

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

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____Юрій БОГОМОЛ
«__»_____2025 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою
«Нанотехнології та комп'ютерний дизайн матеріалів»
спеціальності 132 «Матеріалознавство»
на тему: «Отримання композитів медичного призначення на
основі магнію технологією ХІП»

Виконала:

студентка IV курсу, групи ФН-11

Левченко Валерія Андріївна _____

Керівник:

асистент, PhD Втерковський Михайло Ярославович _____

Консультант з економічно-організаційного розділу:

доцент, к.е.н., доцент

Нараєвський Сергій Вікторович _____

Консультант з охорони праці:

завідувач кафедри ОППЦБ, д. т. н., професор

Левченко Олег Григорович _____

Нормоконтроль:

доцент, к. т. н., доцент Бірюкович Ліна Олегівна _____

Рецензент:

асистент, PhD Смірнова Яна Олександрівна _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

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

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Спеціальність – 132 «Матеріалознавство»
Освітньо-професійна програма «Нанотехнології та комп'ютерний дизайн матеріалів»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Юрій БОГОМОЛ

«__» _____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студентці
Левченко Валерії Андріївни

1. Тема роботи «Отримання композитів медичного призначення на основі магнію технологією ХІП», керівник роботи Втерковський Михайло Ярославович, асистент каф. ВТМ та ПМ, PhD, затверджені наказом по університету від «26» травня 2025 р. № 1733-с.
2. Термін подання студентом роботи: 09.06.2025
3. Вихідні дані до роботи: Магній (Mg) є легким металом із низькою густиною ($1,74 \text{ г/см}^3$), який вирізняється біосумісністю, біорозкладністю та здатністю підтримувати регенерацію кісткової тканини завдяки вивільненню іонів Mg^{2+} . Ці властивості зумовлюють його широке застосування в медичній галузі, зокрема для виготовлення біорозкладних імплантатів, таких як гвинти, пластини та фіксатори для кісток, а також у кардіоваскулярних стентах. Магнієві сплави, такі як WE43 (з

ітрієм і рідкоземельними елементами) і ZK61 (з цирконієм і цинком), додають міцності, корозійної стійкості та контрольованої деградації, що є критично важливим для медичних застосувань. Традиційно вироби з магнію виготовляються методами порошкової металургії, холодним ізостатичним пресуванням (ХІП), які включають підготовку порошків або стружки Mg, формування заготовки та її ущільнення за температур 400–600 °C в контрольованому середовищі (наприклад, аргон), щоб уникнути окиснення.

Основною проблемою під час виготовлення медичних виробів із магнію є нерівномірність щільності в об'ємі заготовки, що виникає під час пресування, особливо для деталей складної геометрії, таких як імпланти з вигинами чи порожнинами. Нерівномірне ущільнення призводить до градієнтів щільності, що негативно впливає на механічні властивості, такі як міцність, пластичність і зносостійкість, а також може спричинити внутрішні напруження та мікротріщини, знижуючи біологічну сумісність і довговічність імплантів. Крім того, швидкість деградації магнію в організмі залежить від його мікроструктури, а традиційні методи ускладнюють контроль цього параметра для складних форм, що обмежує їх використання в сучасній медицині.

Це робить актуальним дослідження технології холодного ізостатичного пресування (ХІП) як методу, який забезпечує рівномірний розподіл тиску та дозволяє отримувати щільні, однорідні заготовки з магнієвих композитів. Поєднання унікальних властивостей магнію з можливостями ХІП відкриває перспективи для створення високоефективних медичних матеріалів, які можуть відповідати сучасним вимогам до біосумісності, механічної міцності та контрольованої деградації в організмі.

4. Зміст роботи: провести літературно-патентний пошук за темою дослідження. Вибір та обґрунтування методів отримання виробів на основі магнію з використанням класичних методів порошкової металургії, зокрема холодного ізостатичного пресування (ХІП). Характеристика вихідних матеріалів. Отримання пористих зразків на основі магнію методом ХІП з наступним спіканням в аргоні для забезпечення щільної структури зразків. Аналіз зміни щільності,

мікроструктури та механічних властивостей зразків залежно від технологічних параметрів ХІП (тиску пресування). Вибір оптимального технологічного режиму. Провести обговорення результатів та зробити відповідні висновки.

5. Перелік ілюстративних матеріалів (з зазначенням плакатів, презентацій тощо): презентація має включати стислий огляд ключових результатів досліджень, а саме: а) титульний аркуш; б) актуальність теми; в) цілі та завдання роботи; г) опис вихідних матеріалів; д) схема технологічного процесу; е) інформація про зміни щільності зразків; є) результати аналізу мікроструктури та механічних властивостей; ж) відомості щодо безпеки праці та економічної оцінки дослідження.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Організаційно-економічний	старший викладач Нараєвський С.В.		
Охорона праці	професор, Левченко О. Г		

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-патентний пошук за темою НДР.		
2	Написання літературного огляду.		
3	Приготування суміші композитів.		
4	Проведення ХП.		
5	Приготування зразків для досліджень.		
6	Дослідження мікроструктури.		
7	Дослідження механічних властивостей.		
8	Аналіз отриманих результатів та узагальнення отриманих даних.		
9	Виконання розділу охорони праці і економічного розділу		
10	Оформлення дипломної роботи		

Студентка

Валерія ЛЕВЧЕНКО

Керівник

Михайло ВТЕРКОВСЬКИЙ

РЕФЕРАТ

Робота вміщує: 79 с., 23 рис., 14 табл., 41 джерело.

БІОІМПЛАНТАТИ, БІОІНЖЕНЕРІЯ, МАГНІЙ, МАГНІЄВІ СПЛАВИ, ПОРОШКОВА МЕТАЛУРГІЯ, СПЛАВ WEZK, ХОЛОДНЕ ІЗОСТАТИЧНЕ ПРЕСУВАННЯ (ХІП).

У даній роботі проводиться дослідження отримання щільного композитного матеріалу на основі сплаву WEZK методом ХІП, та визначення оптимальних параметрів пресування для забезпечення найкращих механічних властивостей біоімплантату.

Об'єктом дослідження є композитний матеріал на основі магнієвого сплаву WEZK (композит із порошків сплавів WE43 та ZK60A).

Метою роботи є досягнення оптимальних значень міцності та щільності заготовок з композиту WEZK, шляхом застосування різного тиску пресування.

Методи дослідження:

- мікроструктурний аналіз;
- вимірювання мікротвердості;
- вимірювання щільності зразків.

Було отримано зразки магнієвих композитів системи Mg-Zn-Y-Nd-Zr, методом ХІП з різним тиском пресування: 100 МПа, 200 МПа, 300 МПа, 400 МПа.

Встановлено, що холодне ізостатичне пресування за тиском ~ 350 МПа забезпечує максимальне ущільнення порошкового композиту WEZK та покращує його механічні характеристики після спікання.

Отриманий матеріал має рівномірну дрібнозернисту мікроструктуру, підвищену мікротвердість і міцність, достатню для використання в імплантатах.

ABSTRACT

The work includes:

BIOIMPLANTS, BIOENGINEERING, COLD ISOSTATIC PRESSING (CIP), MAGNESIUM, MAGNESIUM ALLOYS, POWDER METALLURGY, WEZK ALLOY.

This study investigates the fabrication of dense composite materials based on the WEZK alloy using the cold isostatic pressing method, aiming to determine optimal pressing parameters for achieving superior mechanical properties in bioimplants.

The object of research is a composite material based on the WEZK magnesium alloy (a composite from powders of WE43 and ZK60A alloys).

The aim of the work is to achieve optimal strength and density parameters of WEZK composite preforms by applying various pressing pressures.

Research methods:

- microstructural analysis;
- microhardness testing;
- X-ray phase analysis.

Samples of magnesium composites of the Mg-Zn-Y-Nd-Zr system were fabricated using CIP at different pressing pressures: 100 MPa, 200 MPa, 300 MPa, and 400 MPa.

It was established that cold isostatic pressing at a pressure of approximately 350 MPa ensures the maximum densification of the WEZK powder composite and enhances its mechanical properties after sintering.

The obtained material possesses a uniform fine-grained microstructure, increased microhardness, and strength sufficient for implant applications.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	10
1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД.....	11
1.1 Загальна характеристика сплавів на основі магнію.....	11
1.2 Загальні властивості Магнію.....	13
1.3 Загальна інформація про магнієвий сплав WE43.....	15
1.4 Загальна інформація про магнієвий сплав Mg-Zn-Y-Nd-Zr.....	18
1.5 Комбінований композит WEZK (Mg-3Zn-1,5Y-1,5Nd-0,4Zr).....	21
1.6 Методи отримання композиту WEZK.....	25
1.6.1 Холодне ізостатичне пресування (ХІП).....	26
1.6.2 Іскро-плазмове спікання (SPS).....	28
1.6.3 Адитивне виготовлення (селективне лазерне плавлення).....	29
1.7 Властивості сплаву WEZK.....	31
1.8 Сфери впровадження сплаву WEZK.....	32
1.9 Висновки та постановка задачі.....	34
2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	35
2.1 Методика проведення експерименту.....	35
2.2 Вихідні матеріали.....	36
2.3 Одержання композиту WEZK методом холодного ізостатичного пресування.....	37
2.4 Дослідження мікроструктури.....	38
2.5 Дослідження механічних властивостей	39
3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ.....	40
3.1 Вплив тиску ХІП на щільність отриманих композитів.....	40
3.2 Дослідження мікроструктури композиту WEZK.....	42
3.3 Дослідження механічних властивостей композитів.....	47
4 РОЗДІЛ ОХОРОНИ ПРАЦІ	49
4.1 Характеристика об'єкту (комплексу) та аналіз небезпечних факторів....	49

	9
4.2 Оцінка ключових небезпечних та шкідливих виробничих факторів і розроблення заходів поліпшення (нормалізації) умов праці.....	53
4.2.1 Фізичні небезпеки	53
4.2.2 Хімічні небезпеки.....	55
4.2.3 Електробезпека.....	56
4.2.4 Пожежна безпека.....	58
5 ОРГАНІЗАЦІЙНО-ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	61
5.1 Науково-технічна актуальність НДР.....	61
5.2 Розрахунок витрат на проведення НДР.....	62
5.2.1 Витрати на оплату праці.....	62
5.2.2 Єдиний соціальний внесок.....	63
5.2.3 Матеріали, необхідні для проведення досліджень.....	64
5.2.4 Витрати на спеціальне обладнання.....	65
5.2.5 Вартість послуг сторонніх організацій.....	65
5.2.6 Витрати на службові відрядження.....	65
5.2.7 Інші прямі неврахована витрати.....	65
5.2.8 Накладні витрати.....	66
5.2.9 Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми.....	66
5.3 Науково-технічна ефективність НДР.....	68
5.4 Висновки до розділу.....	71
ВИСНОВКИ.....	72
CONCLUSIONS.....	73
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	74

ВСТУП

Щороку тисячі пацієнтів потребують внутрішньої фіксації переломів кісток, і зазвичай цю задачу вирішують титанові або нержавіючі сталеві гвинти, пластини та стрижні. Однак їхній високий модуль пружності (110–200 ГПа) і значна густина ($\approx 4,5\text{--}7,9\text{ г/см}^3$) [1], [2] суттєво відрізняються від властивостей кісткової тканини, що призводить до «екранування напружень», уповільненої регенерації кістки й, у підсумку, до потреби повторної операції з видалення імплантата. Дедалі більше клінічних і експериментальних досліджень доводять, що оптимальним варіантом для тимчасової остеосинтезної конструкції може стати магнієвий сплав, густина якого $1,7\text{--}2,0\text{ г/см}^3$ і модуль пружності 40–45 ГПа, що майже збігаються з характеристиками кістки. Крім того, іони Mg^{2+} , Zn^{2+} і Ca^{2+} , які вивільняються під час поступової корозії, включаються в нормальний метаболізм і навіть стимулюють остеогенез [1], [2]. Перші сертифіковані продукти – гвинти MG-Y-RE торговельної лінійки Magnezix і стенти Magmaris – уже довели, що повна резорбція металу протягом року-двох реальна без токсичних наслідків і повторних хірургічних втручань [3].

Попри очевидні переваги, технологія виготовлення магнієвих імплантів потребує точного контролю мікроструктури, пористості та швидкості корозії. Одним із найефективніших шляхів досягти такого контролю є порошкова металургія з холодним ізостатичним пресуванням (ХІП) та подальшим вакуумно-аргоновим спіканням. ХІП забезпечує рівномірне об'ємне ущільнення порошкової шихти за 200–300 МПа без деформацій, що особливо важливо для крихкого, окисованого магнію [4], [5]. Вибираючи сферичний порошок та задаючи оптимальну фракцію, можна отримати заготовки складної конфігурації з відносною густиною понад 90% вже після пресування. Легування такого сплаву одночасно підвищує межу текучості й знижує корозійну активність, а невеликі добавки ітрію та рідкісноземельних елементів стабілізують фазовий склад і покращують довговічність.

1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

1.1 Загальна характеристика сплавів на основі магнію

Серед біодеградувальних металів особливий інтерес викликає магній та його сплави. Магнієві сплави розглядаються як нове покоління матеріалів для тимчасових імплантатів завдяки їх унікальним властивостям. По-перше, магній є біосумісним елементом – іони Mg^{2+} , що вивільняються під час корозії імплантату, включені в нормальний метаболізм людини і не проявляють токсичного впливу в допустимих концентраціях.

По-друге, магній володіє пружністю, близькою до пружності кісткової тканини, тобто має низький модуль Юнга (~40–45 ГПа) порівняно з традиційними сплавами титану (~110–120 ГПа) чи сталі (~200 ГПа) (Таблиця 1) [6], [7]. Завдяки цьому знижується ризик ефекту «екранування напружень», коли надто жорсткий імплантат бере на себе навантаження і уповільнює регенерацію кістки. По-третє, магній є надзвичайно легким металом, тож імплантати з нього значно легші за аналогічні титанові чи сталеві [6], [7].

Найцікавіше те, що магнієві імплантати біодеградує в організмі протягом 12–18 тижнів, вони зберігають достатню механічну міцність для підтримки кістки, після чого поступово розчиняються і повністю заміщуються природною кістковою тканиною [6].

Наукова новизна роботи полягає у визначенні критичного впливу гідростатичного тиску на формування порового каркаса та залишкових напружень у біоактивному сплаві WEZK, а також у поєднанні внутрішніх та зовнішніх методів контролю деградації [8]–[10]. Практична цінність полягає в рекомендаціях щодо вибору параметрів ХП для деталей різної товщини, що дозволяє мінімізувати витрати матеріалу й енергії, отримуючи імпланти з прогнозованими механічними та біорезорбційними характеристиками.

Такі імпланти, демонструють нове покоління «розумних» матеріалів, які тимчасово стабілізують пошкоджену кістку, а потім безболісно зникають, передавши функцію власним тканинам організму.

Таблиця 1.1 – Фізичні та механічні властивості різних металевих імплантатів порівняно з натуральною кісткою [6], [7]

Матеріал	Щільність (г/см ³)	Е (ГПа)	Міцність на стиск (МПа)	В'язкість до руйнування (МПа·м ^{1/2})
Кістка	1,8–2,1	3–20	130–180	3–6
Mg	1,74–2,0	41–45	65–100	15–40
Ti сплав	4,4–4,5	110–117	758–1117	55–115
Co-Cr сплав	8,3–9,2	230	450–1000	–
Нержавіюча сталь	7,9–8,1	189–205	170–310	50–200
Синтетичний гідроксиапатит	3.1	73–117	600	0,7
PLA	1,25–1,29	2,2–3,3	–	–

Магнієві біоімпланти вже проходять клінічні випробування і навіть застосовуються на практиці. Зокрема, магнієві гвинти використовувалися для зрощення кісток без значних побічних ефектів. Перші комерційні продукти – гвинти із сплаву Mg–Y–RE (торговельна назва Magnezix від компанії Syntellix) – з'явилися на ринку в 2013 році, і було відзначено, що вони повністю вивільнились з організму протягом ~12–24 місяців після встановлення [3]. Також нещодавно було презентовано магнієвий інтерференційний шуруп (Mg–Y–RE–Zr сплав, MiGalro, Depuy Mitek) для фіксації зв'язок [3]. Подібним чином, у кардіології успішно випробувані магнієві стенти для коронарних судин – вони забезпечують тимчасову підтримку судини і повністю розсмоктуються за ~6–12 місяців. Біодеградувальний магнієвий стент із лікарським полімерним покриттям (Magmaris, Biotronik) продемонстрував ~95% резорбції за рік [3].

Ці приклади підтверджують перспективність магнію в імплантології. Водночас масштабне впровадження магнієвих імплантатів стримується рядом технічних викликів, особливо для великих навантажених конструкцій – необхідно

досягти контрольованої корозії та достатньої міцності таких виробів.

Одним із ключових чинників успіху магнієвих імплантатів є вибір технології їх виготовлення, яка повинна забезпечити необхідні форму, пористість та властивості матеріалу. Основну увагу буде приділено методу порошкової металургії, а саме холодному ізостатичному пресуванню (ХІП). Ця технологія дозволяє виготовляти пористі вироби складної форми із магнію, які відповідають як інженерним, так і медичним вимогам.

1.2 Загальні властивості Магнію

Магній (Mg) – легкий металічний елемент сріблясто-білого кольору, що займає особливе місце серед матеріалів для біоімплантатів завдяки поєднанню фізико-механічних та біологічних властивостей. Основні характеристики магнію, важливі з погляду використання в імплантології.

По перше, магній має дуже низьку густину ($\sim 1,74\text{--}2,0\text{ г/см}^3$), близьку до густини кісткової тканини ($1,8\text{--}2,1\text{ г/см}^3$) [3], [6], [17]. Це означає, що магнієві імплантати будуть значно легшими, ніж імплантати зі сталі чи титану, і не створюватимуть надлишкового навантаження на опорно-руховий апарат. Легкість імплантату також полегшує роботу хірурга та покращує комфорт пацієнта.

Що стосується модуля пружності, для магнію він становить $\sim 41\text{--}45\text{ ГПа}$, що значно нижче, ніж у традиційних металів, які використовуються для виготовлення імплантів, наприклад, $\sim 110\text{ ГПа}$ у титановому сплаві, чи $\sim 200\text{ ГПа}$ у сталі, але наближено до модулю пружності природної кістки $3\text{--}20\text{ ГПа}$ [3], [6], [7]. Практично це означає, що магнієвий імплантат працює більш «м'яко», розподіляючи навантаження спільно з кісткою, і не викликає ефекту екранування напружень, який спостерігається за використання надто жорстких металевих імплантатів.

За міцністю чистий магній поступається традиційним матеріалам, адже його межа міцності на стиск становить порядку $65\text{--}100\text{ МПа}$, тоді як у компактної кістки вона $\sim 130\text{--}180\text{ МПа}$ [3], [6], [7]. Тим не менш, шляхом легування, додавання Al, Zn, Ca тощо, магнієві сплави можуть досягати вищої міцності, достатньої для застосування

в ортопедичних виробках. В'язкість руйнування магнію $15\text{--}40 \text{ МПа}\cdot\text{м}^{1/2}$ також нижча, ніж у титану чи сталі, але близька до кістки. Таким чином, за основними пружними характеристиками магній краще узгоджується з кістковою тканиною, ніж традиційні метали, хоча й поступається їм у міцності.

Магній є природним елементом для людського організму. Він присутній у складі кісток та біологічних рідин і є життєво необхідним мікроелементом. Це четвертий за поширеністю катіон в тілі людини, близько 1 моля Mg зберігається в організмі дорослого масою ~ 70 кг, причому приблизно половина цієї кількості концентрується в кістковій тканині [6]. Магній також виконує ряд біохімічних функцій – виступає кофактором понад 300 ферментативних реакцій, бере участь в синтезі білків і нуклеїнових кислот, стабілізує структури ДНК і РНК [6]. Нормальний вміст Mg^{2+} в позаклітинній рідині становить $0,7\text{--}1,05$ ммоль/л і підтримується гомеостатично шляхом регуляції з боку нирок та кишечника [6]. Тож іони магнію сприймаються організмом як природні метаболіти, і помірно їх вивільнення з імплантату не спричиняє токсичних ефектів, навпаки, завдяки функціональній ролі в кістковому метаболізмі магній потенційно може стимулювати остеогенез. Дослідження вказують на позитивний вплив іонів Mg^{2+} на ріст нової кісткової тканини. Це критично важливо для інтеграції імплантату, так як механічна та біохімічна біосумісність магнію сприяють регенерації кістки та відновленню тканин навколо імплантату [5].

У фізіологічному середовищі магній поступово кородує з утворенням гідроксидів магнію та газоподібного водню. Реакція корозії Mg у водних розчинах призводить до виникнення осаду $\text{Mg}(\text{OH})_2$ і виділення H_2 . Ці продукти є відносно безпечними, $\text{Mg}(\text{OH})_2$ малорозчинний і перетворюється на іони Mg^{2+} , що виводяться із сечею або включаються в обмін, а водень розсіюється у тканинах і поступово абсорбується організмом [6]. Така контрольована біорозкладність є бажаною властивістю імплантату, адже він фактично зникає після виконання своєї функції.

Однак слід зазначити, що у нерегульованих умовах магній дуже реакційноздатний, тобто у присутності хлоридів, як у плазмі крові, захисний

шар $\text{Mg}(\text{OH})_2$ швидко руйнується, що може призвести до надто швидкої корозії.

Непомірно висока швидкість розчинення є небажаною, оскільки призводить до передчасної втрати міцності імплантату та накопичення надлишкового водню в оточуючих тканинах у вигляді газових порожнин. Таким чином, для успішного застосування магнієвих імплантатів необхідно забезпечити певний баланс – достатньо повільну корозію, щоб імплантат прослужив до повного загоєння кістки, але достатньо швидко, щоб зникнути після виконання функції. Одним зі способів досягти цього є підбір складу сплаву та умов обробки матеріалу.

Отже, магній вирізняється серед імплантаційних матеріалів комбінацією низької густини, відповідних механічних характеристик та біологічної сумісності. Ці властивості роблять його ідеальним кандидатом для тимчасових кісткових імплантатів за умови, що технологія виготовлення забезпечить необхідну структуру та кінетику розчинення в тілі.

1.3 Загальна інформація про магнієвий сплав WE43

WE43 – це комерційний магнієвий ливарний сплав, легований рідкісноземельними елементами. Його типовий склад: ~ 4 мас.% ітрію (Y), ~ 3 мас.% неодиму (Nd), $\sim 0,4$ % цирконію (Zr), решта – магній. Цирконій використовується як зерноутворювач для подрібнення структури, що зображена на рисунку 1.1, а ітрій і неодим утворюють зміцнювальні фази [11].

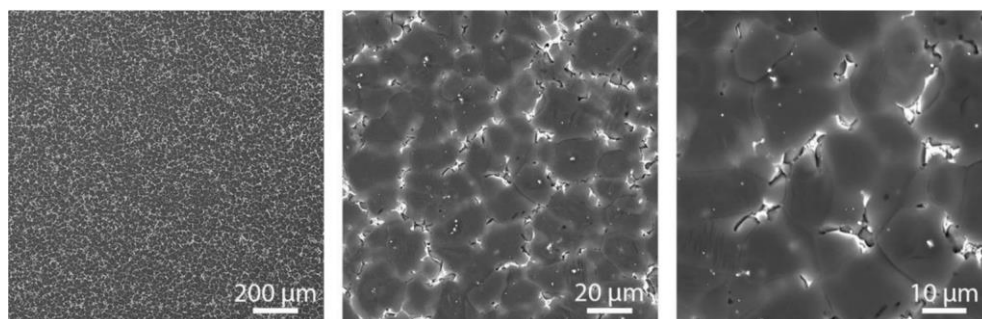


Рисунок 1.1 – Мікроструктура литого сплаву WE43 під різним збільшенням, де темні ділянки – дендритні кристаліти α -Mg, світлі – евтектичні виділення інтерметалічних фаз по межах зерен [11]

Литий WE43 має відносно грубу дендритну мікроструктуру, твердий розчин магнію утворює α -Mg дендрити, а в міждендритних проміжках присутня евтектична суміш, збагачена рідкісноземельними елементами. Згідно з рентгеноструктурним аналізом, евтектика складається з суміші α -матриці та інтерметалічної β -фази складу Mg [11].

Частина атомів Nd в цій β -фазі може заміщуватися ітрієм, утворюючи спільні інтерметаліди типу α -Mg + β -Mg₄₁Nd₅. Такі частинки інтерметалічних сполук розташовуються переважно по межах зерен. Твердий розчин магнію насичується Y і Nd під час лиття, а подальша термічна обробка спричиняє випадіння дрібних зміцнювальних фаз всередині зерен і по їх межах, що істотно підвищує міцність сплаву [11].

Також сплав WE43 відомий своєю високою питомою міцністю та термічною стабільністю. У литому стані він забезпечує межу міцності на розрив ~ 250 МПа за твердості ~ 85 – 105 HV, але пластичність при цьому низька (близько 2 % відносного подовження). В результаті термомеханічної обробки властивості покращуються, після загартування міцність перевищує 300 МПа, а відносне подовження зростає до ~ 5 – 8 %. Відомо також, що сплав зберігає міцність навіть за підвищених температур (до ~ 300 °C), хоча в контексті імплантатів це менш актуально.

Корозійна стійкість WE43 в біологічних середовищах оцінюється як добра, порівняльні випробування в розчині Хенкса (імітація плазми крові) [12] показали, що WE43 кородує швидше, ніж ZK60A та AZ91, поступаючись їм за корозійною стійкістю. Причиною може бути утворення в WE43 значної кількості катодних інтерметалічних частинок (фази з Y/Nd), які спричиняють мікро-гальванічну корозію магнієвої матриці [13]. Тому для імплантатів з WE43 часто застосовують захисні покриття або легування для вповільнення розчинення. Важливо відзначити, що під час корозії магнієвих імплантів виділяється водень, у випадку WE43 утворення газових пухирців менше, ніж у чистого Mg, але все ще потребує контролю [12].

Магній та його іони корозії не чинять негативного впливу на навколишні тканини, більш того, помірне підвищення концентрації іонів Mg^{2+} може

стимулювати остеогенез (формування кісткової тканини) [14]. Невеликі кількості ітрію та неодиму, що вивільняються зі сплаву під час біодеградації, не спричиняють токсичних чи мутагенних ефектів – експерименти на тваринах не виявили значних відхилень у біохімічних показниках крові та сечі [14]. Це пояснюється тим, що концентрація Y і Nd дуже мала, а продукти їх розчинення поступово виводяться з організму.

Отже, сплав WE43 в цілому вважається біосумісним матеріалом. У деяких випадках для підвищення біосумісності і зниження корозійності поверхню WE43 додатково модифікують – наприклад, нанесенням біоактивних покриттів (оксидних, фосфатних, полімерних) або методом лазерної обробки, що зменшує швидкість деградації та газовиділення.

Сплав WE43 розроблений як ливарний, однак його можна успішно обробляти різними технологіями для отримання напівфабрикатів і деталей потрібної форми. Він добре піддається гарячій прокатці та пресуванню. Перспективним є застосування порошкової металургії для виготовлення дрібних імплантатів складної форми зі сплаву WE43. Зокрема, вперше було продемонстровано можливість виготовлення деталей із WE43 методом металевого інжекційного формування з подальшим спіканням. Важливо, що холодне ізостатичне пресування дозволяє збільшити щільність пресованого порошку перед спіканням, усуваючи внутрішні пори та забезпечуючи однорідну мікроструктуру по всьому об'єму виробу [15]. Для магнієвих сплавів, зокрема WE43, така обробка сприяє підвищенню механічних властивостей і корозійної рівномірності, оскільки дрібнозерниста структура спікається без литих дефектів.

До того ж сплав WE43 є одним із найбільш досліджуваних магнієвих біоматеріалів. Його успішно випробувано в дослідних зразках стрижнів та гвинтів для остеосинтезу. Зокрема, розроблено резорбційну пластину та гвинти з WE43 для фіксації кісткових переломів, щоб уникнути необхідності вторинної операції з вилучення металофіксатора [16]. В експериментах на тваринах такі пластини показали достатню міцність та поступове розсмоктування без суттєвої різниці в темпі деградації між 6 і 12 тижнями імплантації (при нанесенні захисного

покриття) [17]. Інший напрям застосування – судинні стенти, де запропоновано дизайн коронарного стенту з WE43 із спеціальною мікроструктурованою поверхнею для підвищення міцності та контролю деградації [16].

Проводяться також біомеханічні моделювання використання WE43 для остеосинтезу черепно-щелепних кісток, що підтверджує перспективність даного сплаву в ролі остеосинтезного матеріалу, адже WE43 активно досліджується і в адитивних технологіях – з нього виготовляють пористі каркаси методом селективного лазерного плавлення (SLM) для інженерії кісткової тканини [18]. Отримані пористі імпланти мають сітчасту структуру, придатну для росту кістки, та прийнятну корозійну швидкість. В цілому, WE43 уже зарекомендував себе як базовий сплав у сфері біорозчинних металевих імплантів.

1.4 Загальна інформація про магнієвий сплав Mg-Zn-Y-Nd-Zr

ZK60A – це деформаційний магнієвий сплав системи Mg-Zn-Zr, який не містить рідкісноземельних домішок, що робить його дешевшим у виробництві та технологічно простішим, адже його легше плавити та переробляти, він має меншу схильність до окислення порівняно з RE-сплавами. Цинк у таких концентраціях є основним зміцнювальним елементом, тоді як цирконій вводять для подрібнення зерна (аналогічно до WE43).

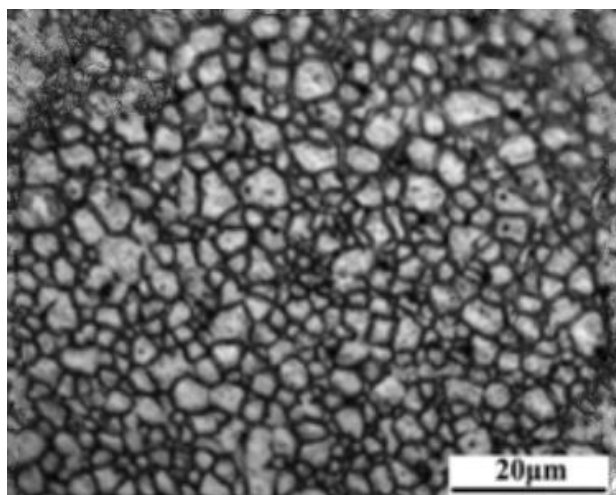


Рисунок 1.2 – Мікроструктура сплаву ZK60A [19]

Мікроструктура литого ZK60A (рис 1.2) складається з первинних кристалів α -Mg та випадінь інтерметалічних фаз на основі Mg-Zn. У вихідному литому стані сплав формує крупні зерна магнію, по межах яких виділяються частинки другої фази. За даними рентгенівського аналізу, основною інтерметалічною сполукою є MgZn_2 . Ця фаза утворює відносно великі площинні виділення уздовж границь зерен, так звана евтектична компонента литого сплаву [19].

Інші можливі сполуки – метастабільні фази типу MgZn або тверді розчини збагаченого цинком магнію – у рівноважній структурі практично відсутні. Цирконій через малий вміст рентгенографічно не фіксується як окрема фаза, він розчинений у матриці та утворює дуже дрібні зерна під час кристалізації. В результаті литий сплав має неоднорідний розподіл легувальних елементів, де центр зерен дещо збагачений Zr і Zn, тоді як по межах концентрується чистіший Mg [19].

Сплав ZK60A вирізняється високою міцністю серед магнієвих сплавів за достатньої пластичності, особливо у деформованому стані. Твердість матеріалу становить ~ 75 HB у вихідному стані та близько 85–90 HB після зістарювання [19]. Висока міцність сплаву обумовлена твердорозчинним зміцненням від Zn і дисперсним зміцненням від часток MgZn_2 , а хороша пластичність – відсутністю крихких великих інтерметалідів типу $\text{Mg}_{41}\text{Nd}_5$, як у WE43 та відносно однорідною структурою після деформації [19].

Корозійна стійкість ZK60A в фізіологічних умовах оцінюється як одна з найкращих серед магнієвих сплавів. В експериментах занурення в розчин Хенкса сплав ZK60A показав найнижчу корозійну швидкість у порівнянні з WE43 та AZ91D [12]. Повільніше розчинення пояснюється формуванням щільного захисного шару, до складу якого входять цинковмісні сполуки (гідроксиди, фосфати Zn), що зменшують активність поверхні. Крім того, відсутність великих катодних включень у дрібнозернистому ZK60 веде до більш рівномірної корозії. Також відомо, що цинк до певної міри підвищує корозійну стійкість Mg-сплавів, якщо його вміст не перевищує $\sim 3\text{--}6\%$ [20].

У ZK60A концентрація Zn знаходиться на верхній межі допустимого рівня, однак завдяки присутності Zr та утворенню інтерметалідів типу MgZn_2

неконтрольованого розчинення не відбувається – навпаки, ці фази самі є відносно анодними і рівномірно розчиняються разом з матрицею, не спричиняючи гальванічної корозії. Варто зазначити, що литий ZK60 без термообробки може мати певні проблеми з корозією через хімічну неоднорідність, збагачені центральні області зерен мають більш позитивний корозійний потенціал, ніж бідні на цинк та цирконій ділянки на межі зерен [20]. Це створює мікро-комірки, де межі зерен розчиняються швидше.

З точки зору біосумісності, ZK60A є привабливим тим, що також не містить потенційно токсичних елементів. Цинк і цирконій у помірних кількостях безпечні, Zn є життєво необхідним мікроелементом, що входить до складу багатьох ферментів, а Zr біоінертний. Продукти корозії сплаву ZK60 (гідроксид магнію, оксид цинку тощо) не викликають вираженої запальної реакції. Дослідження [19] показали, що імплантація ZK60 не призводить до відхилень у рівні цинку в сироватці чи сечі, тобто вивільнення Zn відбувається локально і в малих дозах. До того ж, вивільнені іони Zn^{2+} можуть сприяти остеогенезу разом з Mg^{2+} , оскільки цинк також необхідний для формування кісткової тканини. Таким чином, за біосумісністю ZK60A не поступається WE43 і загалом вважається безпечним матеріалом. Як і у випадку з WE43, основними питаннями залишаються контроль швидкості деградації та обмеження газоутворення. Водень під час корозії ZK60 виділяється, але завдяки повільнішій швидкості розчинення його утворюється менше, ніж у більш активних сплавах. Це знижує ризик утворення великих газових порожнин навколо імплантату.

Сплав ZK60A був призначений для деформаційного зміцнення, тому найкращі властивості отримуються після гарячого штампування, прокатки чи пресування. Він добре піддається гарячій екструзії за 300–400 °C, в результаті чого досягається тонка рівномірна структура.

Під час виготовлення імплантатів складної форми з ZK60A можна застосувати порошкові методи аналогічно до WE43. Порошок ZK60 успішно спікали в вакуумі після холодного пресування, отримуючи насичений твердий розчин і рівномірні дрібні частки $MgZn_2$ по межах порошкових частинок [21].

Холодне ізостатичне пресування може бути використане для формування заготовок перед спіканням, наприклад, дослідження згадують виготовлення композицій на основі ZK60A з біокерамікою шляхом пресування порошку в гумових формах під високим тиском, з подальшим спіканням і екструзією [22] [23]. Такий підхід дозволяє отримати щільні матеріали з дрібною структурою, що важливо для рівномірної корозії.

Сплав ZK60A поки що менше досліджений у біомедичних застосуваннях, ніж WE43, однак інтерес до нього зростає. Завдяки поєднанню міцності та корозійної стійкості, ZK60 випробовується для тих самих сфер, що й WE43 – остеосинтез та стенти. Наприклад, у моделюванні для остеотомії верхньої щелепи пластини з ZK60A показали навіть кращу міцність і нижчий ризик зламу, ніж пластини з WE43 і титану за тих же геометричних розмірах [24]. Це означає, що ZK60A може забезпечити більший запас міцності імплантату або дозволити зменшити його товщину, зберігши достатню стабільність.

1.5 Комбінований композит WEZK (Mg-3Zn-1,5Y-1,5Nd-0,4Zr)

WEZK – магнієвий сплав, що поєднує легування цинком (як ZK60) та рідкісноземельними елементами ітрієм і неодимом (як WE43) за одночасної присутності цирконію, зі складом Mg-3Zn-1,5Y-1,5Nd-0,4Zr (мас.%). Мета розробки цього сплаву полягає у тому, щоб скористатися синергетичним ефектом від спільного легування, адже цинк забезпечує твердорозчинне зміцнення і позитивно впливає на біосумісність, а Y+Nd дають додаткове зміцнення за рахунок дисперсних інтерметалічних фаз, одночасно покращуючи термостабільність і повзучість матеріалу. Зниження концентрації рідкісноземельних матеріалів до ~1,5 % потрібне для зменшення крихкості і прискорення корозії від надлишку інтерметалідів, тоді як додавання 3 % Zn має поліпшити загальну корозійну стійкість і сприяти загоєнню кістки.

Мікроструктура сплаву WEZK, являє собою дрібнозернисту α -Mg матрицю з рівномірно розподіленими інтерметалічними частинками кількох типів. Основні

фази, виявлені методом EDS і рентгенівського аналізу збагачені неодимом та ітрієм сполуки типу $Mg_{41}(Nd,Y)_5$ та збагачені цинком сполуки $MgZn_2$ (як у ZK60) [19]. Завдяки комплексному легуванню, структура WEZK після оптимальної термообробки дуже дисперсна, частинки інтерметалідів осідають як по межах зерен, так і всередині зерен, перешкоджаючи росту зерна. Дійсно, експерименти показали, що додавання Y+Nd до сплаву Mg-3Zn-0,5Zr викликає суттєве подрібнення зерен після екструзії й підвищення щільності дисперсних виділень [19].

На рисунку 1.3 мікроструктури сплаву WEZK, отриманому методом оптичної мікроскопії, чітко простежується типовий характер зеренної структури магнієвих сплавів після термомеханічної обробки. Структура характеризується округлими зернами α -фази магнію, межі яких чітко окреслені темними лініями, що свідчить про наявність інтерметалічних фаз на основі рідкісноземельних елементів (Y і Nd) та цирконію (Zr). Самі зерна мають порівняно однорідний розподіл за розміром, хоча зустрічаються як більші, так і дрібніші ділянки, що може бути наслідком неоднорідності деформації або локальних особливостей кристалізації. Важливою особливістю є наявність численних темних дисперсних включень, які є фазами на основі $MgZn_2$ та $Mg_{41}(Nd,Y)_5$. Вони локалізуються переважно вздовж меж зерен, формуючи неперервну або майже неперервну мережу, що забезпечує зміцнювальний ефект, але водночас може сприяти певній локалізації корозійних процесів.

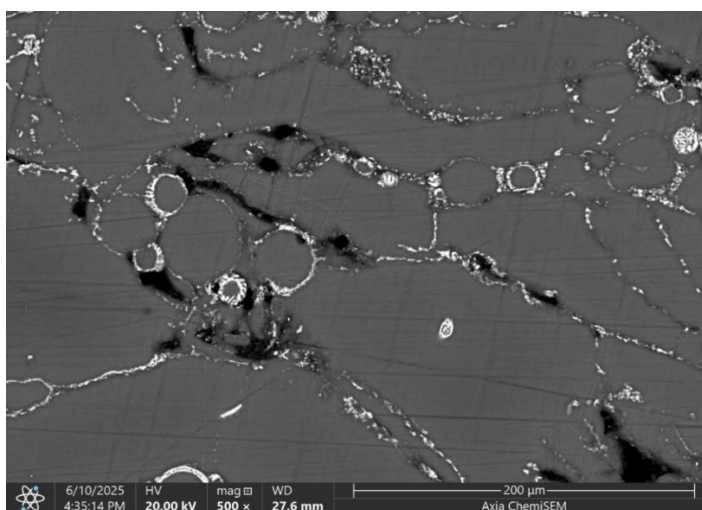


Рисунок 1.3 – Мікроструктура сплаву WEZK

За механічними властивостями сплав WEZK демонструє покращені показники в порівнянні з вихідними сплавами WE43 та ZK60A. Зокрема, міцність на розрив перевищила 300 МПа, межа текучості ~ 250 МПа, твердість близько 90 HV, під час збереження прийнятної пластичності ($\approx 8\text{--}10\%$ подовження). Таке поєднання пов'язане з наявністю різних механізмів зміцнення, це твердий розчин, дисперсні частки двох типів, а також дрібне зерно.

Корозійна поведінка WEZK займає проміжне місце між WE43 і ZK60A, наближаючись до більш корозійностійкого. Дослідники відзначають, що додавання 3 % Zn до Mg-Y-Nd сповільнює корозію завдяки формуванню більш стабільної захисної плівки [20].

З іншого боку, зменшення загального вмісту Y+Nd у порівнянні з WE43 знижує кількість катодних фаз, що теж позитивно впливає на рівномірність деградації. В результаті сплав WEZK характеризується контрольованою швидкістю біодеградації – достатньо повільною, щоб забезпечити структурну цілісність імплантату протягом загоєння, але й без надмірного затримування металу після цього періоду [19].

Зрозуміло, що біосумісність сплаву WEZK є високою. Завдяки помірному вмісту рідкісноземельних елементів та введенню цинку, продукти деградації сплаву не викликають цитотоксичного впливу на клітини. Дослідження, проведені китайськими вченими (Song X. та ін.) [19], показали, що компоненти сплаву Mg-Zn-Y-Nd-Zr не знижують життєздатність клітин кісткового остеосаркоми під час тривалого перебування у тілі.

На поверхні сплаву під час випробувань в організмі спостерігалася утворення мінерального шару (за наявності іонів кальцію і фосфату в середовищі), що побічно свідчить про біоактивність матеріалу, він може сприяти остеоінтеграції імплантату. Отже, за сукупністю властивостей WEZK є перспективним матеріалом для імплантів, що розчиняються у тілі.

Сплав WEZK було створено з метою об'єднати сильні сторони WE43 та ZK60A і мінімізувати їхні слабкі сторони, що відображено у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Порівняння складу та властивостей магнієвих сплавів WE43, ZK60A та WEZK

Параметр	WE43 (Mg-Y-Nd-Zr)	ZK60A (Mg-Zn-Zr)	WEZK (Mg-Zn-Y-Nd-Zr)
Хім. склад, мас. %	~4 Y, ~3 Nd, ~0,4 Zr	5–6 Zn, ~0,5 Zr	3 Zn, 1,5 Y, 1,5 Nd, 0,4 Zr
Основні зміцнювальні фази	Інтерметаліди $\beta\text{Mg}_{41}(\text{Nd},\text{Y})_5$ (евтектика)	Інтерметаліди MgZn_2 (по межах зерен)	$\text{Mg}_{41}(\text{Nd},\text{Y})_5 +$ MgZn_2 , дрібні виділення по зерну
Щільність, г/см ³	~1,84	~1,83	~1,84
Межа міцності, МПа	~250	~340	≥320
Межа текучості, МПа	~150	~260	~250
Подовження, %	5–8 %	~11 %	~8–10 %
Твердість, HV	~90	~80	~85–95
Швидкість корозії в SBF	швидше розчинення ~0,5 мм/рік	найбільш корозійностійкий ~0,2–0,3 мм/рік	Керована ~0,2–0,3 мм/рік
Біосумісність	перевірена in vivo, іони Mg^{2+} корисні	Zn і Zr нетоксичні, Zn необхідний біоелемент	комбінація Zn + RE не викликає цитотоксичності

Випробування показали, що за комплексом властивостей WEZK перевершує вихідні сплави, зокрема, його механічні характеристики на ~15 % вищі, ніж у WE43, за зіставної швидкості деградації [19]. Це означає, що імплантат з WEZK зможе витримати більші навантаження або мати тонші стінки, не втрачаючи міцності в процесі розчинення.

Як видно з таблиці, кожен сплав має свої сильні сторони. WE43 забезпечує високу міцність завдяки наявності Y і Nd, але поступається за пластичністю та корозійною стійкістю. ZK60A, навпаки, дуже пластичний і повільніше кородує, проте не має такого високого потенціалу зміцнення, як рідкісноземельні сплави. Комбінований сплав WEZK успішно поєднує характеристики обох – міцність і твердість перебувають на рівні або вище, ніж у WE43, а корозійна швидкість – наближена до повільного ZK60A.

Наразі сплав WEZK перебуває на стадії дослідних випробувань. Він був запропонований дослідницькою групою з Чжэнчжоуського університету (Китай) як новий тип біодеградованого ортопедичного матеріалу [19]. Проведені експерименти з культурами клітин та початкові тести на тваринах підтвердили його переваги. Зокрема, в роботі Song X. та співавт. (2018) [19] оцінено цитосумісність Mg-Zn-Y-Nd-Zr сплаву, клітинна проліферація і життєздатність не погіршувалися в присутності компонентів сплаву, а морфологія клітин свідчила про добру адгезію до поверхні матеріалу.

В іншому дослідженні (Wang J. та ін., 2019) розглядається можливість використання такого сплаву для судинних стентів, в литому стані він має достатню пластичність і помірну міцність, а після термообробки може витримати циклічні навантаження, наближені до умов серцево-судинної системи [25].

Перспективи застосування WEZK охоплюють ортопедичні гвинти, пластини, штифти – особливо там, де потрібна підвищена міцність (наприклад, навантажені гвинти). Завдяки кращій корозійній стійкості, цей сплав може бути придатний і для більших імплантатів, таких як стрижні, які повинні функціонувати довше (12–18 місяців) і поступово розсмоктуватися. Також WEZK потенційно перспективний для виготовлення поруватих імплантатів і каркасів тканинної інженерії, адже його склад сприяє остеокондуктивності, а керована деградація дозволить кістковій тканині вчасно прорости в структуру до повного розчинення каркасу.

1.6 Методи отримання композиту WEZK

Магнієві сплави WE43, ZK60A та WEZK являють собою поступальний розвиток біоінженерних матеріалів, від класичного високоміцного WE43, через збалансований за корозією ZK60A, до комбінованого WEZK, що демонструє переваги обох. Аналітичне порівняння підтверджує, що WEZK перевершує кожен з окремих сплавів за комплексом ключових показників. Це робить його вкрай перспективним матеріалом для медичних імплантатів, здатним забезпечити надійну фіксацію кісток на час регенерації і повністю розсмоктатися без шкоди для організму.

Високоякісні вироби зі сплаву WEZK для медичних застосувань отримують методами порошкової металургії та адитивного виробництва, що дозволяють контролювати мікроструктуру і пористість матеріалу.

1.6.1 Холодне ізостатичне пресування (ХІП)

Холодне ізостатичне пресування – це процес ущільнення порошків під всебічним тиском рідини за кімнатної температури .

Порошок сплаву WEZK поміщують у гнучку герметичну форму (гумову або поліуретанову), з якої відкачано повітря. Форму занурюють у робочу камеру преса, заповнену рідиною (маслом або антифризом), після чого створюють високий гідростатичний тиск 100–400 МПа рівномірно на всю поверхню форми. Під тиском частинки порошку зближуються, відбувається їх пружнопластичне деформування, формуючи так зване «зелене» компактне тіло.

Далі тиск скидають, форму виймають і вилучають пресування – воно зберігає надану форму з певною міцністю.

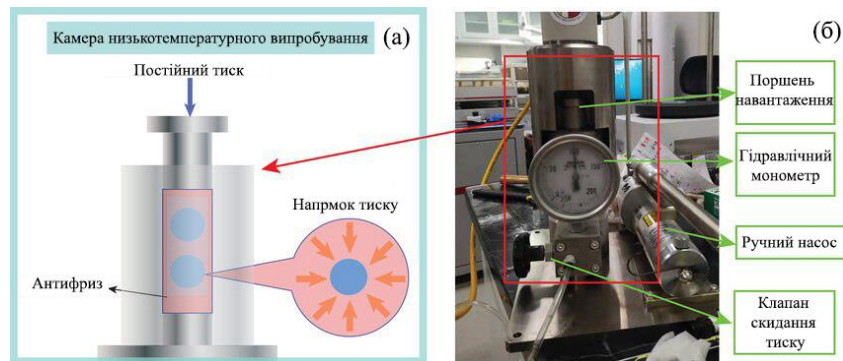
Наступний етап – спікання компактів за підвищеної температури, зазвичай 500–550 °С у вакуумі або інертному середовищі, під час якого відбувається дифузійне зрощення частинок і утворення цілісного матеріалу.

Ізостатичне пресування забезпечує рівномірне ущільнення порошку по всьому об'єму виробу завдяки всебічному тиску, на відміну від одновісного пресування, де щільність падає вздовж напрямку пресування. Дослідження показали, що під час застосування ХІП до сплавів на основі магнію досягається вища однорідність мікроструктури та щільності порівняно з одновісним пресуванням [27].

Відсутність різниці тисків у різних зонах дозволяє отримувати вироби складної геометрії без градієнтів щільності. Крім того, «зелені» заготовки після ХІП легко піддаються механічній обробці перед спіканням, оскільки матеріал ще відносно м'який. ХІП дає змогу формувати пористі структури шляхом контрольованого додавання пороутворювачів у порошок – це актуально для

біоінженерних імплантатів, адже пори дають можливість транспортування ліків, наприклад антибіотиків, безпосередньо у самому імпланті.

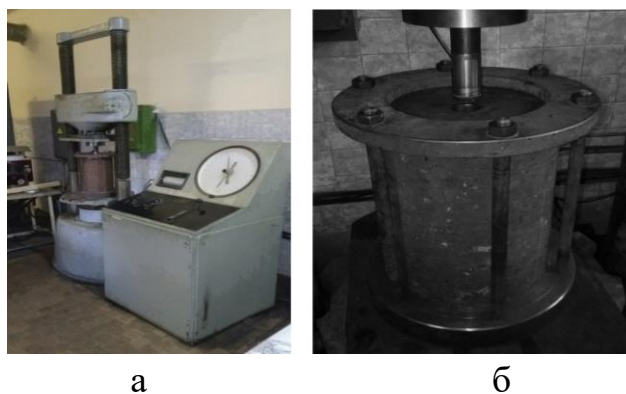
На рисунку 1.4 зображено лабораторну установку ХІП, стальний автоклав з внутрішнім діаметром ~ 50 мм, оснащений ручним гідравлічним насосом, манометром та запірним клапаном [26].



а – схематичне зображення преса ; б – фото лабораторного ХІП преса

Рисунок 1.4 – Схема і фото установки холодного ізостатичного пресування [26]

Для виключення окиснення магнієвого порошку можливе пресування у холодній камерній установці з вакуумуванням або інертним заповнювачем. Такі системи як ізостатичні преси дозволяють пресувати, наприклад, порошкові заготовки WEZK розміром до кількох сантиметрів перед спіканням. Також на Рисунку 1.5 (б) зображено фото самої камери високого тиску, та ще одна установка ХІП на рисунку 1.5 (а), власне в якій проводиться пресування «зелених» заготовок у еластичних формах.



а

б

а – гідравлічний прес; б – камера високого тиску

Рисунок 1.5 – Установка холодного ізостатичного пресування

1.6.2 Іскро-плазмове спікання (SPS)

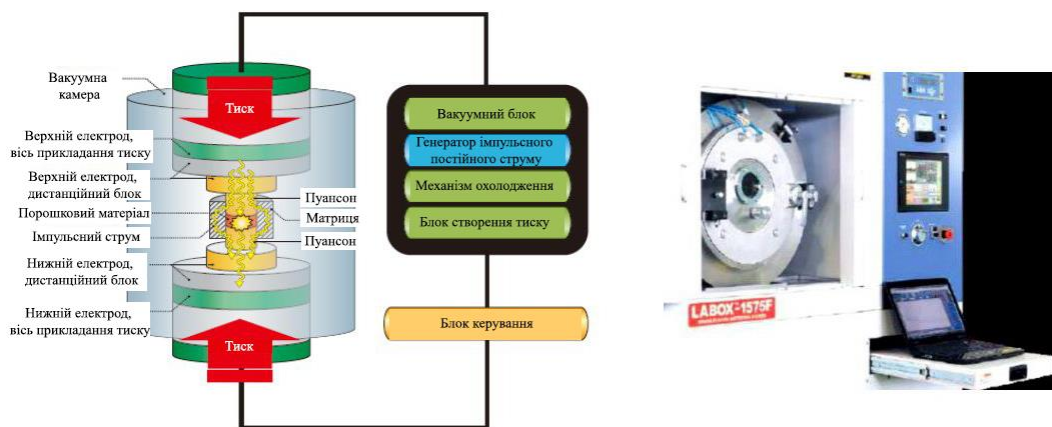
Іскро-плазмове спікання (Spark Plasma Sintering) – це технологія швидкого спікання порошків за допомогою одночасного дії високої температури, тиску і імпульсного електричного струму, що пропускається через пресований порошок. На відміну від традиційного спікання в печі, SPS реалізує нагрів за рахунок пропускання струму безпосередньо через графітову прес-форму і сам порошковий компакт.

Процес відбувається у вакуумній камері з водоохолоджуваними електродами, порошок WEZK поміщають у графітову прес-форму між двома пуансонами. Одночасно прикладають одноосьовий тиск і імпульсний струм високої сили короткими циклами. Омічний нагрів порошку відбувається дуже швидко, завдяки чому вже за кілька хвилин температура досягає 500–600 °С, якого достатньо для спікання магнію [28].

Між частинками порошку виникають іскрові розряди плазми, які очищують поверхні від оксидів і прискорюють дифузію. В результаті за 5–10 хвилин SPS досягається щільне спікання, яке еквівалентне багатогодинному відпалу в печі.

На рисунку 1.6 (а) схематично показано типову систему SPS – вертикальний гідравлічний прес з одним ступенем стиску, графітові електроди-пуансон одночасно слугують нагрівачами, пропускаючи імпульсний струм через пресовану заготовку, усе розташовано в вакуумній камері з водяним охолодженням. Контрольований блок живлення генерує імпульси струму і забезпечує заданий режим ON/OFF для оптимізації температурного профілю та іскроутворення [29].

На рисунку 1.6 (б) показано зовнішній вигляд камери SPS установки, у відчинених дверцятах видно графітовий прес-інструмент всередині камери. Такі установки дозволяють спікати зразки Ø20–50 мм за температури до 1200 °С і тиску ~50–100 МПа.



а – схема SPS-системи;

б – вигляд SPS-системи

Рисунок 1.6 – Іскро-плазмове спікання сплаву WEZK

Наприклад, у роботі Dvorský [et al.] (Metals, 2021) для спікання порошку WE43 використовували SPS-прес з температурою 500 °С, тиском 32 МПа, час витримки 10 хв, цього вистачило для отримання майже повністю щільного матеріалу.

1.6.3 Адитивне виготовлення (селективне лазерне плавлення)

Адитивна технологія Selective Laser Melting (SLM) дозволяє виготовляти вироби зі сплаву WEZK шляхом пошарового плавлення порошку високопотужним лазерним променем за 3D-моделлю.

Процес SLM відбувається у герметичній камері з інертним газом (аргоном) для запобігання займання магнієвого порошку [28]. Тонкий шар порошку (товщиною ~30–50 мкм) рівномірно розподіляється по платформі за допомогою розпилювача [30]. Далі лазер потужністю до 200–400 Вт вибірково виплавляє контури перетину деталі згідно CAD-моделі, рухаючись по заданій траєкторії [31].

Параметри лазера, такі як швидкість сканування, потужність і крок між сусідніми доріжками визначають енергію, що поглинається порошком [31]. Під час процесу плавлення утворюється вузька лазерна ванна, в якій частинки WEZK розплавляються і з'єднуються. Після охолодження утворюється суцільний металевий шар. Далі платформа опускається на задану товщину шару, і цикл

повторюється, розпилювач наносить новий шар порошку, який лазер сплавляє зі вже сформованими нижче ділянками.

Таким чином шар за шаром росте повноцінна тривимірна деталь з необхідною формою. Зазвичай для поліпшення рівномірності властивостей застосовують чергування напрямків сканування, де кожен наступний шар лазер плавить під кутом 90° до попереднього, щоб знизити текстуру та анізотропію матеріалу [31].

Після завершення побудови деталі залишковий порошок видаляється, а виріб може піддаватись додатковому термічному або механічному впливу.

Для друку WEZK використовуються модифіковані SLM-машини, пристосовані до роботи з магнієвими порошками (які є пожежонебезпечними). Наприклад – система SLM 250HL (SLM Solutions, Німеччина) з камерою $250 \times 250 \times 250$ мм, оснащена лазером 400 Вт і 80-мікронним діаметром променя (рис. 1.7). Саме на такій установці були надруковані кубики зі сплаву WE43 розміром $8 \times 8 \times 8$ мм (рис. 1.8) для дослідження механічних властивостей у Patřicia Lovařiová (та ін.) [32].



Рисунок 1.7 – Установка SLM 250HL (SLM Solutions, Німеччина) [32]

На рисунку 8 показано зразок куба зі сплаву WE43, надрукований методом SLM, де видно шорстку поверхню, характерну для лазерно-плавлених магнієвих зразків та пори розміром до $\sim 50\text{--}100$ мкм, що лишаються після процесу. В ході друку автори роботи [32] використовували такі параметри: потужність лазера 175 Вт, швидкість

800 мм/с, крок 90 мкм, товщина шару 50 мкм. Ці режими дозволили досягнути майже повної щільності ~98–99% в надрукованому сплаві [32].

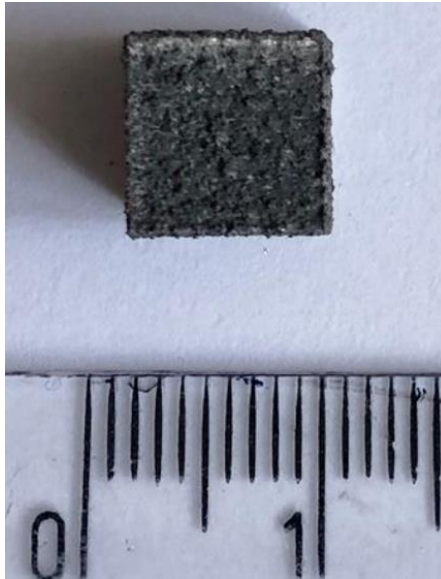


Рисунок 1.8 – Зразок зі сплаву WE43, виготовлений методом SLM. Кубічний зразок (грань ~8 мм) із надрукованого сплаву WE43 [32]

1.7 Властивості сплаву WEZK

У таблиці 1.3 було зведено ключові характеристики сплаву WEZK, отриманого різними методами, такими як холодне ізостатичне пресування + спікання, іскро-плазмове спікання та селективне лазерне плавлення.

Таблиця 1.3 – Порівняння характеристик сплаву WEZK за використання різних методах отримання виробу

Метод отримання	Відн. щільність, %	Твердість, HV	Міцність на згин, МПа	Ударна в'язкість, мПа·м ^{1/2}
Хіп	90–98	60–80	200–250	10
SLS	97–99	80–95	250–270	12–14
SLM	97–99	85–99	250–300	15

Метод ХІІІ забезпечує майже повне ущільнення, але пори можуть лишатися, що знижує твердість і міцність. SPS дає високу щільність і твердість, близьку до литого стану, однак оксидні плівки дещо погіршують міцність на згин. SLM забезпечує майже 100% густини і твердість, аналогічну вихідному матеріалу, при цьому міцність і тріщиностійкість можуть навіть перевищувати литий аналог завдяки дрібній структурі.

1.8 Сфери впровадження сплаву WEZK

Біорозчинні фіксатори з магнієвого сплаву WEZK активно досліджуються для остеосинтезу кісток – з'єднання відламків після переломів. Внутрішньокісткові гвинти, пластини та шпильки із WEZK можуть тимчасово стабілізувати перелом, а згодом розчинитися, коли кістка зростеться. Це усуває потребу хірургічного видалення металоконструкції, що особливо цінно у педіатричній ортопедії. Дослідження показали ефективність WE43 для фіксації переломів щелепи та малих кісток кисті, протягом 12–18 місяців імплантат повністю резорбується, а кістка відновлює цілісність. Пластини та гвинти з WEZK мають міцність, достатню для утримання навантажень у перші критичні місяці загоєння, після чого поступово слабшають і передають навантаження на кістку, стимулюючи її регенерацію.

У 2021 році проведено успішні доклінічні випробування пластин з WE43 для остеосинтезу розтросчених переломів, через 6 місяців пластини зберігали ~50% початкової міцності, кісткова тканина відновлювалась без ознак остеопорузу навколо імплантату [33].

Магнієві сплави WEZK перспективні також для виготовлення біорозкладних судинних стентів – розширювальних каркасів, що встановлюються в коронарні артерії при лікуванні ішемічної хвороби серця. На відміну від постійних металевих стентів, магнієві зникають через 12–24 місяці, знижуючи ризик пізньої тромбози стента і спрощуючи подальші процедури (наприклад, повторне стентування) [28].

Сплав WEZK має достатню міцність для тонкостінних стентових сіток, що дозволяє виготовити стент товщиною стінки ~100 мкм, який витримає тиск

крові [34]. Важливо й те, що продукти корозії магнієвого стента ($\text{Mg}(\text{OH})_2$, інертні оксиди) не викликають хронічного запалення судинної стінки, а навпаки сприяють ендотелізації (заростанню стента здоровою тканиною) [11]. Перші комерційні магнієві стенти (наприклад, DSM Magmaris на основі сплаву WE43) вже пройшли клінічні випробування, в яких через 12 місяців після імплантації залишкова опорна здатність зменшилась на $\sim 50\%$, а через 4 роки стент майже повністю резорбувався з мінімальним патологічним розростанням тканини [28]. Це демонструє великий потенціал WEZK для створення тимчасових судинних протезів, що виконують функцію протягом критичного періоду після операції, а далі безслідно зникають.

Пористі сітчасті імплантати з WEZK також використовуються як каркаси для регенерації кісткової тканини. Адитивними методами виготовляють пористі матриці зі структурою, що імітує трабекулярну кістку, з порами 200–500 мкм для росту остеобластів [35]. Сплав WEZK є ідеальним матеріалом для таких матриць, адже, він поступово розчиняється і заміщується новою кісткою, а іони Mg^{2+} і Zn^{2+} , що виділяються, стимулюють диференціацію остеогенних клітин і прискорюють мінералізацію матриксу кістки.

Дослідження Wang (та ін.) [36] показало, що пористі імплантати з WE43 з пористістю $\sim 70\%$ імплантовані в дефект стегнової кістки кролика за 12 тижнів майже повністю заросли кістковою тканиною, при цьому імплантат розсмоктався на $\sim 30\%$, зберігаючи достатню міцність для підтримки механічної стабільності дефекту.

Перевагою перед керамічними або полімерними матрицями є висока міцність і здатність нести навантаження з перших днів після операції, а також остеоіндуктивний вплив продуктів розчинення магнію. У щелепно-лицьовій хірургії сплав WEZK може використовуватися для виготовлення резорбованих фіксаторів щелепно-лицьових кісток.

У нейрохірургії розглядається використання магнієвих мікрокліпс для фіксації частин черепа після краніотомії – такі кліпси розсмокчуться після зростання кістки, усуваючи ризик артефактів на МРТ, притаманних титановим пластинам.

У спінальній хірургії біорозчинні гвинти і стрижні з WEZK можуть стабілізувати хребці при переломах чи сколіозі, а згодом розчинитися, зменшуючи зношуваність хребта в довгостроковій перспективі.

1.9 Висновки та постановка задачі

Проведений огляд підтверджує високий потенціал сплаву WEZK у біоінженерії. Він здатен забезпечити тимчасову механічну функцію імплантата, біологічно сприяти регенерації тканин і розчинитись, коли у ньому зникає потреба.

Найбільш доцільними методами виготовлення виробів з WEZK є ті, що гарантують максимальну щільність та контроль мікроструктури – ХІП для масивних компонентів і SLM для пористих структур та складної геометрії.

У перспективі застосування WEZK-імплантатів – від травматології до кардіології – може революціонізувати підходи до лікування, зменшивши кількість повторних операцій та покращивши інтеграцію імплантатів в живі тканини. Таким чином, сплав WEZK та технології його обробки відкривають нові можливості для створення наступного покоління біорезорбованих імплантатів, що поєднують надійність на перших етапах та повне зникнення після виконання своєї лікувальної ролі.

Отже, метою цієї роботи є дослідження структури та механічних властивостей композиту системи Mg-30 мас.% WE43-20мас. %ZK-5 мас. %Zn. Для цього необхідно проробити наступні кроки:

- провести аналіз сучасних методів отримання виробів з магнію;
- обґрунтувати та обрати оптимальний склад порошку на основі Mg;
- охарактеризувати вихідні матеріали, провести дослідження морфології порошків, хімічного та гранулометричного складу;
- отримати зразки методом ХІП;
- дослідити вплив тиску ХІП на формування структури та механічних характеристик композитів на основі Mg;
- провести обговорення результатів та зробити відповідні висновки.

2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1 Методика проведення експерименту

Для виготовлення комбінованого композиту Mg-30 мас. %-WE43-20мас. %ZK61-5 мас. %Zn необхідно виконати такі етапи: змішування порошків сплавів WE43 і ZK61, сушка, ХП, спікання. Технологічна схема отримання композиту зображена на рисунку 2.1.

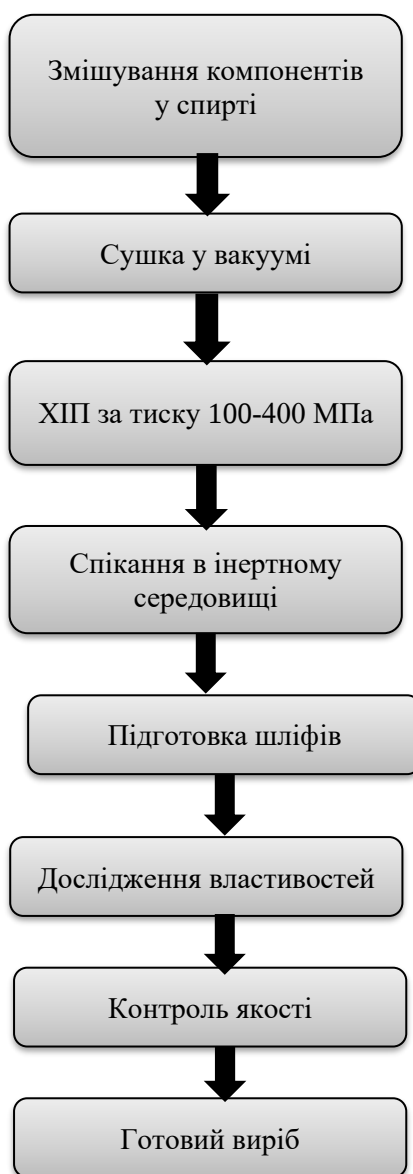


Рисунок 2.1 – Технологічна схема одержання композиту Mg-WE-ZK-Zn

2.2 Вихідні матеріали

За вихідні матеріали було взято порошки магнієвих сплавів WE43, ZK60 з середнім розміром частинок близько 40 мкм, що були отримані розпилюванням, зі співвідношенням 3Zn-1,5Y-1,5Nd-0,4Zr (у мас.%), решту сплаву становить механічно подрібнений чистий магній (магнієва стружка) розміром до 400 мкм.

У результаті проведених досліджень вибір складу композитів, що включає 30 мас.% магнію у вигляді стружки розміром 400 мкм, 20 мас.% сплаву WE43, 5 мас.% сплаву ZK та 5 мас.% цинку (Zn), отриманих методом холодного ізостатичного пресування (ХІП) з подальшим спіканням в аргоні. Магній у порошковому вигляді був відкинутий через його вибухонебезпечність, тому для забезпечення безпеки та стабільності процесу використана стружка розміром 400 мкм, що забезпечує оптимальну питому поверхню для ефективного спікання та дифузійного зварювання під тиском під час ХІП, сприяючи рівномірному розподілу напружень і зменшенню пористості. Додавання 20 мас.% WE43, який містить ітрій та рідкоземельні елементи, і 5 мас.% ZK з цирконієм підвищує корозійну стійкість і механічну міцність завдяки стабілізації структури під високими температурами, а ХІП забезпечує рівномірний розподіл цих легуючих елементів у матриці магнію. Цинк у кількості 5 мас.% додається як легуючий елемент для підвищення біосумісності та твердорозчинного зміцнення, оптимізуючи текучість розплаву під час ХІП для кращого заповнення пор і формування щільної структури, а спікання в аргоні запобігає окисненню магнію за температур 400–600 °С, гарантуючи чистоту інтерфейсів і стабільність хімічного складу. З медичної точки зору, магній у концентрації 30 мас.% є біосумісним і біорозкладним металом, який поступово розчиняється в організмі, вивільняючи іони Mg^{2+} , необхідні для метаболізму кісткової тканини, при цьому така пропорція дозволяє контролювати швидкість деградації та уникати надмірного виділення водню. WE43 у кількості 20 мас.% сповільнює корозію і сприяє остеоінтеграції, що критично для тривалого функціонування імплантатів,

таких як кісткові фіксатори, тоді як ZK (5 мас.%) і Zn (5 мас.%) покращують механічні властивості (міцність і пластичність) для витримування навантажень у кістковій тканині, при цьому цирконій утворює стабільні оксидні плівки, а цинк у малих дозах підтримує біологічну активність і регенерацію тканин.

2.3 Одержання композиту WEZK методом холодного ізостатичного пресування

Отримані порошки піддаються мокрому змішуванню зі спиртом, після чого їх було переміщено у вакуумну сушильну шафу, де процес сушки проходить за температурою 70°C, протягом години.

Після просушування порошок засипається у гнучкі прес форми, та піддається пресуванню у 100, 200, 300, 400 МПа, в установці холодного ізостатичного пресування, схема якої зображена на рисунку 2.2.

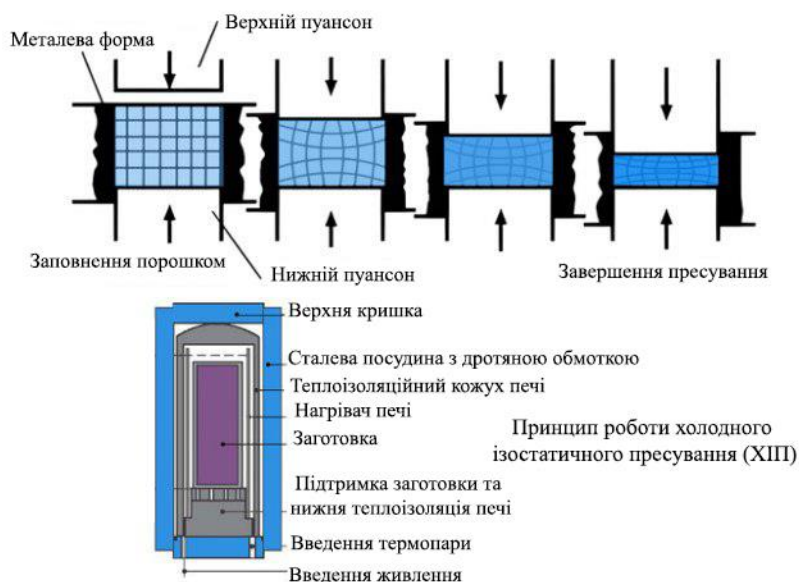


Рисунок 2.2 – Схема установки холодного ізостатичного пресування

Після формування суміші, заготовка потребує спікання для покращення міцності, власне спікання проводять за 550–600 °C, в інертному середовищі, в нашому випадку в аргоні, протягом 2 годин.

2.4 Дослідження мікроструктури

Отримані композитні зразки були розрізані навпіл, після чого їх поверхні піддавалися послідовному шліфуванню і поліруванню.

Процес шліфування проводився на спеціальному верстаті з використанням абразивних дисків, ступінь зернистості яких поступово підвищували за таким порядком: P180 – P320 – P600 – P800 – P1200 – P2500.

Завершальним етапом полірування було застосування алмазної пасти з розмірами зерен 3 мкм, а після цього – 1 мкм. Після ретельного полірування зразки вбудовували у бакелітовий порошок з метою підготовки до мікроструктурного аналізу.

Дослідження мікроструктури композитних матеріалів здійснювали методом металографічного аналізу, використовуючи оптичний мікроскоп NEORHOT-21 та растровий електронний мікроскоп Selmi PEM-106I (рис. 2.3) [39]



а

б

а – оптичний мікроскоп NEORHOT-21; б – растровий електронний мікроскоп Selmi РЭМ-106И

Рисунок 2.3 – Мікроскопи для дослідження мікроструктури матеріалів

2.5 Дослідження механічних властивостей

Механічні характеристики отриманих композитів досліджували на мікротвердомірі MHV-1000 (рис. 2.4) за прикладеного навантаження 0,2 Н. Кількість відбитків для кожного тиску пресування становить 15-20 для збільшення точності проведення дослідження.



Рисунок 2.4 – Мікротвердомір MHV 1000

3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

3.1 Вплив тиску ХІП на щільність отриманих композитів

На рисунку 3.1 наведено зміну щільності композитів після ХІП та після спікання в аргоні.

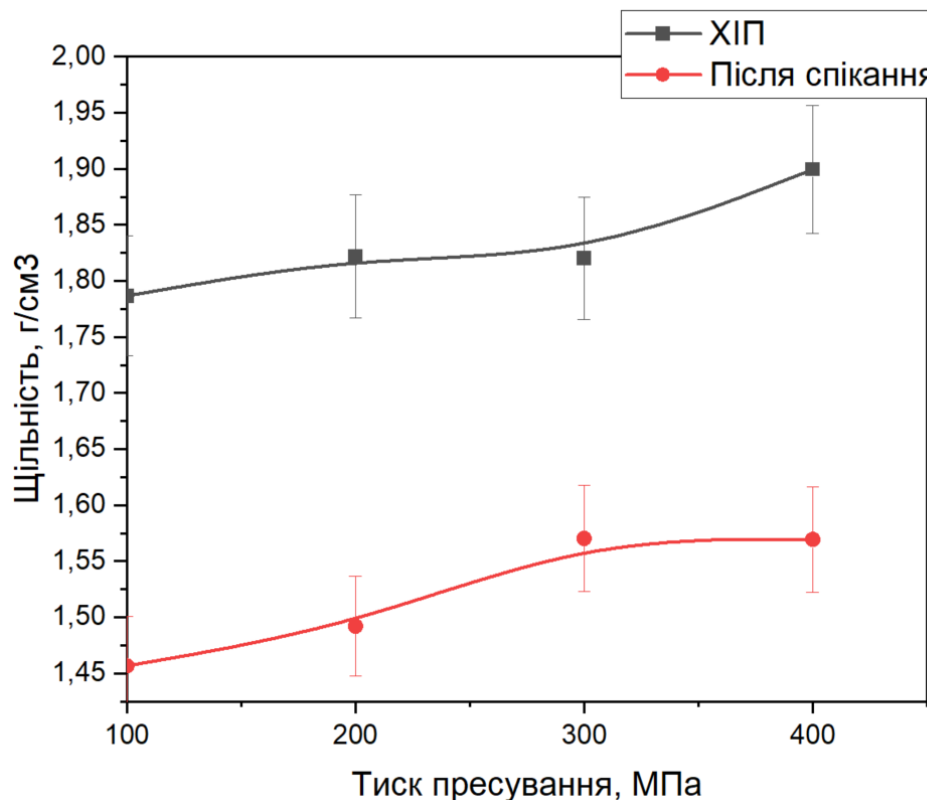


Рисунок 3.1– Залежність щільності композитів після ХІП та після спікання

Щільність зростає від приблизно 1,80 г/см³ за 100 МПа до 1,90 г/см³ за 400 МПа з помірною нелінійною поведінкою під час ХІП. Початкове значення (1,80 г/см³) відображає базову щільність компактованої стружки Mg і сплавів, тоді як максимум вказує на граничну щільність, досягну під час холодного пресування. Рівномірність передачі тиску під час ХІП забезпечує однорідне ущільнення стружки розміром 400 мкм і порошків WE43, ZK, Zn без локалізації центрів напружень. Це дозволяє уникнути зон підвищеної пористості та сприяє поступовому заповненню пор між частинками.

Після спікання щільність зростає від приблизно 1,45 г/см³ за 100 МПа до 1,55 г/см³ за 400 МПа, демонструючи меншу абсолютну щільність порівняно з ХІП,

але з подібною тенденцією до зростання.

Спікання в аргоні після ХІП призводить до часткового зменшення щільності через термічне розширення та можливе утворення пор під час дифузійних процесів.

Проте зростання щільності з тиском вказує на активізацію дифузійного зварювання між частинками, хоча повного усунення пор не відбувається.

Рівномірність тиску в ХІП забезпечує ізотропний розподіл тиску, що дозволяє рівномірно ущільнити стружку Mg і порошки сплавів без утворення локальних зон напружень. Це пояснює плавне зростання щільності з 1,80 до 1,90 г/см³, оскільки тиск ефективно стискає матеріал, зменшуючи порожнечі.

Вплив спікання полягає в тому, що дифузія атомів між частинками відбувається за низької температури порівняно з температурою плавлення Mg, що є неповним процесом.

Це призводить до меншої щільності 1,45–1,55 г/см³ через утворення залишкових пор, особливо за низького тиску 100 МПа.

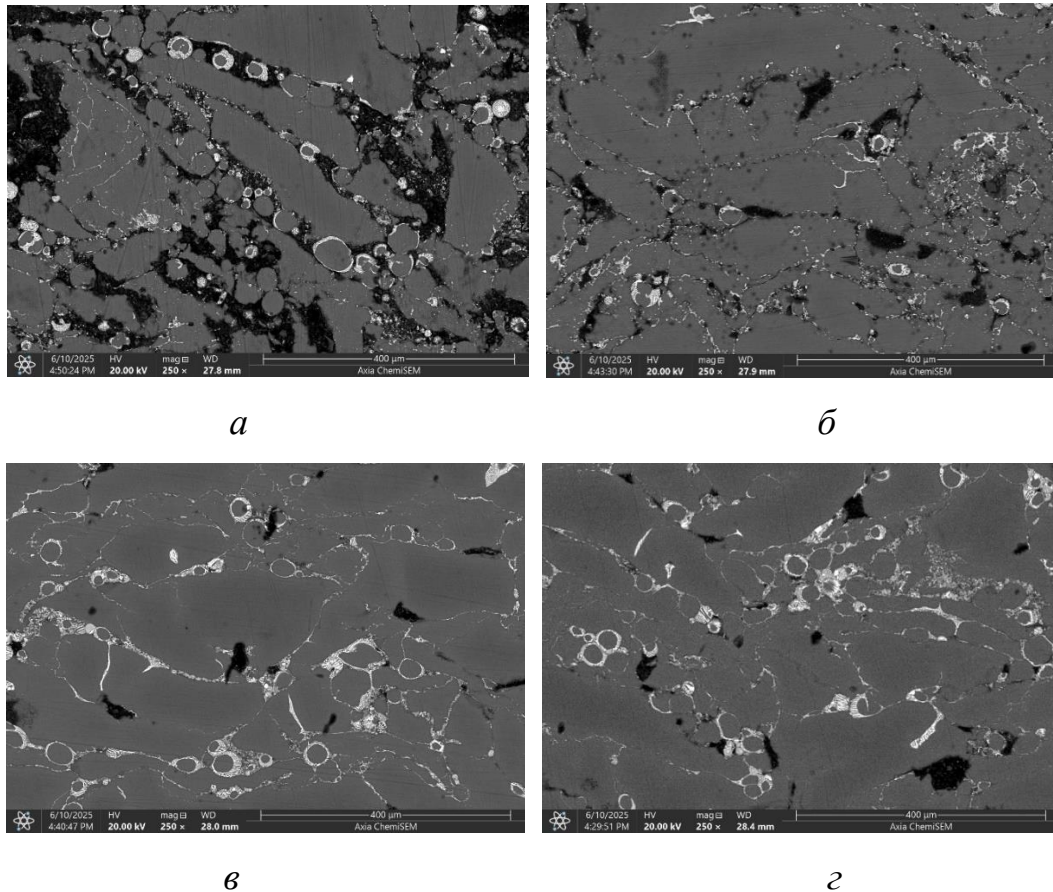
Зі збільшенням тиску до 400 МПа дифузія посилюється, частково компенсуючи пористість. Вплив складу проявляється в тому, що стружка Mg має більшу початкову пористість, ніж дрібніші порошки WE43 і ZK, що впливає на нижчу щільність після спікання. Додавання Zn сприяє твердорозчинному зміцненню, але не компенсує термічне розширення. Магній має гексагональну ґратку з основними площинами ковзання {0001} за низьких температур. Його механічна міцність порошку становить приблизно 20–50 МПа, а пластичність обмежена через малу кількість систем ковзання, що ускладнює деформацію під тиском. Сплав WE43 має підвищену міцність 150–200 МПа і корозійну стійкість завдяки стабілізації НСР-структури легуючими елементами, розширюючи площини ковзання. Сплав ZK з цирконієм і цинком демонструє міцність 120–180 МПа і кращу пластичність завдяки дрібнозернистій структурі, що полегшує ковзання. Поведінка щільності відображає ефективність ХІП у забезпеченні рівномірного ущільнення, тоді як спікання в аргоні частково компенсує пористість за високого тиску 400 МПа.

Обмежена щільність після спікання 1,55 г/см³ пояснюється низькою

температурою процесу та особливостями НСР-структури Mg. Додавки WE43 і ZK покращують механічні властивості, сприяючи кращій деформації та зчепленню частинок.

3.2 Дослідження мікроструктури композиту WEZK

На рисунку 3.2 зображено мікроструктуру зразків зі сплаву WEZK, які були спресовані під різними тисками. З зображення видно, що зі зростанням тиску пресування пористість матеріалу помітно зменшується, такий висновок можна зробити по темним включенням на мікроструктурі, які є порами.



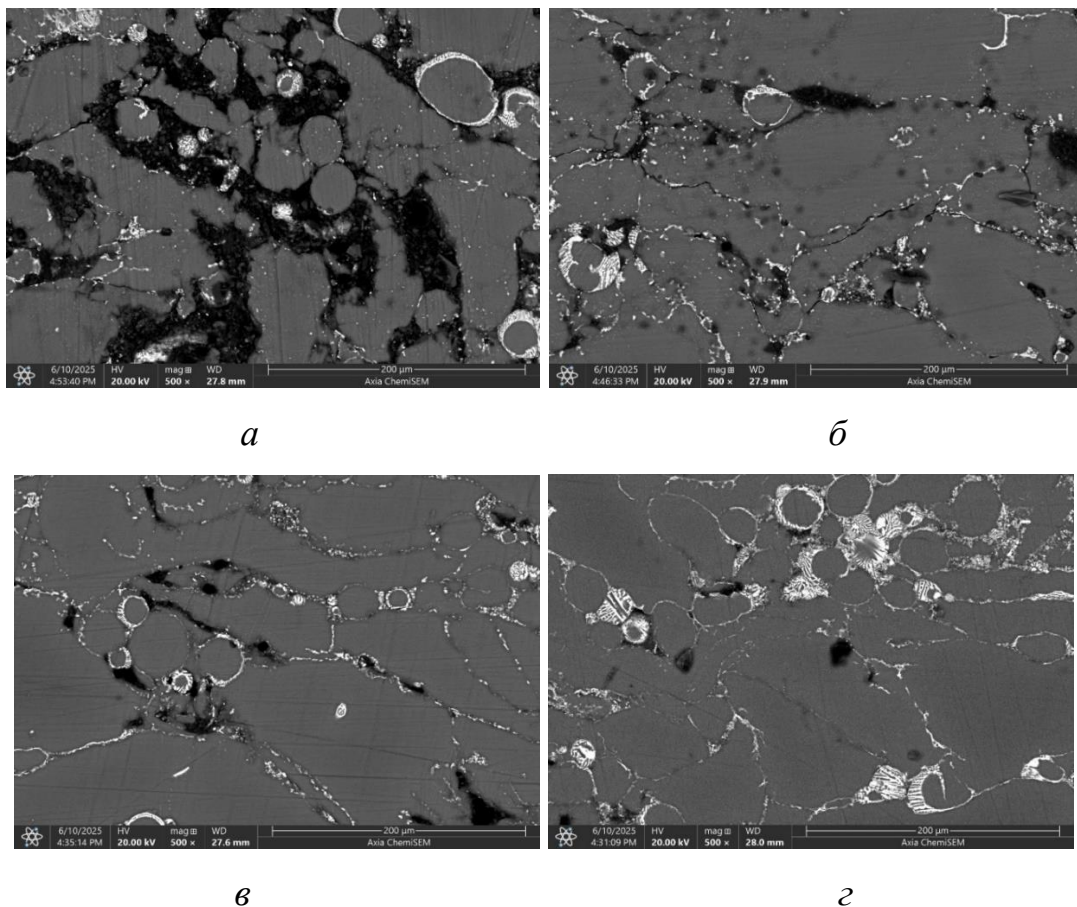
а – 100 МПа; б – 200 МПа; в – 300 МПа; г – 400 МПа

Рисунок 3.2 – Мікроструктура зразків зі сплаву WEZK, під різним тиском

За 100 МПа (рис. 3.2а) частинки порошку контактують лише в окремих точках, тому між ними залишаються значні порожнини. Структура такого

компактного пористого тіла є доволі рихлою, адже пори великі, місцями з'єднані між собою, утворюючи пористий каркас. Під час підвищення тиску вже до 200 МПа (рис. 3.2б) порошкові частинки ущільнюються щільніше – пори стають меншими і менш численними. За тиску 300 МПа (рис. 3.2в) більшість пор помітно зменшується в розмірі і ізолюється в межах меж частинок, структура набуває більш однорідного та щільного характеру. Та за максимального тиску 400 МПа (рис. 3.2г) спостерігається практично суцільне ущільнення матеріалу, залишаються лише поодинокі дрібні пори, а порошкові зерна максимально зближені та зрощені одне з одним. Отже, збільшення тиску ХПП від 100 до 400 МПа приводить до суттєвого зниження пористості й формування більш зв'язної, монолітної структури композиту.

На збільшених зображеннях (рис. 3.3) добре простежуються деталі контакту між частинками та форма пор.



а – 100 МПа; б – 200 МПа; в – 300 МПа; г – 400 МПа

Рисунок 3.3 – Мікроструктура зразків зі сплаву WEZK

Зокрема, для зразка, спресованого за 100 МПа (рис. 3.3а), межі між частинками залишаються чітко вираженими, видно, що зерна майже не деформувалися і дотикаються одне до одного на невеликій площі. Пори в цьому зразку великі та мають неправильну форму, що відображає початковий хаотичний характер укладання частинок під час засипання.

Натомість вже за 300 МПа (рис. 3.3в) і особливо 400 МПа (рис. 3.3г) контакт між частинками значно покращується завдяки їх пластичному зближенню, помітно розширення площ меж зерен і зчеплення частинок одна з одною. Темні порожнини набувають більш округлої форми і суттєво зменшуються в розмірах.

У зразку, спресованому за 400 МПа, порошкові зерна практично сформували суцільну матрицю з незначною кількістю ізольованих пор, тоді як за 100 МПа структура складається з окремих частинок, розділених пористими проміжками.

Ці результати демонструють, що тиск пресування є вирішальним фактором формування мікроструктури: зі збільшенням тиску порошковий композит переходить від пористого до майже монолітного стану.

Кількісно зменшення пористості підтверджується зростанням відносної густини компакту. Відомо, що підвищення тиску пресування збільшує щільність заготовки перед спіканням, усуваючи внутрішні пори та забезпечуючи однорідну мікроструктуру по всьому об'єму виробу [15]. Проте, подальше підвищення тиску понад ~350 МПа дає дедалі менший приріст щільності, оскільки матеріал наближається до свого граничного ступеня ущільнення – більшість пор закрито, і залишкова пористість мінімальна.

Таким чином, у інтервалі 300–400 МПа досягається практично максимальна компактність магнієвого порошку. Отриманий за цих тисків матеріал має рівномірну дрібнозернисту мікроструктуру, підвищену мікротвердість і міцність, достатню для використання в імплантатах. Зокрема, зростання тиску ХІІІ приводить до збільшення зв'язаності зерен після спікання, що покращує механічні характеристики композиту (твердість, міцність) та їх однорідність.

Помітне ущільнення структури за високих тисків пов'язане з механізмами порошкового ущільнення під час ХІІІ.

Загалом, процес пресування порошків проходить кілька стадій, на початковому етапі за малих навантажень частинки зміщуються відносно одна одної, заповнюючи великі порожнечі, руйнуються нестійкі «містки» і «арки» з частинок, утворені під час насипання порошку. На цій стадії навіть невелике зростання тиску дає різке збільшення щільності компактів.

На наступних етапах, коли частинки вже наблизились, підвищення тиску викликає пружно-пластичну деформацію їхніх виступів і контактних ділянок. Для пластичних матеріалів це призводить до часткового сплюснення та вигинання поверхонь у зонах контакту, за рахунок чого збільшується площа реального контакту між частинками.

Одночасно тертя та тиск сприяють зрушенню і руйнуванню окисних плівок на поверхні порошин, у місцях контакту матеріал переходить у металевий контакт. В результаті за високого тиску межі між зернами змінюються – виникають міцні металеві зв'язки, і частинки фактично зростаються ще до спікання.

Значна частина роботи деформування на пізній стадії витрачається вже на пластичну деформацію і подрібнення самих частинок. Коли більшість пор зникає, подальше ущільнення відбувається повільно і практично припиняється – матеріал досягає максимальної густини, можливого без нагріву.

Саме тому для WEZK-композиту тиск $\sim 350\text{--}400$ МПа виявився достатнім для досягнення граничної щільності пресування.

Важливо відзначити, що холодне ізостатичне пресування здійснюється всебічним гідростатичним тиском, завдяки чому ущільнення відбувається рівномірно по всьому об'єму зразка. На відміну від одновісного пресування, під час якого щільність заготовки знижується вздовж напрямку навантаження, ХІП забезпечує однаковий тиск на частинки з усіх боків. Відсутність тертя об стінки матриці та градієнтів ущільнення дозволяє отримувати однорідну структуру навіть у виробах складної форми.

Дослідження [27] показали, що під час застосування ХІП до магнієвих сплавів досягається вища однорідність мікроструктури та густини порівняно з

традиційним пресуванням. Таким чином, використання ізостатичного пресування дає переваги як з точки зору максимального рівня ущільнення, так і стосовно його рівномірності.

Після холодного пресування зразки піддавали спіканню за підвищеної температури (500–550 °C у вакуумі), що забезпечує дифузійне зрощення частинок між собою і перетворення компактів на монолітний матеріал. Щільніше упаковані частинки (за вищих тисках ХІП) забезпечують кращі умови для спікання, оскільки зерна вже мають велику площу контакту, дифузія на межах розповсюджується швидко і залишкові пори активно зникають.

Дрібні пори можуть повністю зникати в процесі спікання завдяки ефекту капілярного тиску, кожна порожнина подібна до газової бульбашки у твердій матриці, для якої, за законом Лапласа, створюється додатковий тиск, пропорційний поверхневому натягу і обернено пропорційний радіусу пори. Це означає, що дрібні пори мають більший внутрішній тиск, який «виштовхує» атоми матеріалу з стінок пори назовні, змушуючи пору стискатися і зникати.

Таким чином, висока початкова щільність пресованого композиту сприяє більш повному видаленню пор під час спікання. У зразках після спікання спостерігається суцільне зрощення порошкових зерен, особливо для компактів, спресованих за 300–400 МПа.

Можна зробити висновок, що застосування оптимального тиску ХІП забезпечує мінімальну пористість компактного тіла, а отже і максимальну густину та цілісність матеріалу після спікання. Зменшення пористості є надзвичайно важливим з огляду на біомедичне призначення матеріал, адже щільний магнієвий сплав має вищу міцність і витривалість, ніж пористий, що критично важливо для навантажуваних імплантатів. Також у щільнішому матеріалі корозія протікає більш рівносірно, відсутність розгалуженої системи пор означає меншу площу поверхні, схильну до електрохімічного розчинення. Зниження пористості, уповільнює деградацію імплантату і запобігає утворенню великих об'ємів газу в прилеглих тканинах. До того ж відсутність крупних пор покращує контакт імплантату з кістковою тканиною та зменшує ризик розростання сполучної тканини в

порожнини, що ослаблює імплантат, хоча для остеоінтеграції та доставки лікарських засобів можуть бути корисні пористі структури, але такі пори мають бути контрольованими і рівномірно розподіленими.

Технологія ХІП дозволяє за потребою формувати необхідну пористість шляхом введення пороутворювачів у порошок, але без використання пороутворювачів, ціллю є максимальне ущільнення.

Отримані результати підтверджують, що застосування оптимального тиску пресування (~350 МПа) дає змогу виготовити майже повністю щільний магнієвий композит без дефектів лиття, зі стабільною дрібнозернистою структурою.

3.3 Дослідження механічних властивостей композитів

Характер зміни механічних характеристик (рис. 3.4) показує пряму кореляцію між значеннями мікротвердості та тиском формування ХІП.

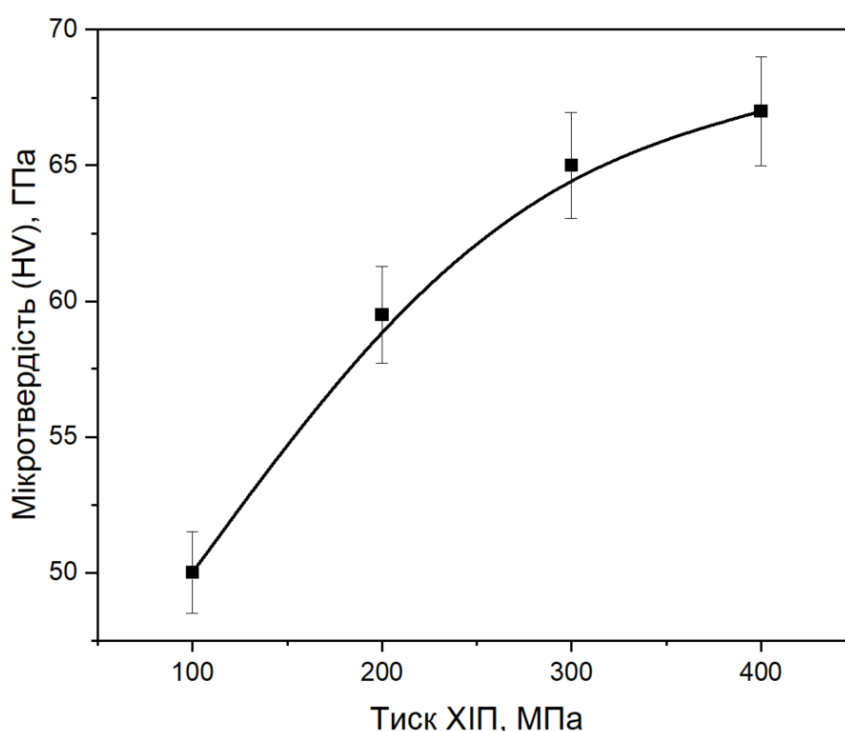


Рисунок 3.4 – Залежність зміни мікротвердості зразків від тиску формування ХІП

Зростання тиску від 100 до 400 МПа підвищує щільність і зменшує пористість, що прямо впливає на підвищення твердості з 50 до 70 HV. Як один з

можливих варіантів збільшення щільності може бути формування інтерметалевих сполук Mg-Zn під час спікання за 600 °C, яке збільшує механічні характеристики, особливо за високого тиску, де структура стає найбільш однорідною. Найвищі механічні властивості досягаються за 400 МПа. Утворення інтерметалевих сполук Mg-Zn (наприклад, MgZn_2) за 600 °C сприяє локальному зміцненню, оскільки ці фази мають вищу твердість ($\approx 100\text{--}150$ HV) порівняно з чистим Mg ($\approx 40\text{--}60$ HV). Однак надмірна кількість інтерметалів може викликати крихкість, що частково компенсується пластичністю WE43 і ZK61. Оптимальний баланс досягається за 400 МПа, де щільність і структура сприяють максимальному позитивному впливу цих фаз.

4 РОЗДІЛ ОХОРОНИ ПРАЦІ

Охорона праці є невід’ємною умовою стабільної та безпечної професійної діяльності. Це комплекс законодавчих, соціально-економічних, технічних, організаційних, санітарно-гігієнічних, медичних і профілактичних заходів та засобів, спрямованих на збереження життя, здоров’я й працездатності людей під час трудової діяльності [38].

Важливими функціями системи охорони праці є створення безпечних умов роботи, запобігання травмам і захворюванням, забезпечення засобів індивідуального й колективного захисту, а також соціального захисту постраждалих у разі аварій [38].

Місце проведення даних наукових досліджень повинно забезпечувати безпечні умови для інженерів-дослідників. Сучасний підхід до організації роботи в науковій лабораторії спрямований на уникнення можливих травм, створення оптимальних умов праці та ефективну нейтралізацію шкідливих факторів, які можуть призводити до професійних захворювань.

Головною метою цього розділу є визначення потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів, що можуть виникати під час виготовлення та дослідження магнієвого композиту методом ХІП, а також розробка практичних рекомендацій для підвищення безпеки та збереження здоров’я працівників.

Реалізація цих заходів дозволить уникнути можливих загроз та створити оптимальне середовище для всіх учасників науково-дослідних робіт.

4.1 Характеристика об'єкту (комплексу) та аналіз небезпечних факторів

Дипломна робота виконувалася в умовах лабораторії № 022, розташованої в навчальному корпусі № 9 НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», на базі Центрального конструкторського бюро Науково–виробничого об’єднання Інституту

електрозварювання ім. Є.О. Патона.

Основні характеристики приміщення та перелік наявного технологічного обладнання наведені в таблицях 4.1 і 4.2 відповідно, а загальний вигляд лабораторії представлений на рисунку 4.1.



Рисунок 4.1 – Лабораторія № 022

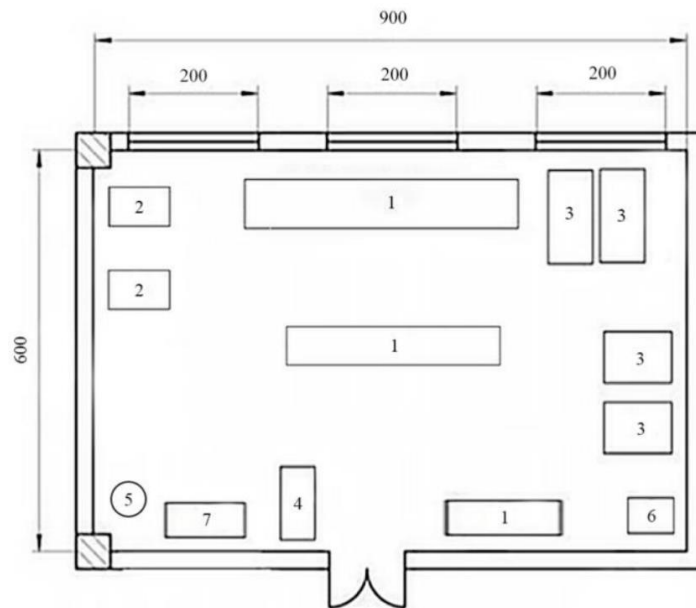
Таблиця 4.1 – Характеристики лабораторії

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

Згідно з даними таблиці 4, геометричні розміри лабораторії відповідають вимогам до виробничих приміщень, адже забезпечено достатню площу та об'єм на одного працюючого, а висота стелі 4,5 м навіть перевищує мінімально необхідну для приміщень такого типу. Це означає, що лабораторія відповідає чинним будівельним нормам щодо адміністративно-виробничих будівель ДБН В.2.2-28:2010 [39].

Планування приміщення також виконано з дотриманням норм відстані між

обладнанням та ширини проходів, що забезпечують зручність і безпеку переміщення персоналу відповідно до вимог (рис. 4.2).



1 – робочий стіл; 2 – гідравлічний прес; 3 – піч спікання; 4 – сушильна шафа 5 – вогнегасник; 6 – умивальник; 7 – шафа

Рисунок 4.2 – План дослідної лабораторії 022-9

Таблиця 4.2 – Специфікація технологічного обладнання

Найменування	Розміри Д×Ш×В, мм	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
Гідравлічний прес	1,3/0,8/1, 6	Максимальний тиск пресування 50 тон.	2	2
Сушильна шафа	1,2/1,8/1, 3	Потужність - 10,4 кВт	1	4
Піч спікання	1,1/1,7/2	Температура спікання – 1000 °С	4	3

Лабораторія № 022 оснащена вказаним у таблиці обладнанням, серед якого основними є п'ятидесяти тонний гідравлічний прес для випробувань матеріалів (рис. 4.3) та високотемпературна піч спікання (рис. 4.4). Окрім них, у приміщенні наявна муфельна піч та сушильна шафа для сушіння матеріалів.



Рисунок 4.3 – Гідравлічний прес



Рисунок 4.4 – Муфельна піч

Під час проведення експериментальних робіт у даній лабораторії було виявлено декілька потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів, а саме застосування хімічних речовин, що можуть спричинити шкідливий вплив на організм, окрім цього робота проводиться під дією підвищених температурах, що несе ризик перегрівання чи опіків. До того ж, було помічено вплив підвищеного рівня шуму та вібрації від роботи преса і печі, який може негативно позначатися на комфорті та здоров'ї працівника, та, нажаль, наявність запиленості повітря внаслідок роботи з порошковими матеріалами, що створює ризик для дихальної системи.

З огляду на інтенсивність фізичних навантажень, роботи в лабораторії належать до категорії «легких» (категорія 1б за ДСН 3.3.6.042-99) [38]. Ця категорія характеризується відносно незначними енерговитратами і виконується переважно у положенні сидячи або стоячи, допускається ходьба і легке перенесення предметів, тож рівень фізичного навантаження на працівників доволі невисокий, що відповідає нормам умов праці для лабораторних робіт

4.2 Оцінка ключових небезпечних та шкідливих виробничих факторів і розроблення заходів поліпшення (нормалізації) умов праці

4.2.1 Фізичні небезпеки

До фізичних небезпек у лабораторії насамперед відносяться ризики, пов'язані з роботою потужного преса та нагрівального обладнання (табл. 4.3). Гідравлічний прес створює значне зусилля (до 50 тонн), тому можливі небезпечні ситуації, пов'язані з його неконтрольованим рухом або руйнуванням деталей під високим тиском.

Зона циліндра преса є джерелом механічної небезпеки, у разі відмови гідросистеми або помилки оператора існує ймовірність раптового зміщення рухомої плити, що може призвести до травмування. Для мінімізації цього ризику персонал зобов'язаний дотримуватися інструкцій з техніки безпеки під час роботи на пресі, не допускати сторонніх предметів у зону пресування та регулярно

перевіряти справність клапанів та гідросистеми.

Важливо здійснювати постійний контроль тиску та проводити регулярне технічне обслуговування преса, оскільки в разі несправності різке підвищення тиску може викликати гідроудар або викид гідравлічної рідини, що небезпечно для працівника.

Таблиця 4.3 – Основні фізичні небезпеки, які створюються в технологічному процесі

Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Гідравлічний прес	Циліндр гідравлічного пресу	Високий тиск може спричинити несподіваний рух приладу; механічний шум	Робітник
Піч спікання	Вентиляція		Робітник

Нагрівальні елементи печей під час роботи розігріваються до високих температур, тому за неналежної ізоляції чи необережному поводженні можливі опіки. Джерелом небезпеки тут є відкриті гарячі поверхні та дверцята печі, торкання неізованих елементів може спричинити травму робітнику. Крім того, нагріті зразки і посуд також становлять загрозу, якщо їх недостатньо охолодити перед ручним контактом.

Для запобігання опікам персонал використовує засоби індивідуального захисту, а конструкція печей передбачає теплоізоляцію корпусу. Ввімкнене обладнання створює вібрацію та шум, що також належать до фізичних шкідливих факторів.

Гідравлічний прес під час роботи генерує механічні коливання, які передаються на основу та повітря, викликаючи шум і навіть вібрацію підлоги.

Піч спікання оснащена вентилятором для відводу гарячого повітря, робота якого також супроводжується шумом.

В цілому шум у лабораторії носить постійний характер і не містить різких імпульсних компонентів. Основними джерелами шуму є саме механічні частини преса та вентиляційна система печі. Під час одночасної роботи всіх агрегатів рівень шуму в приміщенні не перебільшує 75 дБА, а становить 65 дБА, згідно з замірами у лабораторії № 022, що також наведено у таблиці 4.4. Проте для запобігання негативному впливу монотонного шуму рекомендується впровадити регламентовані перерви в роботі та, за потреби, застосовувати засоби захисту слуху.

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки, що створюються в технологічному процесі

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
Шум	65 дБА	75 БА

4.2.2 Хімічні небезпеки

Під час виготовлення магнієвих композитів використовується порошковий магній та інші хімічні речовини, що може призводити до забруднення повітря робочої зони дрібнодисперсним пилом. У процесі підготовки порошкових сумішей і засипання їх у прес-форму неминує утворюються мікроскопічні частинки металевго пиу, які забруднюють повітряне середовище.

Виробничий пил є небезпечним та шкідливим фактором, ступінь впливу якого на організм людини залежить від концентрації пиу в повітрі, дисперсного складу та хімічних властивостей цих частинок.

Окрім шкоди здоров'ю працівників, пил створює небезпеку вибуху або займання, адже магнієвий пил, під час контакту з повітрям, утворює вибухонебезпечну суміш, яка може спалахнути від іскри або відкритого полум'я. Таким чином, контроль запиленості та заходи щодо її зниження є критично важливими для безпеки в лабораторії.

Основним способом нормалізації якості повітря у приміщенні є вентиляція.

В лабораторії № 022 встановлено систему вентиляції (рис. 4.5), яка витягує забруднене повітря з робочої зони, одночасно подаючи очищене свіже повітря. Така система відповідає вимогам будівельних норм щодо вентиляції виробничих приміщень ДБН В.2.5-67:2013 [40] і розрахована на зменшення концентрації шкідливих речовин до рівнів нижче гранично допустимих.

Для підвищення ефективності вентиляції можна встановити місцеві витяжні пристрої безпосередньо на робочих місцях, що допоможе не допустити поширення пилу по всьому об'єму кімнати.



Рисунок 4.5 – Вентиляція лабораторії № 022

4.2.3 Електробезпека

Робота у лабораторії пов'язана з використанням електричних установок та обладнання значної потужності, які наведені у таблиці 4.5. Електричний струм становить одну з найсерйозніших потенційних загроз, оскільки ураження струмом може статися під час найменшої несправності або нехтуванні правилами безпеки.

Ураження електричним струмом виникає, коли людина стає частиною електричного кола – струм проходить через її тіло. Наслідки можуть бути вкрай тяжкими, від термічних опіків шкіри до фібриляції серця і смертельного ураження. Тому питання електробезпеки є пріоритетними в експлуатації лабораторного обладнання.

Усі електричні установки в лабораторії повинні мати справну заводську ізоляцію, відкриті металеві частини корпусів пристроїв за стандартами мають бути

підключені до захисного заземлення, що гарантує, у разі пробою ізоляції струм піде в землю, а не через тіло людини.

Персонал лабораторії зобов'язаний регулярно перевіряти стан шнурів живлення та вилок перед використанням приладів, у разі виявлення дефектів ізоляції чи інших дефектів обладнання негайно відключається від мережі та передається в ремонт.

Згідно з «Правилами безпечної експлуатації електроустановок споживачів» ДНАОП 0.00-1.21-98 [41], усі працівники, що обслуговують діючі електроустановки напругою до 1000 В, повинні мати відповідну кваліфікаційну групу з електробезпеки, проходити інструктажі та періодичні перевірки знань.

Періодично має проводитись огляд електроустаткування та випробування захисного заземлення спеціалізованою службою.

Додаткові заходи електробезпеки включають підтримання належного порядку та сухості, оскільки вологість повітря може знижувати опір ізоляції і підвищувати ризик пробою, у приміщенні заборонено виконувати роботи з водою поблизу ввімкнених електроприладів, а всі випадки протікання негайно усуваються.

Розетки та електрощит мають бути обладнані автоматичними вимикачами та пристроями захисного відключення, які спрацьовують у разі витoku струму. Це забезпечує мінімізацію ризику отримання травм під час експлуатації обладнання.

Таблиця 4.5 – Основні небезпеки, які створюються при роботі з електричними приборами

Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Піч спікання	Корпус	Замикання дроту, пошкоджена ізоляція	Робітник, технологічний процес
Сушильна шафа	Корпус та кожух	Замикання дроту, пошкоджена ізоляція	Робітник, технологічний процес

4.2.4 Пожежна безпека

Пожежна безпека в лабораторії № 022 забезпечується через поєднання технічних засобів, організаційних заходів та підготовки персоналу. Лабораторія укомплектована необхідними засобами пожежогасіння, на стіні приміщення розміщено порошковий вогнегасник ВП-6 (місткістю 6 кг) для гасіння загорянь класу А, В, С (твердих, рідких речовин та електроустаткування).

В коридорі поруч із лабораторією знаходиться пожежний кран-комплект (рукав ПК-26) під'єднаний до внутрішнього пожежного водопроводу (рис. 4.7).

На видному місці в самій лабораторії розміщено схему евакуації на випадок пожежі (рис. 4.6), де показані евакуаційні виходи та шлях руху до них. Наявність такої схеми є обов'язковою відповідно до вимог пожежної безпеки для будівель навчальних закладів.



Рисунок 4.6 – План евакуації, розміщений в лабораторії № 022



Рисунок 4.7 – Пожежний рукав в коридорі, поруч із лабораторією № 022

Потенційні причини виникнення пожеж в лабораторії включають: електричні аварії, перегрівання електрообладнання у разі порушення режимів експлуатації, необережне поводження з відкритим вогнем або нагрівальними приладами, а також займання порошкового магнію чи інших легкозаймистих речовин (табл 4.6).

Таблиця 4.6 – Основні пожежні небезпеки, які створюються в технологічному процесі

Найменування	Джерело небезпеки	Причини	Наслідки небезпеки
Піч спікання	Нагрівальні елементи.	Коротке замикання; неналежне виконання правил пожежної безпеки;	Робітник, технологічний процес
Сушильна шафа	Блок електроніки, нагрівальні елементи	Коротке замикання; неналежне виконання правил пожежної безпеки;	Робітник, технологічний процес

Особливу небезпеку являють собою саме металеві порошки, адже за значного накопиченні вони можуть спалахнути від іскри, а гасіння металевого горіння звичайними засобами є неефективним.

Тому в лабораторії суворо заборонено паління, використання відкритого вогню та іскроутворюючих інструментів поблизу ділянок, де проводяться роботи з порошковими матеріалами. Всі електронагрівальні прилади оснащені терморегуляторами і автоматичними вимикачами, які відключають нагрів у разі перегріву або після завершення заданого часу, запобігаючи таким чином перегріванню та можливому займанню.

Завдяки регулярному обслуговуванню і перевіркам працездатності системи сигналізації та вогнегасників підтримується високий рівень готовності до можливих надзвичайних ситуацій. Вогнегасник ВП-6 підлягає періодичному технічному обслуговуванню згідно з встановленим графіком, а пожежний рукав перевіряється на цілісність.

Показники потенційно шкідливих впливів, що виникають під час нормальної роботи обладнання у лабораторії № 022, не перевищують встановлених гранично допустимих норм, що свідчить про дотримання діючих стандартів безпеки.

5 ОРГАНІЗАЦІЙНО-ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

5.1 Науково-технічна актуальність НДР

Науково-технічна актуальність даної науково-дослідницької роботи полягає у нагальній необхідності створення нових біорозчинних матеріалів для медичних імплантатів, які б одночасно відповідали високим механічним вимогам та мали здатність контрольованої біодеградації в умовах людського організму.

В останні десятиліття інтенсивний розвиток медицини значно підвищив попит на імпланти, що не потребують повторного хірургічного втручання для їх видалення після завершення своєї роботи.

Традиційні металеві імпланти мають низку суттєвих недоліків, зокрема ефект екранування навантаження, високу щільність, необхідність вторинної операції для видалення та ризик тривалого запального процесу. Альтернативним рішенням є біорозчинні магнієві сплави, серед яких сплав WEZK демонструє найбільш перспективні властивості для медичних застосувань завдяки поєднанню високої механічної міцності, контрольованої швидкості деградації та стимулювання процесу остеогенезу.

Водночас, однією з ключових технічних проблем є отримання даного сплаву із оптимальною мікроструктурою та мінімальною пористістю. Тому актуальною є розробка та вдосконалення методів виготовлення сплаву WEZK, таких як холодне ізостатичне пресування, іскро-плазмове спікання та адитивне виготовлення.

Застосування цих методів дозволяє контролювати процес формування деталей складної геометрії з заданими властивостями, що є критично важливим для медичних імплантатів, які використовуються в травматології, ортопедії та судинній хірургії. Таким чином, дана НДР має значну науково-технічну цінність, оскільки сприяє підвищенню ефективності лікування, зменшенню кількості повторних операцій та розширенню функціональних можливостей медичних імплантатів.

5.2 Розрахунок витрат на проведення НДР

Розрахунок усіх витрат організації та виконання НДР за наданою темою, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість.

Кошторис розробляється власне виконавцем роботи на основі календарного плану проведення досліджень, що надалі затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим [37].

5.2.1 Витрати на оплату праці

Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати», крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку) [37].

Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 5.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців (табл. 5.2).

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером-дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

Таблиця 5.1 – Трудомісткість етапів

Етапи НДР	Трудомісткість, людино-днів		
	Інженер- дослідник	Доцент	Лаборант
Підготовчий етап	3	2	3
Проведення експерименту	15	5	10
Написання записки	25	6	-
Оформлення, перевірка та захист	10	5	-
Разом	53	18	13

Таблиця 5.2 – Розрахунок фонду заробітної плати

Посада	Планова трудомісткість, людино-днів	Заробітна плата, грн		
		Місячний оклад	Денна заробітна плата	Усього за виконавцями
Інженер- дослідник	53	9840	468	24 804
Доцент	18	19658	655	11 790
Лаборант	13	7473	355	4 626
Разом				41 220

5.2.2 Єдиний соціальний внесок

Єдиний соціальний внесок (ЄСВ) – це обов’язкове відрахування на загальнодержавне соціальне страхування. З 1 січня 2016 р. ставка ЄСВ складає 22 %. Базою для нарахування ЄСВ слугують загальні витрати на оплату праці по темі (підсумок по табл.5).

$$\text{ЄСВ} = \text{ЗП} \cdot 0,22 \quad (5.1)$$

де ЗП – загальні витрати на оплату праці по темі.

Наразі ЄСВ буде становити:

$$\text{ЄСВ} = 42846 \cdot 0,22 = 9068,40 \text{ грн.}$$

5.2.3 Матеріали, необхідні для проведення досліджень

В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Розрахунки зводять за формою у табл. 5.3.

Таблиця 5.3 – Розрахунки витрат на матеріали

Найменування матеріалу	Стандарт	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн.	Сума, грн.
Порошок Mg–4Y–3Nd–0.4Zr (WE43)	98%	кг	0.10	3000	300
Порошок Mg–6Zn–0.5Zr (ZK63)	99,5%	кг	0.10	1500	150
Порошок магнію 99,9%	99%	кг	0.10	1000	100
Загальні витрати на матеріали					550

Транспортно-заготівельні витрати приймаємо на рівні 10 % від планової вартості загальних витрат на матеріали:

$$T_v = 550 \cdot 0,1 = 55 \text{ грн.} \quad (5.2).$$

У такому разі загальна сума витрат на закупівлю матеріалів та їх

транспортування буде становити:

$$B_M = 550 + 55 = 605 \text{ грн.} \quad (5.3).$$

5.2.4 Витрати на спеціальне обладнання

В роботі використовуються вже існуюче обладнання: установка ХІП , металографічний мікроскоп NEOPHOT-21 та растровий електронний мікроскопа Selmi РЭМ-106И, RIGAKU ULTIMA IV, мікротвердомір MHV-1000. Спеціальне устаткування не закуповувалось.

5.2.5 Вартість послуг сторонніх організацій

У виконанні даної роботи сторонні організації участі не приймали.

5.2.6 Витрати на службові відрядження

Під час виконання досліджень усі роботи проводилися з використанням лише наявного обладнання в лабораторіях КПІ ім. Ігоря Сікорського, Інституту матеріалознавства та зварювання ім. Є. О. Патона, тому витрати на виробничо-наукові відрядження не передбачені.

5.2.7 Інші прямі неврахована витрати

У цій статті поєднуються всі витрати на проведення НДР, що не увійшли до попередніх статей. Під час проведення роботи інші прямі витрати приймаємо на рівні 10 % від суми врахованих витрати на виконання НДР.

$$I_B = (ЗП + ЄСВ + V_M) \cdot 0,1 . \quad (5.4).$$

Наразі I_B буде становити:

$$I_B = (41220 + 9068,40 + 605) \cdot 0,1 = 5\,089,34 \text{ грн.}$$

5.2.8 Накладні витрати

Накладні витрати включаються до калькуляції кошторисної вартості теми пропорційно обсягам витрат на оплату праці основних виконавців або пропорційно сумі прямих витрат на виконання теми досліджень по нормативам організації-виконавця цього дослідження [37].

Ця стаття включає витрати, пов'язані з управлінням організацією-виконавцем теми, витрати на винахідництво і раціоналізацію; витрати на амортизацію основних засобів; витрати на науково-технічну інформацію; витрати на забезпечення нормальних умов праці і техніки безпеки; витрати на оплату послуг банків; податки, збори та інші обов'язкові платежі і витрати тощо [37].

Розглянемо варіант розрахунку накладних витрат пропорційно сумі прямих витрат на рівні 20 % [37].

$$H_B = (ЗП + ЄСВ + V_M + I_B) \cdot 0,2 , \quad (5.5).$$

Наразі H_B буде становити:

$$H_B = (41220 + 9068,40 + 605 + 5089,34) \cdot 0,2 = 11\,196,55 \text{ грн.}$$

5.2.9 Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми

Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл. 5.4).

Таблиця 5.4 – Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
Витрати на оплату праці	41220	Відповідно до розрахунків
Єдиний соціальний внесок	9068,40	22,0 % від загальних витрат на оплату праці
Матеріали для проведення досліджень	605	Відповідно до розрахунків
Енергоносії для проведення досліджень	—	Відповідно до розрахунків (у нашому випадку включаються у статтю накладні витрати)
Спецобладнання для наукових цілей	—	Відповідно до розрахунків (у нашому випадку включаються у статтю накладні витрати)
Вартість послуг сторонніх організацій	—	За договором із сторонніми організаціями (у нашому випадку включаються у статтю накладні витрати)
Витрати на службові відрядження	—	Відповідно до розрахунків (у нашому випадку не передбачено)
Інші невраховані прямі витрати по темі	5089,34	10 % від суми прямих розрахованих витрат по темі
Накладні витрати	11196,55	Відповідно до нормативів організації-виконавця теми (у нашому випадку 20 % від суми прямих витрат)
Усього витрат по темі	67179,29	Сума попередніх статей

5.3 Науково-технічна ефективність НДР

Розрахунок очікуваного економічного ефекту НДР необхідно для визначення доцільності проведення даної роботи. Проте він може бути розрахований лише по НДР, які безпосередньо спрямовані на створення нових матеріалів, покращення параметрів якості продукції, а також створення нових конструкцій [37].

Для визначення річного економічного ефекту скористаємося бальною системою оцінювання економічної ефективності за наступними показниками:

- важливість розробки (K_1);
- можливість використання результатів розробки (K_2);
- теоретичне значення та рівень новизни (K_3);
- складність дослідження (K_4) [37].

Коефіцієнт K_1 може приймати наступні значення:

- 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 являє собою частину відомчої програми – 5 балів;
- г) робота являє собою частину комплексної міжвідомчої програми з елементами впровадження результатів – 7 балів;
- д) робота є частиною міжнародної комплексної програми – 8 балів [37].

Коефіцієнт K_2 може приймати такі значення:

- а) результати розробки можна використати тільки в даному підрозділі – 1 бал;
- б) результати розробки можуть бути використані тільки однією організацією – 3 бали;
- в) результати розробки можуть бути використані декількома організаціями – 5 балів.

г) результатами розробки можуть користуватися в масштабах однієї галузі – 8 балів;

д) результатами розробки можуть користуватися у різних галузях – 10 балів [37].

Коефіцієнт K_3 може приймати такі значення:

а) робота являє собою аналіз, узагальнення або класифікацію відомої інформації, подібні результати раніше були відомі в досліджуваній галузі – 2 бали;

б) під час виконання роботи отримана нова інформація, яка доповнює уявлення про сутність досліджуваних процесів – 3 бали;

в) внаслідок виконання роботи отримана нова інформація, яка частково змінює уявлення про природу досліджуваних процесів – 5 балів;

г) внаслідок виконання НДР створені нові теорії, методики тощо – 6 балів;

д) отримана інформація формує принципово нові уявлення, які не були відомі раніше – 8 балів [37].

Коефіцієнт K_4 може приймати 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) робота виконується декількома підрозділами, витрати від 100 000 до 200 000 гривень – 7 балів;

д) робота виконується декількома організаціями, витрати понад 200 000 гривень – 9 балів [37].

Загальна бальна оцінка (Б) вираховується перемноженням коефіцієнтів [37]: $B = K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \cdot K_4$

В нашому випадку бальна оцінка ефективності згідно табл. 5.5 становить:

$$B = 3 \cdot 8 \cdot 3 \cdot 5 = 360 \quad (5.6).$$

Таблиця 5.5 – Бальна оцінка ефективності НДР

Показник оцінки ефективності НДР	Умовне позначення показника	Характеристики даної роботи	Кількість балів
Важливість розробки	K_1	Робота виконується за угодою про науково-технічне співробітництво	3
Можливість використання результатів розробки	K_2	Результатами розробки можуть користуватися в масштабах однієї галузі	8
Теоретична значимість та рівень новизни розробки	K_3	Під час виконання роботи отримана нова інформація, яка доповнює уявлення про сутність досліджуваних процесів	3
Складність дослідження	K_4	Роботу виконує один підрозділ, витрати від 50 000 до 100 000 гривень	3

Умовний ефект НДР розраховується за формулою:

$$E_{\text{НДР}}^y = 500 \cdot B - E_n \cdot V_{\text{НДР}} \quad (5.7);$$

де 500 – умовна вартість одного балу;

E_n – нормативний коефіцієнт економічної ефективності (може бути в межах 0,1 – 0,3);

$V_{\text{НДР}}$ – сумарні витрати на виконання НДР (підсумок табл. 13);

У нашому прикладі умовний ефект виконання НДР буде становити:

$$E_{\text{НДР}} = 500 \cdot 360 - 0,25 \cdot 67179,29 = 163205,18 \text{ грн.}$$

Економічна ефективність НДР визначається коефіцієнтом умовної економічної ефективності E_e . Він є відношенням умовного ефекту виконання НДР до сумарних витрат на виконання НДР та розраховується за формулою [37]:

$$E_e = \frac{E_{\text{НДР}}}{B_{\text{НДР}}} \quad (5.8).$$

У нашому прикладі E_e буде становити:

$$E_e = \frac{163205,18}{67179,29} = 2,43$$

Коефіцієнт умовної економічної ефективності науково-дослідної роботи становить 2,43 (перевищує одиницю), що свідчить про доцільність її виконання [37].

5.4 Висновки до розділу

Під час виконання даного розділу розраховали сумарні витрати на виконання НДР, який складає 67179,29 грн. Також визначили, що проведений економічний аналіз підтвердив доцільність даного науково-дослідницької роботи з економічної перспективи.

ВИСНОВКИ

У даній роботі досліджено вплив тиску холодного ізостатичного пресування на мікроструктуру та властивості біомедичного композиту на основі магнієвого сплаву WEZK.

Встановлено, що підвищення тиску ХІП від 100 до 400 МПа приводить до значного ущільнення матеріалу, пористість зменшується з утворенням майже суцільної структури за 300–400 МПа.

Оптимальним режимом пресування є тиск близько 350 МПа, за якого досягається максимальна щільність компактного тіла. Після спікання в середовищі аргону такі заготовки набувають рівномірної дрібнозернистої мікроструктури без литих дефектів.

Мінімізація залишкових пор забезпечує підвищення механічних властивостей.

Зразки, спресовані за 300–400 МПа, мають вищу мікротвердість і міцність, достатні для використання в імплантатах, тоді як за 100 МПа матеріал залишається пористим. Зменшення пористості також сприяє більш передбачуваний біокорозійній поведінці магнієвого сплаву в тілі людини, знижуючи ризики утворення газових порожнин та прискореного розчинення.

Отже, результати роботи підтверджують доцільність використання високого ізостатичного тиску для отримання щільних магнієвих композитів медичного призначення з поліпшеними експлуатаційними характеристиками.

CONCLUSIONS

In this study, the effect of cold isostatic pressing (CIP) pressure on the microstructure and properties of a biomedical composite based on the WEZK magnesium alloy was investigated.

It was established that increasing the CIP pressure from 100 to 400 MPa leads to significant densification of the material, with porosity decreasing and an almost fully dense structure forming at 300–400 MPa.

An optimal pressing regime corresponds to a pressure of approximately 350 MPa, at which maximum compact density is achieved. After vacuum sintering, such compacts exhibit a uniform fine-grained microstructure without casting defects.

Minimization of residual pores ensures improvement of both the mechanical properties and the uniformity of corrosion behavior of the composite.

Samples pressed at 300–400 MPa demonstrate higher microhardness and strength, sufficient for implant applications, whereas at 100 MPa the material remains porous and mechanically weaker. Reduced porosity also contributes to more predictable biodegradation behavior of the magnesium alloy in the human body, lowering the risks of gas cavity formation and accelerated dissolution.

Thus, the results confirm the feasibility of applying high isostatic pressure to obtain dense magnesium-based medical composites with enhanced performance characteristi

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Gupta A. P. New emerging trends in synthetic biodegradable polymers – Polylactide: a critique [Electronic resource] / A. P. Gupta, V. Kumar // European Polymer Journal. – 2007. – Vol. 43, № 9. – P. 4053–4074. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2007.06.045>. – Title from the screen. – Date of appeal: 17.04.2025.
2. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review [Electronic resource] / M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, G. Dias // Biomaterials. – 2006. – Vol. 27, № 9. – P. 1728–1734. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.10.000>. – Title from the screen. – Date of appeal: 17.04.2025.
3. Tsakiris V. Biodegradable Mg alloys for orthopedic implants – A review [Electronic resource] / V. Tsakiris, C. Tardei, F. M. Clicinschi // Journal of Magnesium and Alloys. – 2021. – Vol. 9. – P. 1884–1905. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.jma.2021.06.024>. – Title from the screen. – Date of appeal: 15.04.2025.
4. Čapek J. Properties of porous magnesium prepared by powder metallurgy [Electronic resource] / J. Čapek, D. Vojtěch // Materials Science and Engineering C. – 2013. – Vol. 33, № 1. – P. 564–569. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.msec.2012.10.002>. – Title from the screen. – Date of appeal: 25.04.2025.
5. Čapek J. Effect of sintering conditions on the microstructural and mechanical characteristics of porous magnesium materials prepared by powder metallurgy [Electronic resource] / J. Čapek, D. Vojtěch // Materials Science and Engineering C. – 2014. – Vol. 35. – P. 21–28. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.10.014>. – Title from the screen. – Date of appeal: 25.04.2025.
6. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review [Electronic resource] / K. K. Wong, W. W. Ho, H. M. Wong [et al.] // Biomaterials. – 2010. – Vol. 31, № 8. – P. 208–215. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.10.003>. – Title from the screen. – Date of appeal: 17.04.2025.

7. Gupta A. P. New emerging trends in synthetic biodegradable polymers – Polylactide: a critique [Electronic resource] / A. P. Gupta, V. Kumar // European Polymer Journal. – 2007. – Vol. 43, № 9. – P. 4053–4074. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2007.06.045>. – Title from the screen. – Date of appeal: 17.04.2025.
8. Preparation of medical Mg–Zn alloys and the effect of different zinc contents on the alloy [Electronic resource] / Y. Hu, X. Guo, Y. Qiao [et al.] // Journal of Materials Science: Materials in Medicine. – 2022. – Vol. 33. – Art. 9. – Mode of access : <https://doi.org/10.1007/s10856-021-06637-0>. – Title from the screen. – Date of appeal: 17.04.2025.
9. Ultrafine/nano WC–Co cemented carbide: overview of preparation and key technologies [Electronic resource] / Y. Wu, Z. Lu, Y. Qin [et al.] // Journal of Materials Research and Technology. – 2023. – Vol. 27. – P. 5822–5839. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2023.10.315>. – Title from the screen. – Date of appeal: 10.05.2025.
10. Sahu M. R. An overview of the recent developments in biodegradable Mg–Zn alloy [Electronic resource] / M. R. Sahu, A. Yamamoto // Journal of Magnesium and Alloys. – 2025. – Vol. 13. – P. 486–509. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.jma.2025.01.011>. – Title from the screen. – Date of appeal: 10.05.2025.
11. Biodegradable WE43 magnesium alloy produced by selective laser melting: mechanical properties, corrosion behavior, and in-vitro cytotoxicity [Electronic resource] / P. Lovašiová, T. Lovaši, J. Kubásek [et al.] // Metals. – 2022. – Vol. 12. – Art. 469. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/met12030469>. – Title from the screen. – Date of appeal: 01.06.2025.
12. In vitro degradation and biocompatibility of WE43, ZK60 and AZ91 biodegradable magnesium alloys [Electronic resource] / C. L. Liu, J. Jiang, M. Wang [et al.] // Advanced Materials Research. – 2011. – Vols 287–290. – P. 2008–2014. – Mode of access : <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.287-290.2008>. – Title from the screen. – Date of appeal: 01.06.2025.
13. Microstructure and corrosion of cast magnesium alloy ZK60 in NaCl solution [Electronic resource] / Z. Li, Z. Peng, K. Qi [et al.] // Materials. – 2020. – Vol. 13, № 17. – Art. 3833. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/ma13173833>. – Title from the screen. – Date of

appeal: 01.06.2025.

14. Історичні аспекти та перспективи використання ливарних магнієвих сплавів для імплантатів у медицині / В. О. Богуслаєв, Б. М. Тодуров, В. М. Чорний та ін. // *Металургія*. – 2015. – Вип. 1 (33). – С. 115–120.

15. Microstructure and mechanical behavior of an additive-manufactured (AM) WE43-Mg alloy [Electronic resource] / S. Gangireddy, B. Gwalani, K. Liu [et al.] // *Additive Manufacturing*. – 2019. – Art. in press. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.12.015>. – Title from the screen. – Date of appeal: 01.06.2025.

16. Chen J. Design and mechanical performance evaluation of WE43 magnesium-alloy biodegradable stents via finite-element analysis [Electronic resource] / J. Chen, F. Dong, S. Liu // *Metals*. – 2024. – Vol. 14. – Art. 704. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/met14060704>. – Title from the screen. – Date of appeal: 30.05.2025.

17. Biodegradable magnesium alloy (WE43) in bone-fixation plate and screw [Electronic resource] / S.-H. Byun, H.-K. Lim, K.-H. Cheon [et al.] // *Journal of Biomedical Materials Research. Part B: Applied Biomaterials*. – 2020. – Vol. 108B. – P. 2505–2512. – Mode of access : <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34582>. – Title from the screen. – Date of appeal: 31.05.2025.

18. Additive manufacturing of magnesium alloys for biomedical applications: critical review on sinterability and alloy development [Electronic resource] / A. Azadi, T. Ebel, M. Wolff [et al.] // *Journal of Materials Research and Technology*. – 2025. – Vol. 35. – P. 6986–7007. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2025.03.018>. – Title from the screen. – Date of appeal: 19.05.2025.

19. Investigation on the in vitro cytocompatibility of Mg-Zn-Y-Nd-Zr alloys as degradable orthopaedic implant materials [Electronic resource] / X. Song, L. Chang, J. Wang [et al.] // *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. – 2018. – Vol. 29. – Art. 44. – Mode of access : <https://doi.org/10.1007/s10856-018-6050-8>. – Title from the screen. – Date of appeal: 05.06.2025.

20. Biodegradable magnesium alloy (ZK60) with a poly(L-lactic)-acid polymer coating for maxillofacial surgery [Electronic resource] / S.-H. Byun, H.-K. Lim, S.-M. Lee [et al.] //

Metals. – 2020. – Vol. 10. – Art. 724. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/met10060724>. – Title from the screen. – Date of appeal: 05.06.2025.

21. ZK60-based alloys with high-strength and high-ductility: a review [Electronic resource] / Q. Yang, Z. Xie, J. Li [et al.] // Resources Chemicals and Materials. – 2023. – Vol. 2. – P. 151–166. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.recm.2023.03.002>. – Title from the screen. – Date of appeal: 30.05.2025.

22. Feng A. The microstructure, mechanical and corrosion properties of calcium-polyphosphate-reinforced ZK60A magnesium-alloy composites [Electronic resource] / A. Feng, Y. Han // Journal of Alloys and Compounds. – 2010. – Vol. 504. – P. 585–593. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2010.06.013>. – Title from the screen. – Date of appeal: 30.05.2025.

23. High-temperature deformation flow of a ZK60A magnesium alloy after extrusion [Electronic resource] / M. Kawasaki, H.-J. Lee, M. C. Oh, B. Ahn // Archives of Metallurgy and Materials. – 2015. – Vol. 60, № 2. – P. 1327–1334. – Mode of access : <https://doi.org/10.1515/amm-2015-0124>. – Title from the screen. – Date of appeal: 31.05.2025.

24. Biomechanical stability of magnesium plate and screw fixation systems in LeFort I osteotomy: a three-dimensional finite-element analysis [Electronic resource] / S.-M. Cho, B.-E. Yang, W.-H. Kim [et al.] // Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery. – 2024. – Vol. 46. – Art. 40. – Mode of access : <https://doi.org/10.1186/s40902-024-00451-8>. – Title from the screen. – Date of appeal: 31.05.2025.

25. Microstructure, mechanical properties and deformation mechanisms of an as-cast Mg-Zn-Y-Nd-Zr alloy for stent applications [Electronic resource] / T. Wang, H. Zhou, L. Wang [et al.] // Journal of Materials Science & Technology. – 2019. – Vol. 35. – P. 1211–1217. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.01.007>. – Title from the screen. – Date of appeal: 17.05.2025.

26. Wang Q. Grain growth of ice doped with soluble impurities [Electronic resource] / Q. Wang, S. Fan, C. Qi // The Cryosphere. – 2024. – Vol. 18. – P. 1053–1084. – Mode of access : <https://doi.org/10.5194/tc-18-1053-2024>. – Title from the screen. – Date of appeal: 17.05.2025.

27. Оптимізація процесу холодного ізостатичного пресування порошків магнію та його сплавів [Електронний ресурс] / В. І. Шеремет, М. Я. Втерковський, С. Ю. Тесля, Т.

О. Соловійова // Наукові нотатки. – 2024. – № 79–80. – С. 65–70. – Режим доступу : <https://doi.org/10.36910/775.24153966.2024.79.9>. – Назва з екрана. – Дата звернення: 01.06.2025.

28. Microstructure, mechanical, corrosion, and ignition properties of WE43 alloy prepared by different processes [Electronic resource] / D. Dvorský, J. Kubásek, K. Hosová [et al.] // Metals. – 2021. – Vol. 11. – Art. 728. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/met11050728>. – Title from the screen. – Date of appeal: 05.06.2025.

29. Tokita M. Progress of spark plasma sintering (SPS) method, systems, ceramics applications and industrialization [Electronic resource] / M. Tokita // Ceramics. – 2021. – Vol. 4. – P. 160–198. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/ceramics4020014>. – Title from the screen. – Date of appeal: 11.05.2025.

30. Femtosecond laser-produced hydrophobic hierarchical structures on additive-manufacturing parts [Electronic resource] / L. Jiao, Z. Y. Chua, S. K. Moon [et al.] // Nanomaterials. – 2018. – Vol. 8. – Art. 601. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/nano8080601>. – Title from the screen. – Date of appeal: 19.05.2025.

31. Possibilities of manufacturing products from cermet compositions using nanoscale powders by additive-manufacturing methods [Electronic resource] / S. Grigoriev, T. Tarasova, A. Gusarov [et al.] // Materials. – 2019. – Vol. 12. – Art. 3425. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/ma12203425>. – Title from the screen. – Date of appeal: 19.05.2025.

32. Biodegradable WE43 magnesium alloy produced by selective laser melting: mechanical properties, corrosion behavior, and in-vitro cytotoxicity [Electronic resource] / P. Lovašiová, T. Lovaši, J. Kubásek [et al.] // Metals. – 2022. – Vol. 12. – Art. 469. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/met12030469>. – Title from the screen. – Date of appeal: 31.05.2025.

33. Effect of heat treatment on the mechanical and corrosion properties of Mg-Zn-Ga biodegradable Mg alloys [Electronic resource] / V. Bazhenov, A. Lyskovich, A. Li [et al.] // Materials. – 2021. – Vol. 14. – Art. 7847. – Mode of access : <https://doi.org/10.3390/ma14247847>. – Title from the screen. – Date of appeal: 31.05.2025.

34. High-strength WE43 microlattice structures additively manufactured by laser powder-bed fusion [Electronic resource] / H. Hyer, L. Zhou, Q. Liu [et al.] // Materialia. – 2021. – Vol. 16. – Art. 101067. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.mtla.2021.101067>. – Title

from the screen. – Date of appeal: 03.05.2025.

35. Biodegradable magnesium-alloy WE43 porous scaffolds fabricated by laser powder-bed fusion for orthopedic applications: process optimization, in vitro and in vivo investigation [Electronic resource] / J. Liu, B. Liu, S. Min [et al.] // *Bioactive Materials*. – 2022. – Vol. 16. – P. 301–319. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.02.020>. – Title from the screen. – Date of appeal: 03.05.2025.

36. Effects of gas produced by degradation of Mg-Zn-Zr alloy on cancellous bone tissue [Electronic resource] / J. Wang, H. Jiang, Y. Bi [et al.] // *Materials Science and Engineering C*. – 2015. – Vol. 55. – P. 556–561. – Mode of access : <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.05.082>. – Title from the screen. – Date of appeal: 03.05.2025.

37. Методичні вказівки до виконання техніко-економічного обґрунтування науково-дослідної роботи студентів : метод. вид. / НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського». – Київ : НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2025. – 48 с.

38. Охорона праці та цивільний захист : навч. посіб. [Текст] / О. Г. Левченко, О. І. Полукаров, В. В. Зацарний та ін. ; за ред. О. Г. Левченка. – Київ : Основа, 2019. – 472 с.

39. Будинки адміністративного та побутового призначення : ДБН В.2.2-28:2010. – [Чинний від 01.10.2011]. – Київ : Мінрегіонбуд України, 2011. – 52 с.

40. Опалення, вентиляція та кондиціонування : ДБН В.2.5-67:2013. – [Введено з 01.01.2014]. – Київ : Держстандарт України, 2014. – 240 с.

41. Про затвердження Правил безпечної експлуатації електроустановок споживачів : ДНАОП 0.00-1.21-98. – [Введено з 09.01.1998]. – Київ, 1998. – 394 с.