації можуть бути пов’язані з різницею в модулі Юнга для композитів. Як видно з таблиці 3.2 зі збільшенням вмісту бориду цирконію механічні властивості значно зростають, починаючи від WE43 з 58,2 ГПа, до WE43–ZrB_2 10 мас. % 227 ГПа.

Вказано, що добавки ZrB_2 покращують механічні властивості композитів на основі WE43. Механізм зміцнення заснований на створенні бар'єрів для руху дислокацій в матеріалі [34]. Композит на основі WE43 має вищі механічні властивості за рахунок кількох факторів. По-перше, сплави WE43 дисперсійно зміцнюють $Mg_{24}(Y, Nd, Gd)_5$ (рис. 3.1). Крім того, велика різниця між радіусами Nd, Gd, Y легуючих елементів і матриці Mg сприяє ефекту зміцнення твердого розчину [34], [35]. По-друге, композити на основі WE43 показали високу спікаємість під час SPS, що сприяє кращому контакту між сплавом і армуючими частинками. Якість міжфазної поверхні фази визначає передачу механічних напружень у матеріалі. Під час спікання композитів WE43-ZrB_2 відбувається поверхнева, об’ємна дифузія та пластична течія (рис. 2.3). В результаті реалізовувався ріст зерна і транспорт частинок бориду в тіло зерна.

Порівняно з чистим порошковим сплавом WE43 (табл. 3.1), виготовленими методом SPS, зміцнений композит ZrB_2 має значно вищу міцність на стиск. Це може бути пов'язано з різною природою зміцнених компонентів. Особливо істотною є різниця в модулях $EZrB_2$ = 440 ГПа [35] та Eβ-TCP = 120 ГПа [36].

Таблиця 3.1 – Механічні властивості матеріалів після іскро-плазмового спікання

Матеріал	Значення мікротвердості, $HV_{0.2}$	Модуль пружності, ГПа	Межа текучості, МПа	Межа міцності, МПа
WE43	75	58,5	210	261
WE43–5 мас %ZrB_2	91±5	105	223	284
WE43–7 мас %ZrB_2	96±6	174	184	359
WE43–10 мас %ZrB_2	90±7	227	242	364

Порівнюючи з існуючими композитами які використовують для медицини це 316L = 190 МПа, HA = 73 – 117 МПа, PLGA = 1,4 – 2,8 МПа [5]. Можна побачити, що ZrB_2 має суттєво вищій міцність на стиск, а в композити з WE43 збільшує його показники не погіршуючи його міцність.

3.3 Вплив масового вмісту дибориду цирконію на корозійні властивості композитів

Поляризаційні криві композитів WE43-ZrB_2, змочених розчином Ханка, показані на рисунку 3.5. Для матеріалів на основі Mg анодні криві E_a демонструють розчинення магнію, а катодні криві показують виділення водню.

Густина струму корозії j_{corr}, отримана методом екстраполяції за Тафелем, відрізняється для композитів і для значно зросла до ~ 1 мА/см^2, що свідчить про високу швидкість корозії на початковій стадії. Анодні плато

поляризаційних кривих ідентифікують потенціали пробою (E_a). Для WE43-10 мас.% ZrB_2 значення E_a становить – 1,38 В.

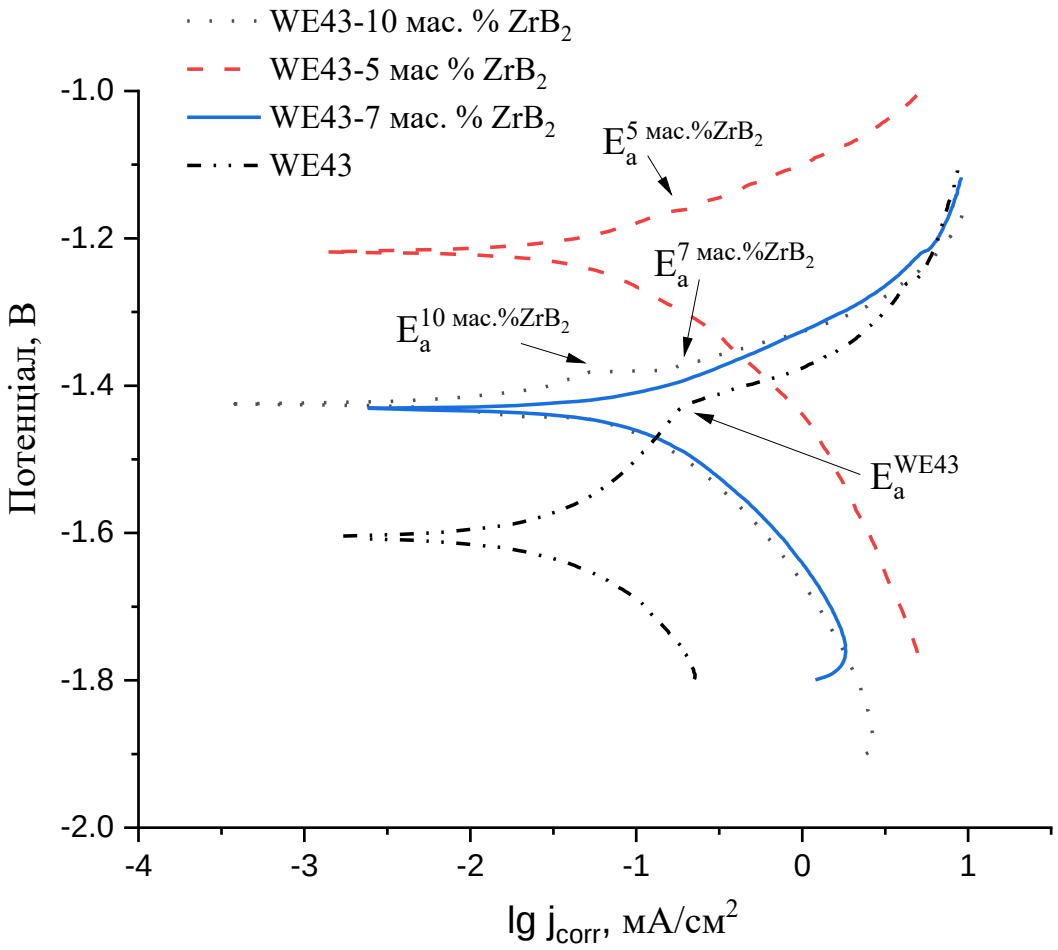


Рисунок 3.5 – Поляризаційні криві корозії композиту, отримані за методом Тафеля

Поляризовані криві на корозії отриманих за методом Тафеля відповідають заряду анодної та катодної кривої, потенціал яких був поляризований.

Розрахунок густини струму корозії ($j_{кор}$) з поляризаційних кривих методом Тафеля, $j_{кор}$ визначають безпосередньо за значенням струму в точці перетину анодної та катодної екстрапольованих ліній. $J_{кор}$ – це швидкість електрохімічної реакції корозії, виміряна як густина струму на одиницю площі

(мА/см²). Вона дозволяє оцінити швидкість втрати матеріалу в мм/рік. Для розрахунку користуються рівнянням:

$$\eta = \pm A * \left(\frac{i}{i_0}\right),$$

де η – перенапруга, В;

A – коефіцієнт, В;

i – густина струму, А/м²;

i_0 – густина об'ємного струму, А/м².

Поява піків пробою на поляризованих кривих свідчить про утворення захисного шару пасивації. Пасиваційний шар стабілізує швидкість корозії та зменшує нахил анодної кривої. Швидкість корозії (Cr) композитних матеріалів визначали методом екстраполяції Тафеля на основі струму корозії (j_{corr}) з використанням наступного рівняння [38]:

$$Cr = 22{,}85\, j_{corr}.$$

Результати електрохімічних випробувань композитів та літературні дані зведені в таблицю 3.2.

Швидкість корозії композиту на основі WE43-ZrB_2 10 мас % нижча, ніж для WE43-ZrB_2 5 та 7 мас %,. Значення E_{corr} для WE43-ZrB_2 10 мас % більше, ніж для WE43-ZrB_2 5 та 7 мас %, показуючи, що він менш схильний до електрохімічної корозії. Додавання 10 мас. % частинок ZrB_2 до WE43 помітно покращує корозійну стійкість матеріалів (табл. 3.2). З ZrB_2 композити демонструють більш позитивний потенціал і нижчу густину струму в порівнянні з традиційним показником корозії WE43. Встановлено, що зсув кривої вліво означає зменшення густини струму корозії. Густина струму

корозії (j_{corr}) тісно пов'язана з корозійною стійкістю зразків. Чим вищий j_{corr}, тим швидша швидкість деградації зразка.

Таблиця 3.2 – Корозійні властивості матеріалів після іскро-плазмового спікання

Сплав	Потенціал, В проти SCE	Густина струму lg j_{corr}, мА/см^2	E_a, В	Корозія C_r, мм/рік
WE43	-1,652	1,91	-1,42	2,11
WE43–ZrB_2 5 мас %	-1,23	1,1	-1,1	1,45
WE43–ZrB_2 7 мас %	-1,44	1,21	-1,21	1,46
WE43–ZrB_2 10 мас %	-1,43	1,38	-1,38	1,25
Mg-2Zn-0.3Sr-HA [42]	-1,69	2,8	-	6,6
AZ31-Al_2O_3 [43]	-1,40	1,93	-	73
Mg-3Zn-0.2Ca-MgO [44]	-1,55	1,9	-	0,43

Відповідно, як видно з таблиці 3.2 зі збільшенням вмісту ZrB_2 густина 6,085 г/см^3 збільшилася на близько 2 мА/см^2, що у свою чергу свідчить про високу швидкість корозійних процесів на початку експерименту. E_a потенціали для різних систем відрізняються: для WE43–ZrB_2 5 мас % – -1,1 В, WE43–ZrB_2 7 мас % – -1,21 В, WE43–ZrB_2 10 мас % – -1,38 В. Густина струму корозії композитів зі збільшенням вмісту ZrB_2 спадає, значення яких рівні - WE43–ZrB_2 5 мас % 1,1 мА/см^2, WE43–ZrB_2 7 мас % 1,21 мА/см^2, WE43–ZrB_2 10 мас % 1,38 мА/см^2. Зменшення густини струму корозії з вмістом ZrB_2 свідчить про покращення антикорозійних властивостей з вмістом ZrB_2.

Виміряна шкидкість корозії показує, що зі вмістом ZrB_2 швидкість корозії знижується, не сильно втрачаючи механічні властивості композиту.

Такий вплив добавок на корозійну стійкість сплаву може бути пояснений тим, що добавки мають більш позитивний потенціал, порівняно із чистим сплавом. На них відбувається переважне відновлення деполяризатора, а на решті поверхні сплаву утворення захисного шару гідроксиду магнію. Таким чином, введення до складу сплаву добавок ZrB_2 прискорює формування захисного шару на поверхні та знижує швидкість корозії матеріалу.

Порівнюючи корозійні властивості WE43– ZrB_2 з іншими матеріалами вказаними в таблиці 3.2, то можна помітити, що отриманий композит або перевищує за антикрозійними властивостями інші (AZ31-Al_2O_3 та Mg-2Zn-0.3Sr-HA) або не сильно гірший (Mg-3Zn-0.2Ca-MgO).

Мікроструктура композитів WE43–10 мас.% ZrB_2 та загальний хімічний аналіз елементів після корозії показано на рисунку 3.6 та таблиці 3.3.

На рисунку поверхню композиту та хімічний склад композитів і WE43-ZrB_2 після електрохімічного випробування. Корозія обох матеріалів в основному відбувається за механізмом точкової корозії, який характерний для більшості магнієвих сплавів [39]. На поверхні спостерігалося декілька тріщин, що вказує на наявність частково захисного шару пасивації на поверхні матеріалу [40].

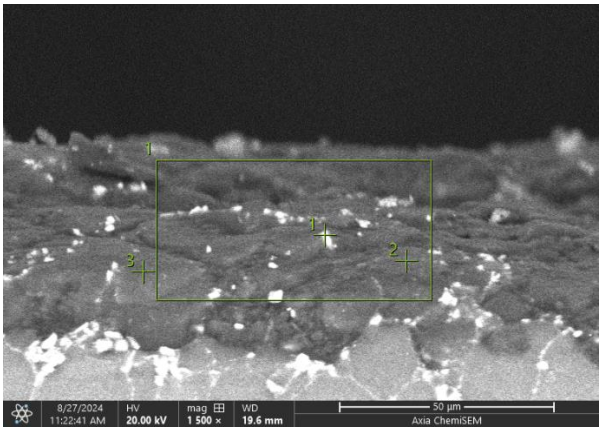


Рисунок 3.6 –Мікроструктура композиту WE43–10 мас % ZrB_2 після вимірювання корозії

За даними EDS-аналізу (рис. 2.13), поверхня композиту збагачена атомами Cl, P, O, Ca. Механізми корозії магнію виявляють утворення $Mg(OH)_2$ [41]. Однак Hideyuki Kuwahara та ін. [42] показали, що сполуки типу скла кристалізуються під час реакції матеріалів на основі магнію з розчином Ханка.

Тип сполуки $M10(PO_4)6X_2$, де M – Ca, Na, H, Zn, Mg тощо, а X – OH, F, Cl, O тощо.

Таблиця 3.3 – Хімічний склад поверхні композиту після корозії

Елемент	Вміст, мас.%			
	1	2	3	Область
B	0.0	0.0	0.0	0.0
O	33.1	60.0	60.4	61.3
Na	0.2	0.0	0.2	0.0
Mg	6.2	34.1	36.0	33.6
P	0.0	0.0	0.6	0.0
Ca	0.1	0.1	0.0	0.1
Zr	60.2	1.5	1.1	4.1
Nd	0.2	1.1	1.1	0.4
Gd	0.1	1.1	0.5	0.5
Y	0.0	2.1	0.0	0.0

Катодний характер включень також підтверджується при розгляді мікрофотографій шліфів, де корозійні пошкодження відбуваються навколо них.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Охорона праці є невід'ємною складовою організації трудового процесу та виробничої діяльності. Її головна мета — створення та забезпечення безпечних умов праці, що виключають вплив небезпечних факторів, які можуть загрожувати як процесу роботи, так і здоров'ю працівника.

У цьому розділі розглядається вплив шкідливих факторів під час роботи з порошковими сумішами. Проведення експериментів супроводжується різноманітними ризиками, що виникають на кожному етапі, тому дотримання правил техніки безпеки праці є обов'язковим.

Метою розділу є аналіз небезпечних і шкідливих факторів, які можуть виникати під час дослідження структури та властивостей порошків вольфраму, плакованих нікелем, а також розробка заходів і засобів для їх усунення.

4.1 Аналіз шкідливих і небезпечних виробничих факторів

Під час виконання цієї роботи основними процесами, що можуть становити потенційну небезпеку, є:

– пресування зразків;
– механічна обробка;
– визначення корозійних властивостей.

Оскільки дослідження передбачають роботу з порошковими матеріалами, одним із шкідливих факторів є порошкові речовини. Перед пресуванням порошки перемішують, що може нести небезпеку, оскільки робота йде з магнієм та боридом цирконію, оскільки частки легко осідають на різних поверхнях. Цей процес може супроводжуватися осіданням пилу на дихальних шляхах, шкірі та слизових оболонках людини. Обидва цих матеріали є надзвичайно небезпечними, у випадку якщо потраплять у дихальні шляхи, оскільки магній є дуже активним, то він може викликати опіки за

рахунок активної реакції, а борид цирконію великих кількостях може викликати небезпечні захворювання.

Вдихання пилу може спричинити серйозні захворювання, такі як пиловий бронхіт, бронхіальна астма, пневмонія тощо. Контакт із слизовою оболонкою очей і носа може викликати їх запалення. Крім того, слід зазначити, що дрібнодисперсні порошки часто є токсичними для організму.

Пресування проходить на іскро-плазмовому пресі, і найбільшу небезпеку несе струм. Оскільки вся установка закрити, то немає небезпеки від рухомих частин.

Механічна обробка включає вирізання зразків, шліфування та очищення поверхні. Виконання різання та подрібнення матеріалу вручну може спричинити ризик травмування оператора.

Під час роботи оператор має знаходитися на безпечній відстані від обладнання, що дозволяє ефективно контролювати процес та мінімізувати ризик отримання травм.

Наступим етапом є дослідження корозійних властивостей. Небезпекою є пари активної травної речовини. Концентрація парів реагенту в повітрі повинна бути низькою, оскільки навіть короткочасне вдихання може спричинити гостре отруєння. До характерних симптомів такого отруєння належать головний біль, подразнення горла, кашель, дискомфорт у носі та очах, запаморочення, порушення координації рухів, а також збудження.

Для запобігання цим небезпекам слід використовувати гумові рукавички та дихальний маска, що забезпечує захист дихальних шляхів відповідно до стандартів ДСТУ EN 420:2017 [43].

4.1.1 Аналіз освітленості приміщення

Існують три основні види освітлення: природне, штучне та комбіноване. Природне освітлення поділяється на бічне, верхнє та комбіноване. Штучне

освітлення включає загальне та місцеве. Характеристики зорової роботи класифікуються за рівнем точності:

– найвища точність;
– дуже висока;
– висока;
– середня;
– низька;
– дуже низька точність.

Ця робота належить до середнього класу точності.

У лабораторії застосовується комбінована система освітлення, яка поєднує природне та штучне освітлення. Така система відповідає стандартам денного освітлення згідно з ДБН В.2.5-28-2006 [44].

4.1.2 Аналіз рівня шуму

Шум за походженням поділяють на механічний (викликаний вакуумним насосом) та електромагнітний (джерелом є установки KCE®-FCT HP D 25-SD).

Одночасна робота всіх пристроїв може спричинити перевищення допустимого рівня шуму, що може викликати професійні захворювання [45]. Для приміщень лабораторій, де виконуються експериментальні роботи, допустимий рівень шуму становить 75 дБА.

З метою зменшення шкідливого впливу виробничого шуму на працівників та запобігання його поширенню в суміжні приміщення використовують звуко- та віброізоляцію, звуко- і вібропоглинання, а також шумоглушники.

Крім того, для захисту від впливу шуму застосовують індивідуальні засоби захисту та обмежують час перебування у зоні підвищеного шуму.

4.2 Інженерні рішення для забезпечення безпеки праці

4.2.1 Аналіз параметрів приміщення

Дипломна робота виконується в "Лабораторії технологій тугоплавких сполук".

Оскільки у даному випадку площа становить:

$$S = 6 \cdot 9 = 54 \text{ м}^2.$$

Об’єм приміщення:

$$V = 6 \cdot 9 \cdot 4{,}5 = 243 \text{ м}^3.$$

Результати занесено до таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Параметри науково-дослідної лабораторії

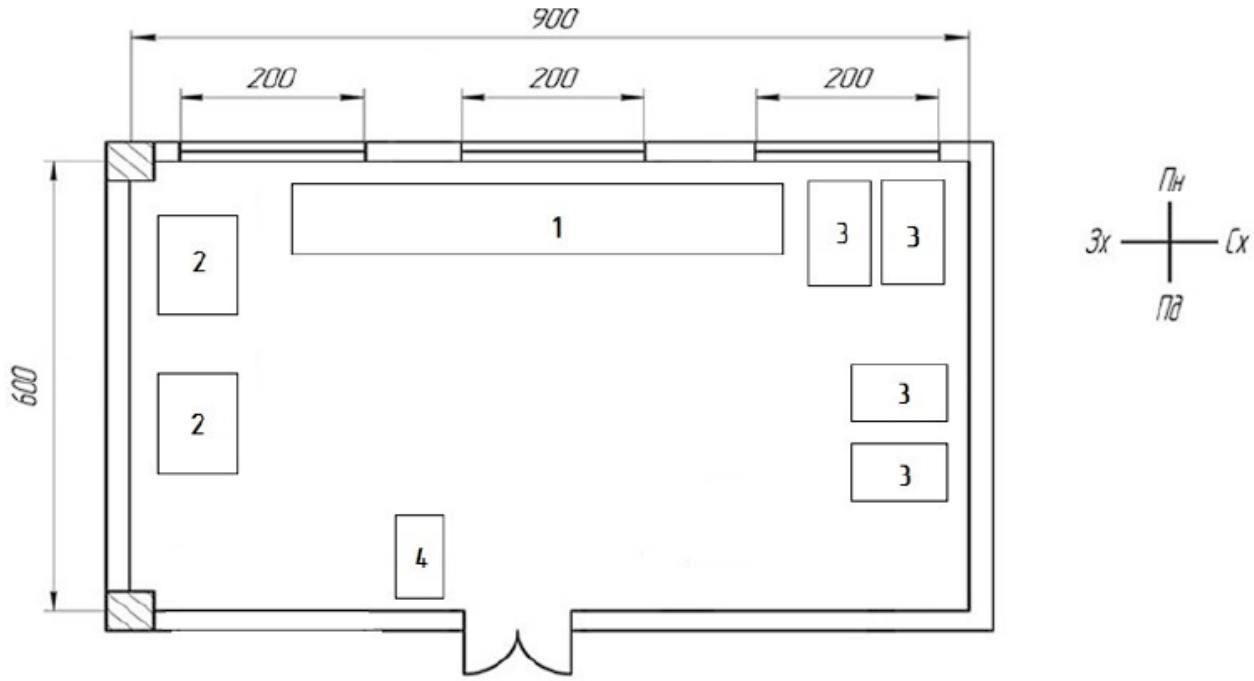
Довжина, м	9
Ширина, м	6
Висота, м	4,5
Площа, м^2.	54
Об'єм, м^3	243

Розрахунок площі та об’єму на кожного працівника (з урахуванням того, що у цій лабораторії працюють три особи) виглядає наступним чином:

$$S_ч = \frac{54}{3} = 17 \text{ м}^2.$$

$$V_ч = \frac{243}{3} = 81 \text{ м}^3.$$

План приміщення зазначено на рисунку 4.1.



1 – робочій стіл із шліфувальним верстатом; *2* – гідравлічний прес; *3* – пічки спікання; *4* – сушильна шафа

Рисунок 4.1 – План науково-дослідницької лабораторії:

Результати розрахунків підтверджують, що приміщення лабораторії відповідає вимогам стандартів будівель виробничого призначення згідно з ДБН В.2.2-28:2010 [46].

Розрахункові показники та нормативні вимоги до характеристик приміщення представлені в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Реальні та нормативні характеристики приміщення

№	Параметр приміщення	Реальне значення	Нормативні значення
1	Площа на 1 працюючого	17 м^2	4,5 м^2 [51]
2	Об’єм на одного працюючого	81 м^3	15 м^3 [51]

Отже, лабораторне приміщення, де виконувалася ця робота, відповідає встановленим санітарним нормам і правилам.

4.2.2 Електробезпека

У лабораторії використовується електричний струм напругою 220 В для живлення сушильної шафи та, а також струм напругою 380 В для печей. Опір ізоляції силових і освітлювальних електропроводів відповідає нормам і перевищує 0,5 МОм.

При роботі з піччю існує ризик ураження електричним струмом через використання струмів високої потужності для електронного променю, тому забезпечення електробезпеки має критичне значення. Установка обладнана заземленням і програмним забезпеченням, яке виключає можливість небезпечних рішень, пов'язаних із режимами роботи.

Лабораторія також оснащена пристроєм захисного вимикання типу АС, що є високонадійною системою швидкодіючого захисту. Струмопровідні кабелі мають ізоляцію по всій довжині, захищені від механічних ушкоджень і розраховані на підвищені температури. Вони прокладені під підлогою, а їх стан перевіряється кожні пів року відповідним персоналом.

Обслуговуючий персонал проходить регулярний інструктаж з питань безпеки праці, включно зі способами надання першої медичної допомоги. Біля кожної установки розміщено інструкції з безпеки у вигляді плакатів. Усі електротехнічні вироби відповідають вимогам ПУЕ-2017 [47].

4.2.3 Аналіз рівня шуму та вібрації

Допустимий рівень шуму для виконання науково-дослідних робіт становить 75 дБА, і під час експериментів цей показник не перевищував встановлених норм. Основними джерелами шуму та вібрацій є обладнання для змішування, система вентиляції та установка іскроплазмового спікання.

Для захисту працівників від впливу вібрацій застосовуються організаційно-технічні та лікувально-профілактичні заходи. Технічні заходи передбачають модернізацію обладнання шляхом використання конструктивних і технологічних рішень, а також встановлення вібропоглинальних засобів, таких як пружини чи амортизуючі підкладки.

Лікувально-профілактичні заходи включають регулярні медичні огляди, організацію перерв для відпочинку, оптимізацію режиму роботи та використання індивідуальних засобів захисту, зокрема рукавичок і спеціального взуття з віброгасними елементами, для захисту від високочастотної вібрації [47].

На багатьох виробництвах і в деяких лабораторіях одним із суттєвих несприятливих факторів є шум, який негативно впливає на здоров'я працівників і продуктивність праці через зниження їхньої працездатності.

Інтенсивний виробничий шум може спричинити погіршення слуху, аж до глухоти. Він також знижує увагу, уповільнює реакцію, викликає запаморочення, погіршує зір, підвищує дратівливість, збільшує артеріальний тиск і змінює ритм дихання, що призводить до значного зниження продуктивності та погіршення самопочуття.

Для мінімізації негативного впливу шуму та зниження його рівня застосовуються технічні й організаційні заходи. Це звукоізоляція приміщень і робочих зон за допомогою екранів та перегородок, створення шумозахисних зон, оптимальне розташування обладнання і робочих місць. Додатково використовуються засоби індивідуального захисту, такі як протишумові навушники, втулки, шоломи або спеціальні костюми.

4.2.5 Аналіз теплового та інфрачервоного випромінювання

У лабораторії можливий вплив теплового випромінювання, основними джерелами якого є муфельні та трубчасті печі, а також установка іскроплазмового спікання, що нагріваються до температур 1100 °С і 1500 °С

відповідно. Окрім цього, зазначене обладнання є джерелом інфрачервоного випромінювання. Інтенсивність теплового випромінювання та температура поверхонь обладнання є регламентованими параметрами мікроклімату виробничих приміщень і визначаються відповідно до ДСН 3.3.6.042-99 [48].

Для нормалізації умов праці необхідно застосовувати теплоізоляцію та екрани для джерел теплового випромінювання, а також використовувати засоби індивідуального захисту. Для захисту очей і тіла від інфрачервоного випромінювання використовуються окуляри зі світлофільтрами та спеціальний одяг, стійкий до високих температур. До засобів індивідуального захисту також належать костюми з термостійких матеріалів, рукавиці, черевики, каски та захисні окуляри зі світлофільтрами.

4.3 Розрахунок інженерного рішення

Конструкція місцевих відсмоктувачів обирається в залежності від типу технологічного процесу, обладнання та оснащення. Вона повинна забезпечувати необхідну чистоту повітря на робочому місці при мінімальних витратах видаляємого повітря, а також запобігати поширенню шкідливих речовин по всьому об'єму приміщення і не перешкоджати виконанню технологічних операцій. Розташування відсмоктувачів повинно бути максимально наближеним до джерела шкідливих виділень, з урахуванням ефективності їх роботи [49].

У разі наявності даних про інтенсивність виділення шкідливих речовин в атмосферу приміщення, повітрообмін в загальному випадку розраховується за формулою:

$$L=1000\beta V/C_{гдк,} \quad (4.1)$$

де V –інтенсивність виділення шкідливої речовини в одиницю часу г/год;

β –коефіцієнт нерівномірності розподілу шкідливих речовин в об'ємі приміщення;

$C_{вид}$, $C_{пр}$–концентрації шкідливих речовин у повітрі, що видаляється (витяжне) і надходить (припливне), мг/м^3.

Оскільки в роботі застосовуються малотоксичні речовини, розрахунок здійснюється за стандартною формулою:

$$L=1000 \times 1,2/2=600 \text{ м}^3/\text{год}.$$

4.4 Вимоги безпеки в надзвичайних ситуаціях

4.4.1 Пожежна безпека

Згідно з НАПБ Б.03.002-2007 [49] «Норми визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою», науково-дослідницька лабораторія, де проводилась НДР, належить до категорії Б, враховуючи характеристики речовин і матеріалів, що використовуються в приміщенні (горючий пил, волокна, легкозаймисті рідини з температурою спалаху понад 28 °С, горючі рідини в таких кількостях, що можуть утворювати вибухонебезпечні суміші, які при займання спричиняють надлишковий тиск, що перевищує 5 кПа).

Для запобігання пожежі вжиті наступні заходи:

1. Лабораторія оснащена автоматичною пожежною сигналізацією.
2. Будівельні конструкції лабораторії є неспалимими, з межею вогнестійкості від 0,75 до 2,5 годин.
3. Передбачено систему знеструмлення електроустаткування при пожежі.
4. Регулярне проведення планово-попереджувальних робіт та оглядів електроустановок, опалювального, вентиляційного та технічного устаткування.

5. В лабораторії є порошковий вогнегасник ВП 2.

6. Розроблені інструкції щодо заходів пожежної безпеки.

7. На поверхах вивішені плани евакуації.

8. Персонал проходить інструктажі з пожежної безпеки та інші види протипожежної підготовки.

9. Призначено відповідальних осіб за протипожежний стан лабораторії та інших приміщень.

У лабораторії встановлено 4 пожежні сигналізатори ИП 105, сигнал з яких надходить на основну панель пожежної сигналізації. Сигналізатори спрацьовують при підвищенні температури до 72 ºС. В коридорі розташований пожежний кран із підключеним рукавом.

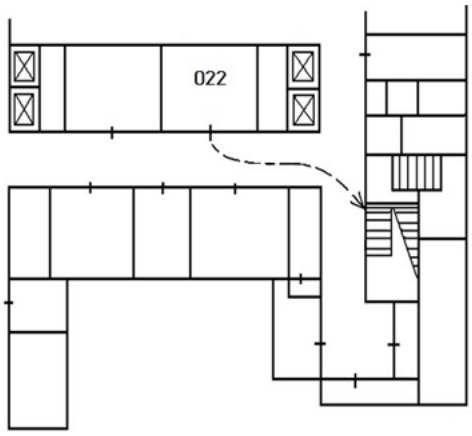


Рисунок 4.3 – План евакуації з лабораторії

4.4.2 Вимоги безпеки в аварійних ситуаціях

Згідно з НПАОП 0.00-1.81-18. [50], для запобігання накопиченню вибухонебезпечної концентрації водню, що використовується при синтезі порошку, балони з воднем повинні зберігатися в надійно закріпленому вертикальному положенні на одноповерховому складі. Балони, під'єднані до печей, повинні зберігатися на відкритому повітрі та бути захищені від атмосферних опадів і прямих сонячних променів.

У разі короткого замикання на корпусі печі або установки для іскроплазмового спікання необхідно вимкнути рубильник і повідомити відповідальну особу в лабораторії.

Якщо людина потрапила під електричну напругу, потрібно вимкнути обладнання, покласти потерпілого на дерев'яний настил з м’яким підголівником, викликати медичну допомогу за номером 103 і, за необхідності, провести штучне дихання.

При загорянні апаратури необхідно вимкнути рубильник і приступити до гасіння вогню за допомогою вогнегасника.

У разі виявлення пожежі кожен працівник зобов’язаний: – негайно повідомити про пожежу за телефоном 101; – викликати відповідальну особу до місця події.

У разі травмування слід повідомити майстра або начальника дільниці і звернутися до медпункту.

5 ЕНЕРГЕТИЧНИЙ РОЗДІЛ

Метою цього розділу є розрахунок обсягу споживання електроенергії на основі вибору та визначення кількості технологічного обладнання, а також аналізу його встановленої потужності за запланованим режимом роботи.

$$Э = M\Phi_0\,\eta_{ЗВ}K_1K_2, \tag{5.1}$$

де M – встановлена потужність обладнання, кВт;

Φ_0 – річний фонд часу роботи обладнання, год;

$\eta_{зв}$ – коефіцієнт завантаження обладнання;

K_1 – коефіцієнт одночасності роботи (приймається рівним для електричних печей – 0.6; для електродвигунів – 0,3; для генераторів високочастотного нагріву - 0,8);

K_2 – коефіцієнт використання потужності (приймається рівним 0,7).

Енергоспоживання підйомно-транспортного обладнання визначають на основі його потужності. У малотоннажних виробництвах вибір транспортувального обладнання здійснюється разом із основним, а його характеристики вносяться до відомості основного обладнання. У межах науково-дослідної роботи енергоспоживання підйомно-транспортного обладнання не враховується. Енергоспоживання санітарно-технічних пристроїв (вентиляція, опалення) визначають відповідно до вимог охорони праці та техніки безпеки. Для компресійних і вакуумних установок розрахунок споживання енергії базується на потужності встановлених у цеху пристроїв і режимах їхньої роботи.

Результати розрахунків споживання електроенергії заносяться у таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Витрати електроенергії на роботу технологічного обладнання

Найменування споживача струму	Кількість споживачів	Потужність, кВт	Фонд робочого часу на рік, год	Коефіцієнт завантаженості	Коефіцієнт одночасності	Коефіцієнт використання потужності	Річні витрати електроенергії, кВт·год
1	2	3	4	5	6	7	8
Елект. піч	1	60	1000	0,5	0,6	0,7	12600
Електронно скануючий мікроскоп	1	30	400	0,8	0,8	0,7	2520
Усього витрат, кВт·год							15120

Енергоспоживання для освітлення кожного приміщення розраховують на основі генерального плану цеху з урахуванням таких даних: площа приміщення, необхідний рівень освітленості та режим роботи освітлювальних пристроїв. Витрати енергії на освітлення обчислюються за формулою:

$$Q = \frac{Sq\tau f}{1000}, \tag{5.2}$$

де S – освітлювальна площа, м²;

q – поверхнева густина теплового потоку, Вт/м²;

τ – число годин горіння на рік;

f – коефіцієнт одночасного горіння.

Значення q зазвичай приймають наступним чином: для виробничих приміщень – 11–15 Вт/м², для побутових і службових приміщень – 10 Вт/м². Тривалість освітлювального періоду визначають залежно від режиму роботи: для двозмінної роботи – 2500 год, для тризмінної роботи – 4700 год.

Коефіцієнт одночасності горіння ламп приймається таким: для виробничих прогонів – 0,8; для побутових і службових приміщень – 0,7; для підвалів – 0,9.

Результати розрахунків споживання електроенергії заносяться у таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – Витрати електроенергії на освітлення

Найменування споживача	Освітлювальна площа, $м^2$	Поверхнева щільність теплового потоку, $Вт/м^2$	Кількість годин горіння на рік, год	Коефіцієнт одночасності горіння	Річні витрати електроенергії, кВт·год
Виробнича лабораторія	60	11	2500	0,8	1320
Усього витрат, кВт·год					1320

6 ОРГАНІЗАЦІЙНО-ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

6.1. Науково-технічна актуальність НДР

У сучасних умовах швидкого розвитку медичних технологій все більше уваги приділяється розробці інноваційних матеріалів із покращеними експлуатаційними характеристиками. Магнієві композити є перспективними для медицини завдяки своїй біорозкладності, біосумісності та механічним властивостям, подібним до характеристик людської кістки.

Зокрема, борид цирконію ефективно впливає на механічні та корозійні властивості таких композитів, проте цей аспект поки що недостатньо вивчений. Це визначає актуальну науково-технічну задачу, яка полягає у дослідженні змін мікротвердості, міцності та корозійної стійкості магнієвих композитів під час їх модифікації боридом цирконію.

Дослідження, проведене в межах цієї роботи, зосереджене на аналізі впливу бору на структуру та корозійні властивості сплаву WE43. Отримані результати можуть стати основою для вдосконалення існуючих технологій, які відповідатимуть високим стандартам сучасної медицини.

6.2 Розрахунок витрат на проведення НДР

Визначення всіх витрат, які несе організація-виконавець під час реалізації науково-дослідної роботи (НДР), дозволяє оцінити її вартість або кошторисну вартість. Кошторис складається виконавцем робіт на основі календарного плану досліджень і затверджується замовником або органом, відповідальним за фінансування. Як правило, кошторис розробляється до початку виконання робіт, тому його називають плановим.

Нижче наведені методичні рекомендації щодо розрахунку витрат на виконання роботи за темою, із урахуванням типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР.

6.2.1 Витрати на оплату праці

До цієї статті витрат входить заробітна плата безпосередніх виконавців роботи. Заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу та працівників дослідних виробництв враховується у кошторисній вартості через статтю «Накладні витрати». Для проєктів, що фінансуються з державного бюджету, прибуток не передбачається, тому в цю статтю включається лише основна заробітна плата, без премій та інших виплат, які здійснюються за рахунок прибутку.

Розрахунок витрат на оплату праці здійснюється на основі даних про трудомісткість окремих видів робіт за темою (табл. 6.1) і посадових окладів виконавців цих робіт (табл. 6.2).

Таблиця 6.1 – Трудомісткість робіт по темі

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів		
	Провідний науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер-дослідник
1	2	3	4
Етап підготовки (конкретизація завдань по темі дослідження)	5	–	1
Проведення експериментальних дослідів	2	15	15
Опрацювання результатів	3	3	8
Оформлення результатів роботи	4	4	14
Разом за виконавцями теми	14	22	38

Подальші розрахунки витрат на оплату праці виконуються відповідно до алгоритму, наведеного в таблиці 6.2. Середньоденна заробітна плата для

кожної категорії виконавців обчислюється шляхом ділення місячного посадового окладу на середнє число робочих днів у місяці, яке становить 21,2.

Таблиця 6.2 – Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Провідний науковий співробітник	14	21062	993.49	13909
2. Молодший науковий співробітник	22	9718	458.39	10085
3. Інженер-дослідник	38	8375	395	15010
Разом оплата праці з теми				38974

6.2.2 Єдиний соціальний внесок

Єдиний соціальний внесок (ЄСВ) є обов'язковим платежем на загальнодержавне соціальне страхування. Починаючи з 1 січня 2016 року, ставка ЄСВ становить 22 %. Базою для його нарахування є загальна сума витрат на оплату праці за темою (підсумок із таблиці 6.2).

$$ЄСВ = ЗП \cdot 0{,}22\,,$$

де ЗП – загальні витрати на оплату праці по темі.

Наразі ЄСВ буде становити:

$$ЄСВ = 38974 \cdot 0{,}22 = 8574{,}28 \text{ грн.}$$

6.2.3 Матеріали, необхідні для проведення досліджень

У цій статті враховується вартість усіх видів матеріалів, необхідних для виконання НДР, за вирахуванням вартості зворотних відходів.

Дослідницькі роботи, що виконуються в Інституті металознавства та зварювання ім. Є. О. Патона, передбачають використання шихтових і технологічних матеріалів для термічної та хіміко-термічної обробки, нанесення спеціальних покриттів, хімічних реактивів, а також витратних матеріалів для офісної техніки та інших потреб.

Розрахунки оформлюються у вигляді таблиці 6.3.

Транспортно-заготівельні витрати визначаються як 10 % від запланованої вартості загальних матеріальних витрат:

$$\text{Тв} = 1873 \cdot 0{,}1 = 187{,}3 \text{ грн.}$$

Таблиця 6.3 – Розрахунки витрат на матеріали

Найменування матеріалу	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн.	Сума,грн.
Порошок WE43	Кг	10	52,025	520
Порошок ZrB_2	Кг	5	270,53	1353
Загальні витрати на матеріали				1873

У цьому випадку загальна вартість закупівлі матеріалів разом із витратами на їх транспортування складе:

$$\text{В}_\text{м} = 1873 + 187{,}3 = 2060{,}19 \text{ грн.}$$

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень

Оскільки експерименти проводилися в лабораторіях Національного технічного університету України «Київський Політехнічний Інститут ім. Ігоря Сікорського», витрати на енергоносії не враховуються.

6.2.5 Витрати на спеціальне обладнання

Додаткове обладнання не закуповувалося, оскільки під час виконання роботи використовувалося вже наявне обладнання: мікротвердомір MHV-1000, рентгенівський дифрактометр Ultima IV (виробництва Rigaku), лабораторні терези та скануючий електронний мікроскоп РЭМ 106И.

6.2.6 Вартість послуг сторонніх організацій

Ця робота не потребувала оренди дослідницького обладнання, оскільки всі необхідні установки вже були доступні. Всі зразки аналізувалися безпосередньо в лабораторіях Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», що виключало потребу в залученні зовнішніх організацій.

6.2.7 Витрати на службові відрядження

Усі дослідження проводилися безпосередньо в лабораторіях Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», що усувало потребу в додаткових витратах на відрядження.

6.2.8 Інші прямі невраховані витрати

У цій статті об'єднано всі витрати на проведення НДР, які не були включені в попередні статті. Для виконання роботи інші прямі витрати визначено на рівні 10 % від суми врахованих витрат на виконання НДР.

$$І_в = (ЗП + ЄСВ + В_м) \cdot 0{,}1.$$

$І_в$ буде становити:

$$І_в = (38974 + 8574 + 2060) \cdot 0{,}1 = 4960{,}8 \text{ грн.}$$

6.2.9 Накладні витрати

Накладні витрати включаються до кошторисної вартості теми пропорційно обсягу витрат на оплату праці основних виконавців або пропорційно сумі прямих витрат на виконання теми досліджень за нормативами організації-виконавця.

Ця стаття охоплює витрати, пов'язані з управлінням організацією-виконавцем теми, витрати на винахідництво та раціоналізацію, амортизацію основних засобів, науково-технічну інформацію, забезпечення нормальних умов праці і техніки безпеки, оплату послуг банків, податки, збори та інші обов’язкові платежі та витрати.

Розглянемо варіант розрахунку накладних витрат, що становлять 20 % від суми прямих витрат.

$$Н_в = (ЗП + ЄСВ + В_м + І_в) \cdot 0{,}2.$$

Наразі $Н_в$ буде становити:

$$Н_в = (38974 + 8574 + 2060 + 4960{,}8) \cdot 0.2 = 10913{,}86 \text{ грн.}$$

6.2.10 Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми

Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.4).

Таблиця 6.4 – Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1.Витрати на оплату праці	38974	Відповідно до розрахунків
2.Єдиний соціальний внесок	8574	22,0 % від загальних витрат на оплату праці
3.Матеріали для проведення досліджень	2060	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	_	Відповідно до розрахунків (у нашому випадку включаються у статтю накладні витрати)
5.Спецобладнання для наукових цілей	_	Відповідно до розрахунків (у нашому випадку включаються у статтю накладні витрати)
6.Вартість послуг сторонніх організацій	_	За договором із сторонніми організаціями (у нашому випадку включаються у статтю накладні витрати)
7.Витрати на службові відрядження	_	Відповідно до розрахунків (у нашому випадку не передбачено)
8.Інші невраховані прямі витрати по темі	4960,8	10 % від суми прямих розрахованих витрат по темі
9.Накладні витрати	11701.26	Відповідно до нормативів організації-виконавця теми (у нашому випадку 20 % від суми прямих витрат)
10.Усього витрат по темі	66296,8	Сума попередніх статей

6.3 Науково-технічна ефективність НДР

Розрахунок очікуваного економічного ефекту НДР є необхідним для оцінки доцільності її проведення. Однак цей розрахунок можливий лише для НДР, що безпосередньо спрямовані на створення нових матеріалів, поліпшення якості продукції або розробку нових конструкцій.

Для визначення річного економічного ефекту застосовуватимемо бальну систему оцінки економічної ефективності (табл. 6.5) за наступними показниками [45]:

– важливість розробки (К1);

– теоретичне значення та рівень новизни (К3);

– складність дослідження (К4).

Коефіцієнт К1 може набувати таких значень:

а) ініціативна робота, яка не входить до складу комплексної програми та не є завданням директивних органів – 1 бал;

б) робота виконується за угодою про науково-технічне співробітництво – 3 бали;

в) робота є частиною відомчої програми – 5 балів;

г) робота є частиною комплексної міжвідомчої програми з елементами впровадження результатів – 7 балів;

д) робота є частиною міжнародної комплексної програми – 8 балів.

Коефіцієнт К2 може мати такі значення:

а) результати розробки можна використати тільки в цьому підрозділі – 1 бал;

б) результати розробки можуть бути використані тільки однією організацією – 3 бали;

в) результати розробки можуть бути використані кількома організаціями – 5 балів;

г) результати розробки можуть використовуватися в межах однієї галузі – 8 балів;

д) результати розробки можуть бути використані в різних галузях – 10 балів.

Коефіцієнт К3 може приймати такі значення:

а) робота полягає в аналізі, узагальненні або класифікації відомої інформації, подібні результати вже були відомі в галузі – 2 бали;

в) виконання роботи призвело до отримання нової інформації, що частково змінює уявлення про природу досліджуваних процесів – 5 балів;

г) виконання НДР сприяло створенню нових теорій, методик тощо – 6 балів;

д) отримана інформація формує принципово нові уявлення, що раніше не були відомі – 8 балів.

Коефіцієнт К4 може мати такі значення:

а) роботу виконує один підрозділ, витрати до 10 000 гривень – 1 бал;

б) роботу виконує один підрозділ, витрати від 10 000 до 50 000 гривень – 3 бали;

в) роботу виконує один підрозділ, витрати від 50 000 до 100 000 гривень – 5 балів;

г) роботу виконують кілька підрозділів, витрати від 100 000 до 200 000 гривень – 7 балів;

д) роботу виконують кілька організацій, витрати понад 200 000 гривень – 9 балів.

Загальна бальна оцінка (Б) вираховується перемноженням коефіцієнтів:

$$Б = К_1 \cdot К_2 \cdot К_3 \cdot К_4.$$

В даному випадку бальна оцінка ефективності згідно табл. 6.5 становить:

$$Б = 3 \cdot 8 \cdot 4 \cdot 4 = 600.$$

Умовний ефект НДР розраховується за формулою:

$$Е^{у}_{НДР} = 500 \cdot Б - Е_{н} \cdot В_{НДР},$$

де 500 – умовна вартість одного балу;

$Е_{н}$ – нормативний коефіцієнт економічної ефективності (може бути в межах 0,1 – 0,3);

$В_{НДР}$ – сумарні витрати на виконання НДР (підсумок табл. 6.4);

Таблиця 6.5 – Бальна оцінка ефективності НДР

в	Умовне позначення показника	Характеристики даної роботи	Кількість балів
1. Важливість розробки	$К_1$	Робота виконується за угодою про науково-технічне співробітництво	3
2. Можливість використання результатів розробки	$К_2$	Результатами розробки можуть користуватися в масштабах однієї галузі	8
3.Теоретична значимість та рівень новизни розробки	$К_3$	Під час виконання роботи призвело до отримання нової інформації, що частково змінює уявлення про природу досліджуваних процесів	5
4.Складність дослідження	$К_4$	Робота виконується одним підрозділом, витрати від 50 000 до 100 000 гривень	5

У нашому прикладі умовний ефект виконання НДР буде становити:

$$Е_{НДР} = 500 \cdot 600 - 0,25 \cdot 66296,8 = 283425,8 \text{ грн.}$$

Економічна ефективність НДР оцінюється через коефіцієнт умовної економічної ефективності $Е_{е}$, який є відношенням умовного ефекту від виконання НДР до загальних витрат на її виконання. Коефіцієнт розраховується за такою формулою:

$$Е_{е} = \frac{Е_{НДР}}{В_{НДР}}.$$

E_e буде становити:

$$E_e = \frac{283425,8}{66296,8} = 4,27.$$

Коефіцієнт умовної економічної ефективності науково-дослідної роботи дорівнює 4,27 (що більше за одиницю), що підтверджує її доцільність для виконання.

7 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ

7.1 Мета та завдання розробки стартап-проєкту

Як відомо, стартап-проєкти стають дедалі популярнішими в сучасному світі. У рамках цього дослідження було розглянуто можливість створення проєкту за темою магістерської дисертації.

Інновація – це нові або вдосконалені конкурентоспроможні технології, продукція чи послуги, а також організаційно-технічні рішення виробничого, адміністративного, комерційного чи іншого характеру, які суттєво покращують структуру та якість виробництва або соціальну сферу.

Інновації – це процеси створення нових знань, систем, засобів виробництва і технологій, а також їх впровадження в економіку, державне управління, торгівлю чи міжнародні відносини. Якщо поширення інновацій стає загальносуспільним, вони перетворюються на складний інноваційний процес загальнонаціонального масштабу. Такий процес базується на безперервному розвитку науково-технічного прогресу, впровадженні нових засобів виробництва, технологій, продуктів, а також форм і методів управління.

7.2 Опис продукту

Продукт представляє собою кістковий протез, який буде утримувати пошкодженні кістки до їх загоєння. Біосумісність сплав покращує регенеративні властивості кістки без задавання негативних ефектів на організм.

Цінність проєкту є також в його актуальності, оскільки дана технологія є значно дешевшою альтернативою звичайному протезуванню кісток.

Під час аналізу біорозкладних магнієвих протезів було встановлено, що наявні технології придатні для використання у вузькоспеціалізованих, але перспективних галузях.

Через обмеженість ресурсів стартап-проєкти значною мірою залежать від інвесторів. У цьому контексті спочатку варто розглянути ідею конкретного стартап-проєкту, представлену в таблицях 7.1 та 7.2.

Таблиця 7.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Розробка та застосування матеріалу для біорозкладних протезів на основі магнію з додаванням бориду цирконію	Медицина	Економічна вигода, відсутність потреби в операції з видалення імпланту

Таблиця 7.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проєкту

№	Характеристика ідеї	Мій проєкт	Продукти/концепції конкурентів	W	N	S
1	Механічні властивості	Наближені до людської кістки	Значно перевищують необхідні		+	
2	Економічна вигода	Ціна магнієвого імпланту доволі низька	Ціна імплантів з інших металів значно перевищують ціну магнієвих			+
3	Вплив на організм	Має позитивний вплив на регенеративні властивості	Вплив відсутній			+

W - слабка сторона
N - нейтральна сторонка
S - сильна сторона

Сильні сторони нашого проєкту повинні стати основою для формування конкурентоспроможності та економічної моделі майбутнього бізнесу.

7.3 Технологічний аудит ідеї проекту

У цьому розділі необхідно провести аудит технології, яка може бути використана для реалізації ідеї проєкту (технології створення продукту). Технологічну здійсненність ідеї проєкту представлено в таблиці 7.3.

Таблиця 7.3 – Технологічна здійсненність ідеї проєкту

Ідея Проекту	Технології реалізації	Наявність технології	Ринкова готовність
Розробка та застосування біорозкладних протезів на основі магнію з додаванням бориду цирконію	Іскро-плазмове спікання	Наявна технологія, метод володіє високою продуктивністю, наявністю одночасного етапу спікання	Вивчення ринкового попиту; потенціал для розвитку та застосування

7.4 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Необхідно провести первинний аналіз ринкових можливостей, які можуть бути використані під час впровадження проєкту на ринок, а також ринкових загроз, що можуть стати перешкодою для його реалізації (таблиці 7.4 і 7.5).

Таблиця 7.4 – Технологічна здійсненність ідеї проєкту

№ п/п	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	10
2	Загальний обсяг продаж, од	10000
3	Динаміка ринку	Зростає
4	Наявність обмежень для входу	Вузька направленість, високі вимоги якості
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Присутні
6	Середня рентабельність в галузі, %	15%

Таблиця 7.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проєкту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінність у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Альтернатива до дорогих імплантів	Медичні компанії	Компанії можуть бути зацікавленні в більш високих механічних властивостях матеріалу в залежності від потреби пацієнту	-доступна вартість -відповідність вимог по біорозкладності, -відповідність механічним вимогам

Перелік ринкових загроз і можливостей формується на основі аналізу факторів, що створюють загрози або відкривають нові перспективи в маркетинговому середовищі. Ринкові загрози та можливості є прогнозованими наслідками впливу цих факторів і, на відміну від них, ще не реалізовані на ринку, а отже, мають певну ймовірність виникнення. Наприклад, зниження доходів потенційних споживачів є фактором загрози, на основі якого можна передбачити посилення значущості цінового фактора при виборі товару, що, у свою чергу, призводить до зростання цінової конкуренції — це вже ринкова загроза.

Фактори загроз наведені в таблиці 7.6.

Таблиця 7.6 – Фактори загроз

№ п/п	Фактори	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Регулювання та стандарти	Суворі регуляторні вимоги або зміни стандартів	Швидке реагування та дотримання всі вимог
2	Малий вибір серед партнерів	Не велика потенційних партнерів для взаємодії	Швидке розширення контактів з усіма потенційними партнерами

Перелік сильних і слабких сторін, а також характеристик ідеї потенційної послуги слугує основою для формування її конкурентоспроможності. Запропонований новий метод плавки дозволяє підприємству з мінімальними витратами виробляти продукцію, яка є якісною та доступною за ціною для клієнтів.

Фактори можливостей представлені в таблиці 7.7.

Таблиця 7.7 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактори	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Нові технології і продукти	Впровадження інноваційних технологій у продукцію, можливість створення інноваційних продуктів	Інвестиції в дослідження і розроблення; встановлення партнерств із лідерами у сфері технологій; навчання персоналу нових компетенцій
2	Вихід на нові ринки	Можливості розширення виробництва, збуту	Розширення виробничої діяльності збільшить кількість продукції
3	Високий рівень технічної оснащеності	Можливість залучення висококваліфікованих фахівців. Доступ до нового, більш прибуткового ринку	Збільшення якості та кількості продукції

Перелік сильних і слабких сторін, а також властивостей ідеї потенційної послуги є основою для формування її конкурентоспроможності. Запропонований новий метод плавки забезпечує можливість підприємству виготовляти якісну та доступну для клієнтів продукцію з мінімальними витратами.

SWOT-аналіз стартап-проєкту (сильні та слабкі сторони) наведений у таблиці 7.8.

Таблиця 7.8 – SWOT-аналіз стартап-проекту (слабкі та сильні сторони)

Сильні сторони (S):	Слабкі сторони (W):
− розробка та застосування матеріалу для біорозкладних протезів на основі магнію з додаванням бориду цирконію − значно нижча ціна виробів та операцій з встановленням імплантів	− високі вимоги до виготовлення, можуть виникнути проблеми зі здоров'ям пацієнту при недотриманні стандарту

Можливості та загрози стартап-проєкту, визначені в рамках SWOT-аналізу, представлені в таблиці 7.9.

Таблиця 7.9 – SWOT-аналіз стартап-проекту (Можливості та загрози)

Можливості (O):	Загрози (T):
− партнерство з державними організаціями − Можливість встановлення партнерств з ключовими гравцями в галузі для спільного розроблення та використання матеріалу в інноваційних проєктах.	− Поява інтенсивної конкуренції

Також здійснимо порівняння товарів конкурентів з продукцією, яку планується виробляти в рамках проєкту з отримання біорозкладних магнієвих протезів (табл. 7.10).

Таблиця 7.10 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проєкту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів конкурентів						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Низькі потенційні витрати	18	+						
2	Наявність ефективної технології	16				+			
3	Інноваційні матеріали та технологія	17			+				
4	Конкурентоспроможні ціни	20	+						

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтований оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 7.11).

Таблиця 7.11 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проєкту

№ п/п	Альтернатива (орієнтований комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Період реалізаці
1	Укладання довгострокових партнерських контрактів з передовими медичними компаніями	65%	6-8 міс.
2	Диверсифікація в промисловий сектор та надання матеріалів для виготовлення імплантів	85%	5-6 міс.

7.5 Розроблення ринкової стратегії проекту

Структура ринкової стратегії, яка визначає взаємовідносини підприємства з ринком ресурсів, значною мірою схожа на структуру товарно-ринкової стратегії. Як і в разі товарно-ринкової стратегії, йдеться про дві основні сфери стратегічних рішень: по-перше, рішень, що визначають поведінку підприємства на ринках матеріальних факторів виробництва (засобів і предметів праці); по-друге, рішень щодо номенклатури, обсягів та якості придбаних і використовуваних ресурсів усередині підприємства.

Ринкова стратегія підприємства розробляється на основі досліджень і прогнозування кон'юнктури товарного ринку, вивчення покупців, аналізу товарів, конкурентів та інших елементів ринкового середовища. Найпоширенішими стратегіями маркетингу є:

– проникнення на ринок;

– розвиток ринку;

– розробка товару;

– диверсифікація.

У таблиці 7.12 представлено результат аналізу вибору цільової аудиторії споживачів.

Таблиця 7.12 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтований попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
1	Підприємства по виготовленню медицинських імплантів	Висока	90% - високий	Інтенсивна конкуренція від існуючих виробників	Не важкий
2	Дослідницькі лабораторії	Середня	60 - середня	Висока конкуренція від існуючих виробників	Не важкий
Як цільові групи обрано : підприємства по виготовленню медицинських імпланітв					

З огляду на обрану цільову групу споживачів — медичні заклади — можна стверджувати, що компанія буде розвиватися за стратегією концентрованого маркетингу. Далі слід визначити основну стратегію розвитку компанії (табл. 7.13).

Таблиця 7.13 – Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкуренспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	Розробка та постачання композитних матеріалів WE43–ZrB_2 для медичних застосувань	Концентрований маркетинг	Наближені механічні властивості до людської кістки, покращення регенеративних можливостей кістки	Стратегія лідерства за витратами
2	Співпраця з науково-дослідними інститутами для спільних проєктів	Диференційований маркетинг	Доступ до передових технологій	Стратегія інноваційного лідерства

Наступним етапом є вибір стратегії конкурентної діяльності (табл. 7.14).

Таблиця 7.14 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурентів, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1	Ні, на ринку вже існують продукти з аналогічними властивостями у малій кількості	Компанія буде зосереджуватись як на привертанні нових клієнтів, так і на забиранні клієнтів у конкурентів, оскільки кількість потенційно зацікавлених осіб є доволі малою	Компанія проаналізує основні характеристики продуктів конкурентів, визначить їх переваги та недоліки і прагне виділитись, поліпшивши саме ці аспекти	Стратегія спеціалізації шляхом інновацій в продукті та надання вищого рівня характеристик

В рамках розробки ринкової стратегії проєкту були сформульовані основні вимоги до стратегії, а також визначені ключові позиції проєкту та передумови його конкурентоспроможності на ринку.

Стратегія позиціонування (таблиця 7.15) визначає, як компанія прагне зайняти унікальне та визнане місце в своєму сегменті ринку, відрізняючись від конкурентів. Це стратегічне рішення, яке окреслює, як компанія хоче бути сприйнята своїми клієнтами та іншими учасниками ринку.

Таблиця 7.15 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможності позиції власного стартап проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту
1	Задовільні механічні властивості, задовільна біорозчиність, біосумісність	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту	Оптимізація процесу, отримання матеріалу з кращими механічними властивостями	1. Продукт високотехнологічний та інноваційний. 2. Надійність і відсутність негативного впливу на організм пацієнта. 3. Ексклюзивні технології, що забезпечують унікальні характеристики

7.6 Розробка маркетингової стратегії стартап-проєкту

Першим кроком є розробка маркетингової концепції товару, який буде запропонований споживачеві. Для цього у таблиці 7.16 необхідно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару. Запропонована методика є унікальною, тому для запобігання її копіюванню конкурентами, необхідно здійснити її патентування.

Таблиця 7.16 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Створення дешевої альтернативи для класичних титанових імплантів	Значно нижча ціна	Задовільні механічні властивості
2	Попит на біорозчині імпланти	Біорозчинність	Біорозчиність, позитивний вплив на регенеративні властивості кістки

Наступним кроком є визначення цінових меж, яких слід дотримуватися при встановленні ціни на потенційний товар (остання коригування ціни буде здійснено під час фінансово-економічного аналізу проєкту). Це передбачає аналіз цін на аналогічні товари, а також оцінку рівня доходу цільової групи споживачів (табл 7.17).

Таблиця 7.17 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Рівень ціни на товари замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межа встановлення ціни на товар
1	2.5-6 тис. грн.	5-20 тис. грн.	45 млн. грн. на рік	15-20 тис. грн.

7.7 Формування системи збуту

Аналіз системи збуту включає оцінку ефективності її елементів та діяльності працівників збуту. Аналіз витрат обігу порівнює фактичні збутові витрати з плановими для виявлення необґрунтованих витрат і підвищення рентабельності. Організація збуту забезпечує зворотний зв'язок між виробництвом і ринком, а також надає інформацію про попит і потреби споживачів. Якщо витрати на реалізацію товару занадто високі для досягнення

необхідної рентабельності, керівництво може ухвалити рішення про припинення розробки продукту.

При виборі програми збуту слід враховувати, що цільова аудиторія складається переважно із осіб середнього доходу, а рекламні та збутові витрати не повинні перевищувати 10% вартості послуги. Канали збуту можуть включати онлайн-рекламу (соціальні мережі, дошки оголошень), рекламні листівки та банери. Реклама повинна інформувати про особливості матеріалу як його біорозкладність, що відміняє необхідність у другій операції після відновлення кістки, також потрібно вказати, що відсутність негативних ефектів на організм людини. Основна орієнтація має бути на медичні заклади або компанії.

Також необхідно враховувати потенційних конкурентів в сфері протезування, наприклад Otto Bock, Fillauer, Open Bionics.

7.8 Висновок

Розробка цього проекту є перспективною, оскільки сучасний ринок вимагає розвиток медицини з використанням біорозкладних матеріалів. Крім того, композити мають наближені механічні властивості до людської кістки та значно нижчу ціну ніж альтернативи, дані фактори привернуть увагу потенційних користувачів.

Цільовою аудиторією будуть медичні заклади, але також економнічна стратегія компанії має бути націлена на продаж для окремих споживачів.

Данна технологія доволі нова і не повністю досліджена, тому є надзвичайно перспективною.

Аналіз ринку показав, що основними бар'єрами для успішного розвитку стартапу є продукція-конкуренти, а також їхній бренд. Крім того, застосування новітніх технологій конкурентами може призвести до скорочення кількості споживачів. Проте загалом стартап має конкурентні переваги, що робить його перспективним для подальшої реалізації.

ВИСНОВКИ

Методом іскро-плазмового спікання було виготовлено матеріали WE43, WE43–5 мас. %ZrB_2, WE43–7 мас. %ZrB_2, WE43–10 мас. %ZrB_2.

Мікроскопічним аналізом композитів в площині повздовжнього перерізу шліфа встановлено, що іскро-плазмове спікання змінює морфологію вихідних частинок порошків WE43, які набувають неправильною форми. Мікрорентгеноспектральним аналізом встановлено, що на границях розділу та всередині частинок WE43 знаходиться ZrB_2.

Дослідження фазового складу показали, що сплав WE43 складається з матриці α-Mg, та інтерметалідів: β_1–$Mg_3Nd(Y)$, β–$Mg_{14}Nd_2Y$ та $Mg_{24}(Y, Nd, Gd)_5$, а також Y_2O_3 оксидного покриття на границях розділу частинок порошків. Додавання ZrB_2 не змінює фазовий склад WE43. Відповідно до зі збільшенням масового вмісту ZrB_2 інтенсивність його піків на рентгенограмах зростає.

Дослідження механічних властивостей показали, що зі збільшенням вмісту ZrB_2 від 5 мас.% до 10 мас.% міцність на стиснення композитів зростає на 40%, це пов’язано з механізмом гальмування дислокацій на границях зерен завдяки ZrB_2.

Дослідження корозійних властивостей показали, що зі збільшенням вмісту ZrB_2 зростає густина струму корозії. За розрахованою за густиною струму швидкістю корозії встановлено, що композит WE43–10 мас. % ZrB_2 є найбільш стійким матеріалом, що пов’язано з більш позитивним потенціалом керамічних частинок, порівняно із чистим сплавом та прискоренням формування захисного шару на поверхні.

В роботі сформовано вимоги до охорони праці та техніки безпеки в аварійних ситуаціях. Проаналізовано економічну ефективність та ресурсні витрати роботи. Сформовано стартап проєкт на основі виконаної роботи.

CONCLUSIONS

Samples of WE43, WE43–ZrB2 5 wt.%, WE43–ZrB2 7 wt.%, and WE43–ZrB2 10 wt.% were fabricated using the spark plasma sintering method.

The microstructure of the composite was examined in the longitudinal cross-sectional plane. It was found that all elements of WE43 are evenly distributed across the surface, while ZrB2 primarily accumulates at the grain boundaries. The grains exhibit both spherical and irregular shapes.

X-ray structural analysis revealed that the WE43 alloy consists of the β1-phase Mg3Nd(Y), β-phase Mg14Nd2Y, Mg24(Y, Nd, Gd)5, and a protective oxide coating of YO2, which increases after sintering. In WE43–ZrB2 composites, ZrB2 peaks also appear without altering other phases. As the ZrB2 content increases, the intensity of these peaks grows proportionally.

Mechanical property tests demonstrated that with increasing ZrB2 content, mechanical performance improves due to the dislocation blocking mechanism at grain boundaries caused by ZrB2.

Corrosion resistance studies showed that the corrosion resistance increases with higher ZrB2 content. The corrosion rate (Cr) values were: WE43 – 2.11 mm/year, WE43–ZrB2 5 wt.% – 1.45 mm/year, WE43–ZrB2 7 wt.% – 1.45 mm/year, and WE43–ZrB2 10 wt.% – 1.25 mm/year. The WE43–ZrB2 10 wt.% composite exhibited significantly superior corrosion resistance, which either exceeds or matches that of other medical composites.

Based on the results, the WE43–ZrB2 10 wt.% material proved to be the best among those studied in this work, owing to its mechanical and corrosion-resistant properties.

Requirements for occupational safety and emergency protocols were established. The economic efficiency and resource costs of the work were analyzed, and a startup project was developed based on the findings.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Influence of zinc on the microstructure, mechanical properties and in vitro corrosion behavior of magnesium–zinc binary alloys / E. Koç [et al.] // Journal of Alloys and Compounds. – 2015. – Vol. 648. – P. 291–296.

2. Human Mesenchymal Stem Cells Response to Magnesium-based Biomaterials / M. N. Siti Noor Fazliah [et al.] // Procedia Chemistry. – 2016. – Vol. 19. – P. 75–82.

3. Biodegradable Magnesium Alloys for Biomedical Implants: Properties, Challenges, and Surface Modifications with a Focus on Orthopedic Fixation Repair / K. K. Thomas [et al.] // Applied Sciences. – 2023. – Vol. 14. – № 1. – P. 10–11.

4. Experimental and numerical investigations for mechanical and microstructural characterization of micro-manufactured AZ91D magnesium alloy disks for biomedical applications / S. M. Kayhan [et al.] // Materials & Design. – 2016. – Vol. 93. – P. 397–408.

5. Magnesium based implants for functional bone tissue regeneration – A review / G. Uppal [et al.] // Journal of Magnesium and Alloys. – 2022. – Vol. 10. – № 2. – P. 356–386.

6. Porous magnesium-based scaffolds for tissue engineering / M. Yazdimamaghani [et al.] // Materials Science and Engineering. – 2017. – Vol. 71. – P. 1253–1266.

7. Comparison Study on Four Biodegradable Polymer Coatings for Controlling Magnesium Degradation and Human Endothelial Cell Adhesion and Spreading / W. Jiang [et al.] // ACS Biomaterials Science & Engineering. – 2017. – Vol. 3. – № 6. – P. 936–950.

8. The anodic dissolution of magnesium in chloride and sulphate solutions / G. Song [et al.] // Corrosion Science. – 1997. – Vol. 39. – № 10-11. – P. 1981– 2004.

9. Effect of different Ti–6Al–4V surface treatments on osteoblasts behaviour / C. H. Ku [et al.] // Biomaterials. – 2002. – Vol. 23. – № 6. P. – 1447–1454.

10. Nagata M., Lönnerdal B. Role of zinc in cellular zinc trafficking and mineralization in a murine osteoblast-like cell line // The Journal of Nutritional Biochemistry. – 2011. – Vol. 22. – № 2. – P. 172–178.

11. Microstructures and mechanical properties of as cast Mg–Zr–Ca alloys for biomedical applications / Y. L. Zhou [et al.] // Materials Technology. – 2012. – Vol. 27. – № 1. – P. 52–54.

12. Microstructure, mechanical properties, bio-corrosion properties and cytotoxicity of as-extruded Mg-Sr alloys / C. Zhao [et al.] // Materials Science and Engineering. – 2017. – Vol. 70. P. 1081–1088.

13. Mechanical characterization of bone graft substitute ceramic cements / G. I. Drosos [et al.] // Injury. – 2012. – Vol. 43. – № 3. – P. 266–271.

14. Vinet L., Zhedanov A. A 'missing' family of classical orthogonal polynomials // Journal of Physics : Mathematical and Theoretical. – 2011. – Vol. 44. – № 8. – P. 85–201.

15. A review on metallic porous materials: pore formation, mechanical properties, and their applications / B. Zhao [et al.] // The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. – 2017. – Vol. 95. – № 5. – P. 2641–2659.

16. Synthesis, microstructure and mechanical properties of porous MgZn scaffolds / Z.S. Seyedraoufi, Sh. Mirdamadi // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2013. – Vol 21. – P. 1–8.

17. Jiang G., He G. A new approach to the fabrication of porous magnesium with well-controlled 3D pore structure for orthopedic applications // Materials Science and Engineering. – 2014. – Vol. 43. – P. 317–320.

18. Additive manufacturing of magnesium alloys / R. Karunakaran [et al.] // Bioactive Materials. – 2020. – Vol. 5. – № 1. – P. 44–54.

19. Bioactive glass fiber fabrication via a combination of sol-gel process with electro-spinning technique / M. Nagrath [et al.] // Materials Science and Engineering. – 2019. – Vol. 101. – P. 521–538.

20. Biodegradable Magnesium Bone Implants Coated with a Novel Bioceramic Nanocomposite / M. Razavi [et al.] // Materials. – 2020. – Vol. 13, – № 6. – P. 1315–1316.

21. Diatomite-based ceramic biocoating for magnesium implants / A. D. Kashin [et al.] // Ceramics International. – 2022.

22. MgB2-based biodegradable materials for orthopedic implants / P. Badica [et al.] // Journal of Materials Research and Technology. – 2022. – Vol. 20. – P. 1399-1413.

23. Ali M. Magnesium-based composites and alloys for medical applications: A review of mechanical and corrosion properties / Murad Ali, M. A. Hussein, N. Al-Aqeeli // Journal of Alloys and Compounds. – 2019. – Vol. 792. – P. 1162–1190.

24. Review of magnesium-based biomaterials and their applications / Nurettin Sezer [et al.] // Journal of Magnesium and Alloys. – 2018. – Vol. 6. – № 1. – P. 23–43.

25. Overview of magnesium-ceramic composites: mechanical, corrosion and biological properties / F. Khorashadizade [et al.] // Journal of Materials Research and Technology. – 2021. – Vol. 15. – P. 6034–6066.

26. Sunil B. R. Magnesium-Based Composites for Degradable Implant Applications / B. Ratna Sunil, Ravikumar Dumpala // Reference Module in Materials Science and Materials Engineering. – 2021. – Vol. 2. – P. 770–780.

27. Gherardi G. The mitochondrial calcium homeostasis orchestra plays its symphony: Skeletal muscle is the guest of honor / Gaia Gherardi, Agnese De Mario, Cristina Mammucari // International Review of Cell and Molecular Biology. – 2021. – P. 209–259.

28. Waste generation, composition, and handling in building-related construction and demolition in Hanoi, Vietnam / Ngoc Han Hoang [et al.] // Waste Management. – 2020. – Vol. 117. – P. 32–41.

29. The effect of MgO on the biodegradation, physical properties and biocompatibility of a Mg/HA/MgO nanocomposite manufactured by powder metallurgy method / Shahrouz Zamani Khalajabadi [et al.] // Journal of Alloys and Compounds. – 2016. – Vol. 655. – P. 266–280.

30. Curioni M. The behaviour of magnesium during free corrosion and potentiodynamic polarization investigated by real-time hydrogen measurement and optical imaging / M. Curioni // Electrochimica Acta. – 2014. – Vol. 120. – P. 284–292.

31. Measurement of the corrosion rate of magnesium alloys using Tafel extrapolation / Zhiming Shi, Ming Liu, Andrej Atrens // Corrosion Science. – 2010. – Vol. 52. – № 2. – P. 579–588.

32. Microstructure of the novel biomedical Mg–4Y–3Nd alloy prepared by spark plasma sintering / P. Minárik [et al.] // Journal of Alloys and Compounds. – 2020. – Vol. 819. – P.

33. Sunil B. R. Magnesium-Based Composites for Degradable Implant Applications [Electronic resource] / B. Ratna Sunil, Ravikumar Dumpala // Reference Module in Materials Science and Materials Engineering. – 2021. – Vol. 2. – P. 770–780.

34. Influence of heat treatment on microstructure, mechanical and corrosion behavior of WE43 alloy fabricated by laser-beam powder bed fusion / C. Ling [et al.] // International Journal of Extreme Manufacturing. – 2023.

35. Open cellular magnesium alloys for biodegradable orthopaedic implants / K. Lietaert [et al.] // Journal of Magnesium and Alloys. – 2013. – Vol. 1. – № 4. – P. 303–311.

36. Characterization of Advanced Ceramic Materials Thin Films Deposited on Fe-C Substrate / C. D. Florea [et al.] // Revista de Chimie. – 2017. – Vol. 68. – № 11. – P. 2582–2587.

37. Electrochemical Corrosion and In vitro Biocompatibility Performance of AZ31Mg/Al2O3 Nanocomposite in Simulated Body Fluid / A. Madhan Kumar [et al.] // Journal of Materials Engineering and Performance. – 2018. – Vol. 27. – № 7. – P. 3419–3428.

38. Effect of Galvanic Corrosion on the Degradability of Biomedical Magnesium / Hongzhou Peng [et al.] // Frontiers in Materials. – 2021. – Vol. 8. – P. 15.

39. Wu T. Corrosion and Protection of Magnesium Alloys: Recent Advances and Future Perspectives / Tao Wu, Kemin Zhang // Coatings. – 2023. – Vol. 13. – № 9. – P. 1533

40. The effect of MgO on the biodegradation, physical properties and biocompatibility of a Mg/HA/MgO nanocomposite manufactured by powder metallurgy method / Shahrouz Zamani Khalajabadi [et al.] // Journal of Alloys and Compounds. – 2016. – Vol. 655. – P. 266–280.

41. Effect of Galvanic Corrosion on the Degradability of Biomedical Magnesium / Hongzhou Peng [et al.] // Frontiers in Materials. – 2021. – Vol. 8. – P. 30–32.

42. Precipitation of Magnesium Apatite on Pure Magnesium Surface during Immersing in Hank's Solution / Hideyuki Kuwahara [et al.] // MATERIALS TRANSACTIONS. – 2001. – Vol. 42, № 7. – P. 1317–1321.

43. Рукавички захисні. Загальні вимоги та методи випробування [Текст] : (EN 420:2003+A1:2009, idt) : ДСТУ EN 420:2017. – [Чинний з 2019-01-01]. – Київ : ДСТУ, 2017.

44. Державні будівельні норми природного та штучного освітлення : ДБН В 2.5-28-2006. – [Чинний від 2006- 10-01]. – К. : Держстандарт України, 2008. – 79 с.

45. Розділ з охорони праці в дипломних роботах: Рекомендації до виконання [Електронний ресурс] : навч. посіб. для здобувачів ступеня бакалавра спеціальностей 132 «Матеріалознавство» та 136 «Металургія» / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: О.Г. Левченко, Г.В. Демчук. – Електронні текстові дані (1 файл: 90,9 Кбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 16 с. – Режим доступу : https://opcb.kpi.ua/wp-content/uploads/2015/05/02-Розділ-з-охорони-праці-бакалавр-ІФФ.pdf

46. Будинки і споруди. Будинки адміністративного та побутового призначення [Текст] : ДБН В.2.2-28:2010. – [Чинний з 2011-10-01]. – Київ : Мінрегіонбуд України, 2010. – 52 с

47. Правила улаштування електроустановок. ПУЕ-2017. – Київ : Держстандарт України, 2017. – 617 с.

48. Державні санітарні норми виробничої загальної та локальної вібрації [Текст] : ДСН 3.3.6.039-99. – [Чинний з 1999-01-12]. – Київ : Головне санітарно-епідеміологічне управління МОЗ України.

49. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень [Текст] : ДСН 3.3.6.042-99. – [Чинний з 1999-01-12]. – Київ : Міністерство охорони здоров'я України, 1999. – 12 с.

50. Правила охорони праці під час експлуатації обладнання, що працює під тиском : НПАОП 0.00-1.81-18. – [Чинний від 2018-04-10]. – К. : Міністерство соціально політики України, 2018. – 4 с.

51. Охорона праці та цивільний захист / О.Г. Левченко, О.І. Полукаров, В.В. Зацарний та ін. // За ред. О.Г. Левченка. - К.: Основа, 2019. – 472 с.

52. Precipitation of Magnesium Apatite on Pure Magnesium Surface during Immersing in Hank's Solution / Hideyuki Kuwahara [et al.] // MATERIALS TRANSACTIONS. – 2001. – Vol. 42. – № 7. – P. 1317–1321.

53. Skorokhod V. V. Viscous flow and sintering of porous bodies / V. V. Skorokhod // Soviet Powder Metallurgy and Metal Ceramics. – 1968. – Vol. 7. – № 12. – P. 945–948.

54. Evaluating the harmonic approximation for the prediction of thermodynamic formation properties of solids / Rasmus Fromsejer [et al.] // Computational Materials Science. – 2023. – Vol. 223. – P. 112152.

55. Cáceres C. H. Solid solution strengthening in concentrated Mg–Al alloys / C. H. Cáceres, D. M. Rovera // Journal of Light Metals. – 2001. – Vol. 1. – № 3. – P. 151–156.

56. Zhang Y. M. ChemInform Abstract: The Prediction of Solid Solubility of Alloys: Developments and Applications of Hume-Rothery′s Rules / Y. M. Zhang, J. R. G. Evans, S. Yang // ChemInform. – 2013. – Vol. 44. – № 35. – P. 5.

57. Mechanical Properties of Porosity-Free Beta Tricalcium Phosphate (β-TCP) Ceramic by Sharp and Spherical Indentations / D. Chicot [et al.] // New Journal of Glass and Ceramics. – 2013. – Vol. 03. – № 01. – P. 16–28.

58. Influence of ZrB2 on Microstructure and Properties of Steel Matrix Composites Prepared by Spark Plasma Sintering / Iwona Sulima [et al.] // Materials. – 2020. – Vol. 13. – № 11. – P. 2459.

59. Research on an Mg–Zn alloy as a degradable biomaterial / Shaoxiang Zhang [et al.] // Acta Biomaterialia. – 2010. – Vol. 6. – № 2. – P. 626–640