

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»

Фізико-технічний, Інженерно-фізичний факультет
(повне найменування інституту, факультету)
Кафедра фізичного матеріалознавства
(повне найменування кафедри)

Пояснювальна записка

до дипломного проекту (роботи)

магістр

(ступінь вищої освіти)

на тему «Дослідження впливу інтенсивної пластичної
деформації на структуру та властивості техніко
логічного сплаву.»

Виконав: студент(ка) V курсу, групи 19-218м

Спеціальності 132 Матеріалознавство
(код і найменування спеціальності)

Освітня програма (спеціалізація)

Прикладне матеріалознавство
Бордієнко М. Р.
(прізвище та ініціали)

Керівник Ткач Д. В.

(прізвище та ініціали)

Рецензент Павленко Д. В.

(прізвище та ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»
 (повне найменування закладу вищої освіти)

Інститут, факультет Різно-технічний, інженерно-фізичний факультет
 Кафедра фізичного матеріалознавства
 Ступінь вищої освіти магістр
 Спеціальність _____

(код і найменування)

Освітня програма (спеціалізація) прикладне матеріалознавство
 (назва освітньої програми (спеціалізації))

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Клинове О.П.

« 13 » 12 20 19 року

ЗАВДАННЯ
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТА(КИ)

Гордієнко Максим Романович
 (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Дослідження впливу інтенсивної пластичної деформації на структуру та властивості технічного чистого титану

керівник проекту (роботи) Ткач Рар'є Володимирівна
 (прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом закладу вищої освіти від « 14 » жовтня 20 19 року № 388

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 06.12.2019

3. Вихідні дані до проекту (роботи) _____

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) 1) Літературний огляд; 2) Матеріали та методи дослідження; 3) Дослідження впливу чинників екструзії на структуру, механічні властивості та корозійну стійкість титану ВТ-0; 4) Охорона праці та навколишнього середовища; 5) Економічна частинка

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

Презентація. Мета і задачі дослідження; Експериментальний та копіювальний зразок; Технічна екструзія; Зміна швидкості корозії та механічного показника корозії протягом часу закручення зразків.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	прийняв виконане завдання
1-3	Ткач Р.В., к.т.н.		
4	Кесферов О.В. к.т.н. доцент		
5.	Крушкова В.В. доцент, к.е.н.		
Кормокофарь	Ткач Р.В., к.т.н., доцент	10.09.19	12.12.19
			16.12.19

7. Дата видачі завдання « 13 » березня 20 19 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1.	Літературний огляд	12.05.2019	
2.	Матеріали та методи досліджень	20.09.2019	
3.	Дослідження впливу тискової експлуатації на структуру, механічні властивості та корозійну стійкість бетону ВГ1-О.	10.10.2019	
4.	Охорона праці та навколишнього середовища	06.11.2019	
5.	Економічне частинка	09.12.2019	

Студент(ка)

Горб
(підпис)

Гордієнко М.Р.
(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

Горб
(підпис)

Ткач Р.В.
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Дипломний проект : 90 стор., 16 рис., 14 табл, 24 джерел

Плановане використання імплантатів, виготовлених з наноструктурованого титану вимагає проведення великого комплексу досліджень, завданням яких є прогнозування тривалої поведінки імплантатів в середовищі організму на перспективу впродовж декількох десятиків років. Найбільш критичними для металевих матеріалів є умови, коли навантаження і корозія впливають протягом тривалого часу.

Мета дослідження: метою роботи було підвищення експлуатаційних властивостей титану BT1-0 при обробці методом гвинтової екструзії для покращення експлуатаційної надійності виробів медицини, а також вивченню корозійної поведінки технічно чистого титану BT1-0 з субмікрокристалічною структурою (у вихідному стані, у відпаленому та рекристалізованому), а також BT1-0 отриманого литвом (вихідний та термічно оброблений) з крупнозеренною структурою в 20% розчині HCl та прогнозування стабільності сплавів титану в середовищі організму, в тому числі в субмікрокристалічному стані, в умовах впливу корозійного середовища.

Наукова новизна отриманих результатів: в процесі дослідження особливостей поведінки титану BT1-0 в різних станах в корозійному середовищі розчину 20% HCl встановлено особливості поведінки матеріалу на початкових етапах взаємодії. Виявлено, що формування гідридної плівки приводить до підвищення стійкості технічно чистого титану підданого інтенсивній пластичній деформації.

Практичне значення одержаних результатів. Розв'язано актуальне завдання підвищення експлуатаційних властивостей виробів з технічно чистого титану BT1-0 формуванням субмікрокристалічної структури.

Отримані результати механічних випробувань зразків із субмікрокристалічною структурою при статичних навантаженнях

дозволяють прогнозувати експлуатаційну довговічність реальних елементів конструкцій з технічно чистого титану.

Отримані дані, щодо швидкості корозії, та глибинного показника корозії дають змогу розглядати VT1-0 як корозійностійкий матеріал для виготовлення ендопротезів.

ТИТАН, ЕНДОПРОТЕЗ, СУБМІКРОКРИСТАЛІЧНА СТРУКТУРА, ЦИКЛ, ГВИНТОВА ЕКСТРУЗІЯ, МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ, ШВИДКІСТЬ КОРОЗІЇ, ГЛИБИННИЙ ПОКАЗНИК КОРОЗІЇ, СОЛЯНА КИСЛОТА, ПОТЕНЦІАЛ, ГРАНИЦІ ЗЕРЕН

Зміст

Вступ.....	8
1 Літературний огляд	10
1.1 Ендопротезування. Матеріали, що використовуються в медицині	10
1.2 Аналіз особливостей структурних змін металевих матеріалів при використанні різних методів інтенсивної пластичної деформації.....	14
1.3 Корозійна стійкість титану і його сплавів, як необхідна умова застосування в медицині	17
1.4 Вплив ІПД на корозійну стійкість.....	23
2 Матеріал та методи дослідження корозійних досліджень.....	28
2.1 Матеріал дослідження	28
2.2 Дослідження мікроструктури	31
2.3 Випробування на розтяг	32
2.4 Підготовка розчину та зразків для випробувань швидкості корозії.....	33
2.5 Дослідження швидкості корозії.....	34
2.6 Виготовлення та поверхнева обробка імплантів	35
3 Дослідження впливу гвинтової екструзії на структуру, механічні властивості та корозійну стійкість титану BT1-0	37
3.1 Трансформація кристалічної структури титану BT1-0 в процесі гвинтової екструзії.....	37
3.2 Аналіз впливу структурних факторів на механічні властивості титану BT1-0 після гвинтової екструзії.....	40
3.3 Дослідження впливу гвинтової екструзії на корозійну стійкість титану BT1-0.....	46
4 Охорона праці та навколишнього середовища	54
4.1 Аналіз потенційних небезпек.....	54
4.2 Заходи забезпечення безпеки.....	55
4.3 Заходи забезпечення виробничої санітарії та гігієни праці.....	63

4.4 Заходи забезпечення безпеки у разі виникнення надзвичайних ситуацій	66
5. Економічна частина	70
5.1 Тенденції розвитку світового ринку технологій.....	70
5.2 Техніко-економічні розрахунки.....	71
Список використаної літератури	81

ВСТУП

Суглоби виконують самі природні і прості рухи в життєдіяльності людини. Але з їх хворобливим станом порушується повсякденний життєвий ритм, здатність виконувати самі звичайні для здорової людини дії. Хірургічна операція із заміни суглобів - це дієва, а часто і єдина можливість по відновленню рухливості суглоба. Ендопротезування суглоба - це заміна суглобових компонентів високоякісними імплантатами. У зв'язку з цим найбільш доцільно для виготовлення виробів медичного призначення, що в процесі експлуатації зазнають впливу біологічного середовища, використовувати саме чистий титан, а не сплави на його основі. У сучасній медицині технічно чистий титан типу ВТ1-0 успішно застосовується для виготовлення пластин та спиць для остеосинтезу, стоматологічних імплантатів, хірургічних інструментів тощо. Проте існує подальша необхідність розширення спектру виробництва різного типу імплантатів, оскільки одним з першочергових завдань медицини є не тільки відтворення окремих втрачених функцій, але й збереження високих кондицій організму пацієнта.

Впродовж останнього десятиріччя ведеться активна робота по вдосконаленню існуючих і створенню принципово нових матеріалів для металофіксаторів переломів кісток і ендопротезів суглобів. Основними вимогами до матеріалів даної категорії є біохімічна та біомеханічна сумісність, конструкційна міцність і надійність, технологічність.

Найбільш поширеними матеріалами для виготовлення імплантатів для травматології, ортопедії та стоматології є титанові сплави. У порівнянні з іншими металевими матеріалами титанові сплави мають комплекс властивостей, які зумовлюють їх успішне використання в медицині: висока біоінертність, корозійна стійкість, більш низькі в порівнянні зі сталлю модуль пружності і питома вага. Висока корозійна стійкість титану пов'язана

зі швидким утворенням на його поверхні пасивної оксидної плівки, міцно пов'язаної з основним металом і виключає безпосередній контакт металу з корозійно-активним середовищем.

При розробці нових металевих матеріалів для імплантації з метою підвищення біосумісності висувається умова відсутності в їх складі навіть малих кількостей токсичних елементів, що викликають місцеві запальні процеси або впливають на загальні обмінні процеси в організмі (особливо, що мають канцерогенні властивості). Зокрема, гостро постає питання про неприпустимість використання в титанових сплавах в якості легувальних елементів (для підвищення міцності або додання функціональних властивостей) нікелю, ванадію і навіть алюмінію, або про підвищення ефективності блокування виходу іонів зазначених металів в біологічне середовище.

Один з підходів виключення токсичних зміцнюючих легувальних елементів в титані, реалізований на практиці, заснований на використанні наноструктурованого технічно чистого титану (марки VT1-0), для якого зміцнення досягається за рахунок подрібнення зерен до розмірів в кілька сотень нанометрів.

Плановане використання імплантатів, виготовлених з наноструктурованого титану вимагає проведення великого комплексу досліджень, завданням яких є обґрунтування і прогнозування тривалої поведінки імплантатів в середовищі організму на перспективу до декількох десятиків років. Необхідна перевірка тих фізико-хімічних і механічних властивостей нових матеріалів, які пов'язані з процесами еволюції їх структурно-фазового стану, в тому числі при впливі корозійного середовища.

Тому головним метою даної роботи було дослідження корозійної стійкості титану VT1-0 з субмікрокристалічною (СМК) структурою для прогнозування тривалої термомеханічної стабільності в середовищі організму.

1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

1.1 Ендопротезування. Матеріали, що використовуються в медицині

У сучасній ортопедії і травматології металеві імплантати застосовуються для фіксації кісткових відламків (спиці, пластинки, гвинти, дріт), виготовлення ендопротезів суглобів та кісток. Протез - штучне пристосування, здатне замінити функцію певного органу. Якщо протез розташовується всередині людського тіла, то він називається ендопротезом.

Ендопротезування суглоба - це операція по заміні компонентів суглоба імплантатами, які мають анатомічну форму здорового суглоба і дозволяють виконувати весь обсяг рухів. Після подібних операцій пацієнт забуває про болі в суглобах і повертається до активного життя. У центрі проводяться операції з ендопротезування великих (колінні, тазостегнові, плечові, ліктьові) і дрібних (суглоби пальців) суглобів.

Матеріали, з яких виготовляють сучасні ендопротези суглобів, мають високу міцність і хорошу приживлюваність в організмі людини. Тому термін їх служби складає в середньому 15-20 років, а в багатьох випадках хворі користуються ними до 30 років. При зносі ендопротеза його замінюють новим.

Металеві ендопротези виготовляють з різних неіржавіючих сталевих сплавів. Вони фіксуються до кістки за допомогою спеціального цементу, що представляє собою акрилову смолу і сплави кобальту, хрому. Для виготовлення ковзних компонентів ендопротезів, наприклад, головки плечової або стегнової кістки, використовують сплави титану. А для виготовлення поверхонь ковзання застосовують надміцний поліетилен і алюмооксидну кераміку.

Основною особливістю виготовлення імплантатів різних типів є як раз протиріччя між основними вимогами до матеріалу. Біосумісні матеріали які широко використовуються в ортопедії і травматології, володіють високим

рівнем реактогенності, реактивності і сприятливим генералізованим (системним) впливом на організм, часто виявляються нездатними витримувати навантаження, що діють на ендопротез. У той же час високоміцні конструкційні матеріали не володіють усім спектром властивостей, що характерні біоматеріалам, і, таким чином, їх застосування завдає непоправної шкоди здоров'ю людини. Зазначене протиріччя вирішується шляхом деякого компромісу між міцністю і біосумісністю ціною якого, в кінцевому підсумку, є здоров'я пацієнта. [1].

Найбільш широке застосування в медицині отримали технічно чистий нелегований титан з різним вмістом кисню (BT1-0, BT1-00), а також сплав титану, додатково легований ванадієм і алюмінієм Ti-6Al-4V (BT6) . Менш вживаними є сплави з додаванням заліза і ніобію: Ti-5Al-2,5Fe і Ti-6Al-7Nb. Технічно чистий титан використовується переважно для дентальних імплантатів, як правило, з додатковою модифікацією поверхні: біоактивні покриття на основі кальцій-фосфатних сполук, пористі покриття. Нелегований титан має нижчу міцність, ніж його сплави з легувальними добавками, але при цьому його міцність приблизно в п'ять разів перевершує міцність кісткової тканини [2] (табл. 1.1.). Сплави на основі титану частіше використовуються в ортопедичній хірургії, для виготовлення імплантатів у формі спиць, цвяхів, пластин і гвинтів для фіксації і стабілізації переломів, а також для створення штучних суглобів людини.

Організм людини добре переносить конструкції з титанового сплаву. Уже багато років такі сплави застосовуються в медицині. Вони стійкі до корозії в агресивних середовищах людського тіла. На їх поверхні утворюється оксидна плівка, яка перешкоджає виходу іонів імплантату в організм. Тканини навколо таких імплантатів не змінюються. Титанові сплави дуже міцні, здатні витримувати велике навантаження. Вони міцніші ніж хром, нікель, нержавіючі сталі. При стерилізації медичних інструментів з таких сплавів спиртом, обпаленням, парами формаліну і т.д. поверхні

титанових сплавів не руйнуються. І найважливіше - титанові сплави не викликають алергії.

Таблиця 1.1 – Механічні властивості титанових сплавів

Матеріал	Тип фази	Модуль Юнга, ГПа	Границя текучості	Границя міцності на розтяг, МПа
BT1-0	α	102-105	375	490
Ti-6Al-7Nb	α - β	105-110	921	900-1050
Ti-5Al-2.5Fe	α - β	110	914	1024
Кісткова тканина		10-40	90-140	10-40

Титанові сплави застосовуються для виготовлення різних кісткових імплантів. Протез тазостегнового суглоба з титанового сплаву здатний витримувати зусилля до трьох тисяч кг. В організмі титановий сплав стійкий. Тому тканини, прилеглі до нього, не запалюються. Крім того, виготовляються титанові імпланти швидко. І вартість їх значно нижче вартості імплантів з інших сплавів. Висока пластичність титанових сплавів дозволяє отримувати з них дротяну сітку і фольгу. Дротяна сітка застосовується для пластики м'яких тканин. Підшивається така сітка атравматичною голкою з титанової ниткою. Титанова монопітка іноді використовується в офтальмології.

У стоматології застосування титанових сплавів також виявилось дуже успішним. Титанові сплави легко з'єднуються з порцеляною і композиційними цементами. З них роблять литі каркаси зубних протезів, стоматологічні мости і коронки. Титанові каркаси легко облицьовуються керамікою. Такі протези довговічні і служать 10-15 років.

Для розрахунку експлуатаційної довговічності конструкції кістка-ендопротез необхідно знати всі зовнішні сили, що діють в області тазостегнового суглоба при функціональних навантаженнях. Біомеханіка і розподіл навантаження на тазостегновий суглоб людини складні і змінюються при ходьбі, спокої або стресових ситуаціях.

Ходьба є локомоторний, симетричний, циклічний рух, при якому відбувається відштовхування тіла від опорної поверхні і подальше його переміщення в просторі. При цьому тіло не пориває зв'язків з опорною поверхнею. Через різноманітні можливості розподілу навантаження на кінцівки виділяють одноопорний період (опорою є одна нога) і двоопорний (опорою є обидві ноги).

При ходьбі, як і при будь-якому іншому русі, відбувається взаємодія зовнішніх і внутрішніх сил. Причому сила тяжіння і сила реакції різні в конкретних фазах кроку, наприклад, сила тяжіння бере участь у протязі всього процесу ходьби, а сила реакції опори проявляється тільки в фазах опорної ноги.

При бігу, як і при ходьбі, беруть участь ті ж сили, цикли рухів і фази обертання, а координація руху кінцівок і тіла відбувається за участю однакових м'язових груп. При цьому головною відмінністю бігу від ходьби є наявність періоду подвійної опори, при якому тіло спирається по черзі то на одну, то на іншу ногу.

Ендопротези через те, що вони є високонавантаженими, виготовляють зі сплавів, а потрібно з чистого титану, через негативний вплив сплаву на навколишні тканини. Головною проблематикою у виготовленні протезів із чистого титану є те, що йому не вистачає механічних властивостей і потрібно шукати шляхи їх підвищення.

1.2 Аналіз особливостей структурних змін металевих матеріалів при використанні різних методів інтенсивної пластичної деформації

Титан і сплави на його основі знаходять широке використання в сучасній медицині та промисловості [3-5; 6]. Для підвищення комплексу механічних властивостей до складу титанових сплавів додають широкий спектр легувальних елементів. Це призводить до їх здорожчання, значно ускладнює технологію механічної обробки різанням, а також технологію подальшого ремонту виробів. Іншою важливою проблемою для складнолегованих титанових сплавів є забезпечення стабільності властивостей у всьому об'ємі матеріалу, оскільки внаслідок спадкової ліквідаційної неоднорідності в отримуваних виробах може спостерігатись відхилення від заданого рівня властивостей (пластичність, ударна в'язкість тощо). Також необхідно зазначити, що використання виробів зі складнолегованих титанових сплавів негативно позначається на їх корозійній стійкості та біосумісності.

Для одержання ультрадрібнозеренних (УДЗ) сплавів (розмір зерен менше 1 мкм) використовують різні методи інтенсивної пластичної деформації: всебічне кування [7], рівноканальне кутове пресування (РККП) [7; 8], гвинтову екструзію, їх комбінацію з традиційними методами плющення, екструзії і ін. [7; 8]. Таким чином, інтенсивну пластичну деформацію проводять різними методами формування металів та сплавів в умовах використання значного гідростатичного тиску. Це дозволяє досягти значних ступенів деформації ($\epsilon \geq 6 \dots 8$) при використанні низьких температур і отримати структуру з розміром зерен до 100 нм.

ПД проводять в умовах високих прикладених напружень при достатньо низьких температурах, нижчих за $0,3 \dots 0,4T_{\text{пл}}$ ($T_{\text{пл}}$ – температура плавлення).

Метод всебічного кування дозволяє отримувати об'ємні наноструктуровані заготовки з розміром зерен до 50...100 нм. Розмір заготовок, що можуть бути отримані, залежить від устаткування. На базі Інституту проблем надпластичності металів РАН було отримано листи титанового сплаву

Всебічне ізотермічне кування проводиться в декілька етапів з поступовим зниженням температури деформації. Така обробка супроводжується динамічною рекристалізацією, що може бути одним з механізмів подрібнення структури сплаву [9]. Недоліком такого типу ІПД є неоднорідність субмікрокристалічної структури по об'єму заготовки, цю проблему вирішують додатковою прокаткою отриманої заготовки [10]. Встановлено, що найдрібніші зерна знаходяться в центрі заготовки (~90 нм), а при збільшенні відстані від центру до периферії розмір зерна збільшується до 200...300 нм [10].

Метод рівноканального кутового пресування на сьогодні є найбільш дослідженим [9] і дозволяє отримувати досить великі заготовки (середній розмір 20x20x90 мм). Для подрібнення зеренної структури використовується простий зсув, який повторюється декілька разів. Його реалізують за допомогою пропускання зразка через матрицю, яка складається з двох каналів однакового перерізу, що пересікаються під певним кутом (зазвичай 90°) [9]. Такий вид ІПД не призводить до формозміни заготовки. РККП можна проводити за різними маршрутами [9], тобто після проходження каналу матриці заготовкою її повертають в тому чи іншому напрямку (рис. 1.1).

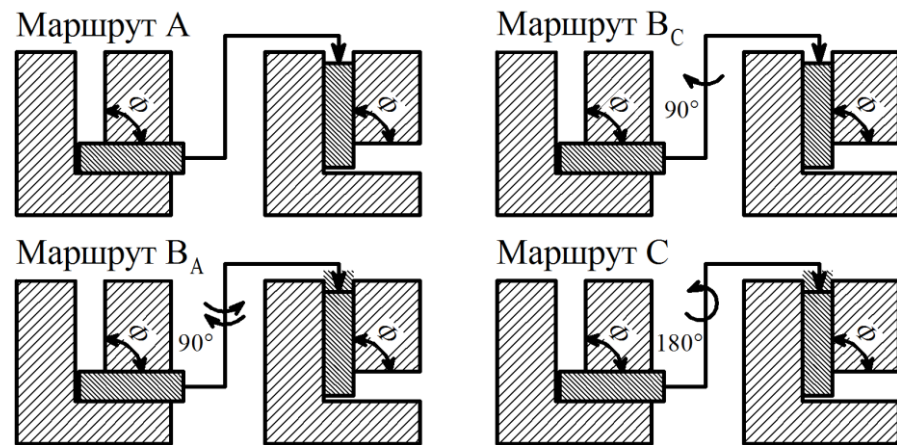


Рисунок 1.1 - Схеми маршрутів РККП [7].

Ультрадрібнозеренна структура одержується за декілька проходів кутового каналу, причому формування зерен з великокутовими границями зерен відбувається з різною швидкістю в залежності від маршруту РККП: найбільш швидке утворення зерен з великокутовими границями спостерігається при використанні маршруту B_c , використання маршруту A , веде до найповільнішого утворення таких зерен. Після маршруту B_c спостерігається рівновісна структура, великокутове разорієнтування границь зерен підтверджують кільцеві електронограми з окремих рефлексів. Після маршруту A , навіть після четвертого проходу, можна спостерігати витягнуті субзерна, свідченням чого є електронограма з розмитими рефлексамі. Розмір зерна при даній деформації досягає 200...300 нм.

Було доведено, що при використанні маршруту B на першій стадії (1 прохід) формується витягнута субзеренна структура з малокутовими границями зерен, а збільшення кількості проходів до чотирьох приводить до формування нових зерен великокутового разорієнтування із рівноважною внутрішньою субзеренною структурою. Використання маршрутів A і C приводить до формування в структурі матеріалу переважно субзеренної структури (без появи великокутових границь зерен).

Необхідно зазначити, що в матеріалах отриманих методами ІПД можна виділити три типи зерен та субзерен :

1. «бездислокаційні» зерна;
2. зерна з хаотичною дислокаційною структурою
3. зерна, що мають дислокаційну субструктуру – комірки та фрагменти.

Відповідний характер зеренної структури із присутністю всіх трьох видів зерен є типовим явищем для ультрадрібнозеренних металів отриманих методом ПД.

Метод гвинтової екструзії (гвинтове пресування) полягає в пропусканні призматичної заготовки через матрицю з гвинтовим каналом. Отримувана таким чином заготовка не змінює своєї вихідної форми. Розміри отримуваних заготовок залежать від устаткування. Як і у вищезазначених методах для формування ультрадрібнозеренної структури необхідно виконати декілька циклів деформації, що дозволяє отримати матеріал з високим рівнем механічних властивостей.

Авторами [11; 12] доведено подібність механічних властивостей та структури матеріалів отриманих різними методами інтенсивної пластичної деформації. Проте методом рентгеноструктурного аналізу для зразків отриманих РККП та всебічним пресуванням, не підтверджується подібність виявлена оптичною мікроскопією. Автори вважають, що метод ПД значно впливає на характер сформованої субструктури: в сплаві отриманому методом всебічного пресування на відміну від матеріалу після РККП фіксуються високі внутрішні напруження.

1.3 Корозійна стійкість титану і його сплавів, як необхідна умова застосування в медицині

Титан та його сплави є досить поширеним конструкційним матеріалом завдяки поєднанню високої питомої міцності з корозійної стійкістю.

Фактично, цим і пояснюється його широке застосування в аерокосмічній промисловості, хімічній галузі, а також в медицині. Використання титанових сплавів в медицині обумовлено не тільки високими механічними і корозійними властивостями титану, але і в значній мірі його біосумісністю.

Можливість використання металу в медицині в значній мірі визначається його корозійною стійкістю, тому для вивчення перспектив використання біоматеріалів необхідно досліджувати їх електрохімічні властивості, як з точки зору класичної термодинаміки, так і з позиції практичного застосування.

Метали і металеві сплави - основні матеріали для більшості галузей медицини. Однак вироби з металів і сплавів під дією різних фізико-хімічних і біологічних факторів руйнуються або втрачають свої функціональні характеристики. Таке руйнування виробів з металів при впливі зовнішнього середовища є корозією і являє собою хімічну або електрохімічну гетерогенну реакцію, що протікає на поверхні внаслідок якої метал переходить в окислений (іонний) стан.

Основна причина корозії металів і сплавів - їх термодинамічна нестійкість. Прагнення металів переходити з металевого стану в іонний для різних металів відрізняється і найбільш точно може бути охарактеризований зменшенням вільної енергії при протіканні відповідної корозійної реакції в даному середовищі. Негативне значення вільної енергії корозійної реакції свідчить про можливість термодинамічного процесу корозії. Чим нижче значення вільної енергії, тим більше прагнення металу до корозії. При позитивному значенні вільної енергії корозійний процес неможливий, стає можливою зворотна реакція - відновлення іонного з'єднання до металу. Однак термодинаміка, даючи вичерпні дані про можливість реакції корозії, не може точно охарактеризувати швидкості, що фактично встановлюються для цієї реакції.

Корозійні процеси, що вивчаються в аспекті застосування металів в медицині, за своєю природою є електрохімічними. До них можна віднести

корозію у водних розчинах і атмосферну корозію під впливом плівок вологи на поверхні металів і сплавів.

Здійснення реакції електрохімічним шляхом може трактуватися як сумарний результат роботи гальванічного елемента катод - анод. Тому механізм і теорія процесів електрохімічної корозії в значній мірі ґрунтуються на вивченні загальних законів роботи корозійних гальванічних елементів і, зокрема, на вивченні електродних потенціалів і кінетики електродних реакцій [13].

При зануренні металу в розчин електроліту ініціює утворення подвійного електричного шару в прикордонній області та виникнення певної різниці потенціалів між металом і розчином. Потенціал металевого електрода, зануреного в електроліт, називається електрохімічним або електродним потенціалом [14].

Перенесення зарядів з однієї фази в іншу відбувається до тих пір, поки стало значення електродного потенціалу не врівноважить виникаюче при зіткненні металу з розчином прагнення до переносу зарядів. При встановленні постійного значення рівноважного електродного потенціалу перенесення зарядів не припиняється, а виникає динамічна рівновага між переносом зарядів в прямому і зворотному напрямках [15]. Значення рівноважного електродного потенціалу залежить від декількох причин: складу і температури електроліту; стану поверхні металу; наявності на поверхні захисної плівки і її цілісності.

Титан і його сплави відносяться до корозійностійких матеріалів і широко використовуються в різних галузях науки і промисловості. Головним чином, висока корозійна стійкість титану в агресивних середовищах пов'язана з формуванням в кисневмісних середовищах захисної оксидної плівки. При цьому значення рівноважного електродного потенціалу для чистого титану лежить в області від'ємних значень ($-1,63$ В), що відносить його до термодинамічно спроможних до реакції матеріалів. Але, можливість пасивації поверхні титану і титанових сплавів забезпечила їм високу

корозійну стійкість. Характерним проявом процесу пасивації служить підвищення рівноважного електродного потенціалу активного металу і, як наслідок, гальмування процесу розчинення титану шляхом утворення на його поверхні адсорбційних шарів окисної природи.

Утворений оксидний шар в перший момент часу є несучільним і по товщині зазвичай не перевищує моношар. Це пояснюється тим, що пасивація починається з найбільш активних ділянок поверхні (виступів кристалічної решітки, виходів дислокацій та ін.). Подальший розвиток процесу і накопичення на пасивній поверхні адсорбованого кисню призводить до утворення на металевій поверхні окисного шару, є перехідним від адсорбційного до об'ємного матеріалу. Кількість кисню в шарі не досягає змісту, характерного для компактного оксиду певного стехіометричного складу. Структура і енергія утворення такого шару також не відповідають компактним окислам. Такі пасивуючі захисні шари, що досягають товщини, порівнянних з декількома параметрами елементарних комірок окислів, для відмінності їх від адсорбційних шарів, з одного боку, і фазових з іншого, доцільно називати бар'єрними. Ці суцільні безпористі шари мають аморфну структуру, що знаходиться в деякій орієнтації відповідно до структури титану. Пасивний стан титану визначається формуванням на поверхні саме такого оксидного бар'єрного шару.

Висока корозійна стійкість і біосумісність з людським організмом роблять титан і його сплави дуже привабливим для використання в медицині, в тому числі в якості матеріалу для виробництва імплантатів.

Імплантуюємі метали реагують з тілесними електролітами (кров, лімфа і т.п.), утворюючи гідратовані, сольватовані або комплексно пов'язані іони металів, або нерозчинні з'єднання металів з елементами електроліту [16]. Швидкість процесу корозії залежить від кінетики електродного процесу на поверхні металу, що знаходиться в контакті з водними електролітами. Як вже було зазначено, корозійна стійкість титану обумовлена утворенням на поверхні захисної оксидної плівки, яка при механічному впливі може бути

пошкоджена, і при недостатньому вмісті кисню в рідині привести до інтенсивного розвитку корозійних процесів. Якщо в навколишньому розчині присутній кисень і незахищена поверхня може відновитися, корозійний вплив буде знову зменшено.

Іншою причиною активної корозії може служити руйнування пасивного шару в процесі взаємодії імплантату з кісткою [16]. Зокрема, сила зрізу невеликої величини (3-5 Н/мм) достатня для часткового або повного видалення утвореного оксидного шару. Отже, метали і сплави, призначені для використання в якості імплантатів, повинні мати короткий період репасивації і механічно міцні поверхневі оксиди. Остання властивість залежить не тільки від основного металу, що становить сплав, але і від легувальних елементів. У літературі вказується факт меншої міцності і суцільності пасивних плівок на титанових сплавах в порівнянні з чистим титаном. Так, механічна стійкість оксидного шару чистого титану до напруги зсуву більше, ніж у сплаву Ti-6Al-4V. В даному випадку пояснення може полягати в більш однорідній структурі оксиду чистого титану в порівнянні з оксидом титану з домішкою оксидів ванадію і алюмінію. Наявність ванадію в титані збільшує кількість дефектів в оксидному шарі [17].

На рис. 1.2 і рис. 1.3 представлені потенціодинамічні поляризаційні криві титанових сплавів VT6 і VT6 ELI з крупнозернистою і ультрадрібнозерненою структурами.

Як видно з рис. 1.2, характер потенціодинамічних кривих при переході з катодної області в анодну аж до потенціалу 2,1 В багато в чому ідентичний. Особливість анодної поляризації сплаву VT6 з УДЗ структурою полягає в тому, що при потенціалі 2,1 В спостерігається різкий підйом щільності поляризуючого струму в порівнянні з КЗ структурою.

Поляризаційні криві титанового сплаву VT6 ELI (рис. 1.3), характеризуються повним збігом ходу поляризаційних кривих до потенціалу 1,3 В і різким підйомом щільності струму для VT6 ELI з КЗ структурою.

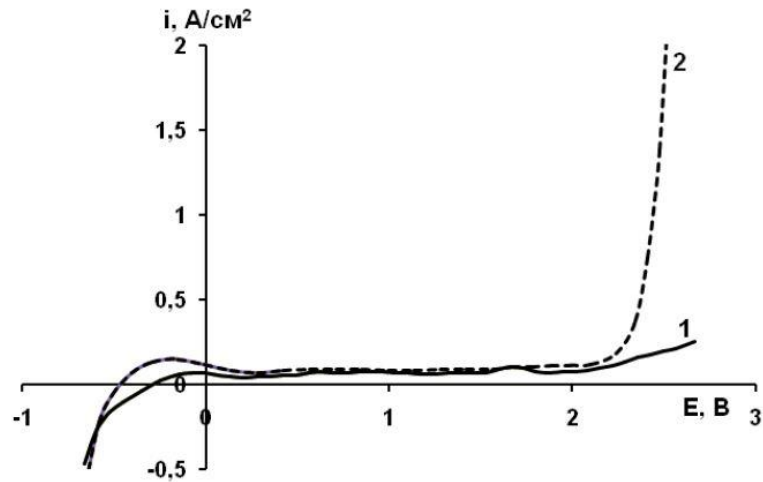


Рисунок 1.2 - потенціодинамічні поляризаційні криві титанових сплавів VT6 з КЗ (1) і УДЗ (2) структурами.

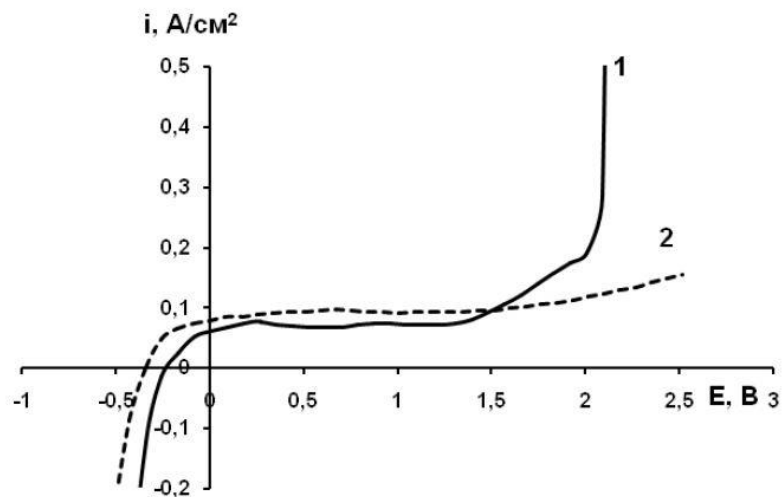


Рисунок 1.3 - потенціодинамічні поляризаційні криві титанових сплавів VT6 ELI з КЗ (1) і УДЗ (2) структурами.

Різкий підйом щільності поляризуючого струму, можливо, пов'язаний з розрядом води на окисненій поверхні титанових сплавів з виділенням кисню. Порівняння анодної поведінки сплавів VT6 і VT6 ELI в тих же умовах свідчить про те, що сплав VT6 з УДЗ структурою більш електрохімічно активний в порівнянні зі сплавом VT6 ELI особливо з УДЗ структурою.

Дана обставина, можливо, пов'язана з відмінностями структур. В ході ПД титанового сплаву ВТ6 відбуваються якісні зміни в характері розподілу фаз у порівнянні з вихідним станом: перехід матричної β -фази в окремі локалізовані області, її розпад з виділенням дуже дисперсної вторинної α -фази, яка і сприяє адсорбції іонів хлору на металі, що і призводить до активації поверхні. Структура сплаву ВТ6 ELI після ПД характеризується значним розорієнтуванням кордонів фрагментів α -фази, причому глобули первинної α -фази частково розбиті широкими двійниками, які можуть перетинатися всередині зерен, що сприяє утворенню більш міцного поверхневого оксиду.

1.4 Вплив ПД на корозійну стійкість

Згідно з опублікованою роботою [18] проведені дослідження електрохімічних властивостей титану показали, що швидкість протікання корозійного процесу збільшується за рахунок виникнення внутрішніх напружень в металі (характерних для наноструктурованих матеріалів).

Даний ефект зниження корозійної стійкості пов'язаний з підвищенням загальної енергії металу при деформації, і отже, до зниження термодинамічної стійкості металу в НС стані. У той же час відомо, що пасивні плівки на металах утворюються при певній відповідності своєї структури зі структурою основного металу. Тому, при пасивації напруженого металу може утворюватися захисна оксидна плівка з дещо іншими властивостями [13].

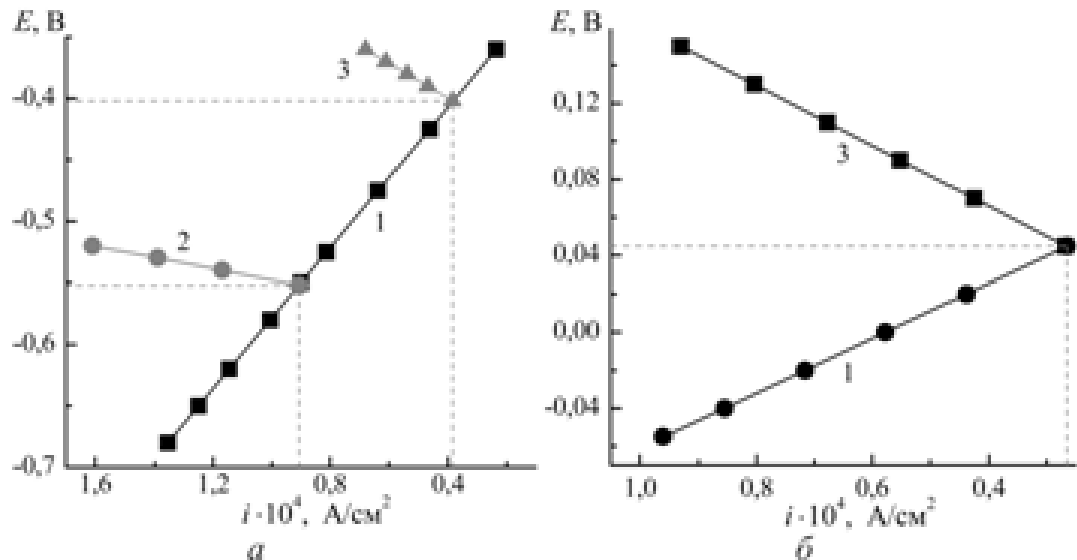
В літературі існують прямопротилежні відомості про корозійну стійкість наноструктурованого титану. Наприклад, в роботі [19] спостерігали, що дія рідини, яка моделює біологічну, призводить до утворення на поверхні наноструктурованого титану істотно меншої кількості

піттинга в порівнянні з крупнозернистим титаном. Передбачається, що це пов'язано зі збільшенням пасиваційної здатності титану при переході до наноструктурованого стану, і обумовлено швидким формуванням механічно міцної і стабільної пасивної плівки. Підтвердженням цього є збільшення стаціонарного потенціалу і зменшення струму корозії [19].

В цілому можна стверджувати, що збільшення пасиваційної активності і здатності до швидкого формування механічно міцної і стабільної пасивної плівки пов'язано з активацією дифузійних процесів в наноструктурованому титані. Цьому сприяє збільшення площі границь зерен, а також їх нерівноважний стан.

Дослідження корозійної поведінки ультрадрібнозернистих матеріалів показало, що в активних середовищах (наприклад, хлорид натрію, соляна кислота) в ряді випадків спостерігається підвищення корозійної активності. Автори роботи [20], при вивченні електрохімічної поведінки наноструктурного і крупнозернистого титану VT1-0 в 1% розчині HCl виявили, що наноструктурний титан з природно сформованою пасивною плівкою володіє досить високою корозійною стійкістю і деформація до 2,5% слабо впливає на корозійну стійкість, кілька знижуючи її у наноструктурного титану.

Дослідження електрохімічної поведінки зразків Ti з різною структурою в розчинах з концентрацією 1-5 М (моль на літр розчину) H_2SO_4 із застосуванням методу циклічної вольтамперометрії показало, що для пластично деформованого титану з субмікрокристалічною структурою характерно зміщення стаціонарного потенціалу $E_{\text{ст}}$ в область потенціалів пасивного стану внаслідок значного гальмування сполученої реакції анодного розчинення (рис. 1.4.).



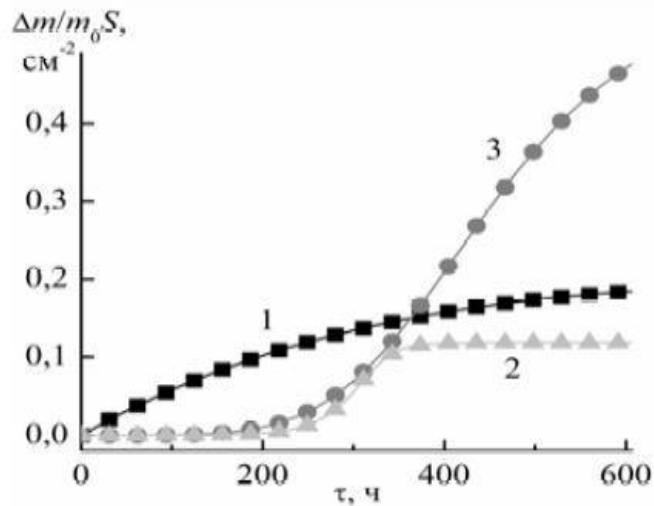
1 – катодна ділянка; 2 – анодна ділянка, відповідно активного стану електрода; 3 - анодна ділянка, відповідно пасивного стану електрода

Рисунок 1,4 - Поляризаційні діаграми Ті електродів з крупнозернистою (а) і субмікрокристалічною (б) структурою в 1 М Н₂SO₄

Ефект, що спостерігається пов'язаний з великим (у порівнянні з вихідним крупнозернистим зразком) вмістом розчиненого в титані кисню, накопичення якого відбувається в ході деформаційного впливу на метал. Збільшення частки границь зерен в субмікрокристалічному титані сприяє підвищенню впливу адсорбованого кисню на електрохімічну поведінку титану. Підвищена дифузійна проникність металу призводить до утворення нестехіометричних поверхневих оксидів складу Ti_nO_{2n-1} з відносно великим дефіцитом кисню, котрі володіють більшою провідністю в порівнянні зі стехіометричним оксидом TiO_2 .

В умовах корозії в розчинах 5 М Н₂SO₄ при 23 °С субмікрокристалічний Ті в порівнянні з крупнозернистим протягом тривалого часу (до 200 годин) знаходився в неактивному стані за рахунок більшого окислення поверхневого шару металу, в зв'язку з чим спостерігалось зміщення Ест в область позитивних потенціалів (рис. 1.5.).

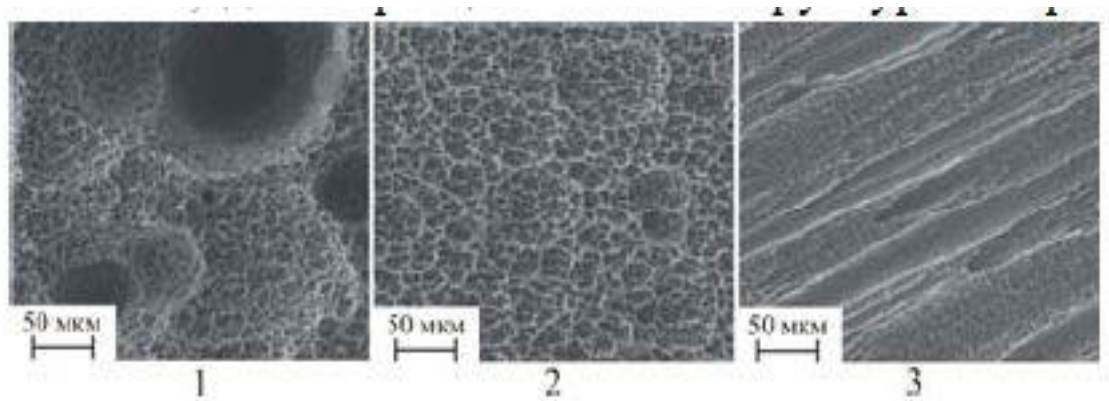
Після закінчення індукційного періоду корозійне руйнування СМК Ті прискорюється і в залежності від особливостей структури металу і концентрації кислоти може носити катастрофічний характер.



1 - КЗ; 2 - СМК-1; 3 - СМК-2 ($t = 23\text{ }^{\circ}\text{C}$, перемішування, $V_{\text{розчину}}/m_0$, $Ti \geq 100\text{ мл / см}^2$)

Рисунок 1.5 - Залежність відносної зміни маси на одиницю площі зразків Ті з різною структурою від часу при корозії в 5 М H_2SO_4

Аналіз морфології поверхні зразків після закінчення корозійних випробувань (рис. 1.3) показує, що характер руйнування зразків визначається їх вихідним складом і структурою. Для крупнозернистого титану основними видами руйнування є пітінг, для зразків з СМК структурою характерна суцільна корозія, що супроводжується розвитком фронту руйнування у вигляді плям (СМК-1) і жолобів (СМК-2) [21].



1 - КЗ; 2 - СМК-1; 3 - СМК-2

Рисунок 1.3 - Мікрофотографії поверхні зразків титану після знаходження в 5 М H_2SO_4 протягом 25 діб

Відповідно до проведених досліджень встановлено, що формування субмікрокристалічної структури титану в умовах інтенсивної пластичної деформації супроводжується підвищенням дифузійної проникності металу, що призводить до підвищення швидкості його окислення при нагріванні, а також зміни електрохімічного і корозійного поведінки в розчинах за рахунок підвищення вмісту в металі кисню.

2 МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ КОРОЗІЙНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1 Матеріал дослідження

В роботі проведені дослідження по встановленню характеру структури та підвищенню механічних властивостей титану BT1-0 при інтенсивній пластичній деформації методом гвинтової екструзії.

Зливки титану BT1-0 отримано вакуумно-дуговим переплавом витратним електродом в мідний водоохолоджуванний кристалізатор.

Хімічний склад вихідного зливка наведений в таблиці 2.1.

Отримані виливки не проходили термічної обробки та досліджувались в литому стані.

Таблиця 2.1 - Хімічний склад вихідних заготовок з титану BT1-0

Вихідна заготовка	Масова частка елементів, %					
	Ti	Fe	Si	O ₂	N ₂	H ₂
Зливок	основа	0,25	0,10	0,10	0,04	0,01

Формування СМК структури заготовок титану BT1-0 проводили за допомогою ППД методом гвинтової екструзії [22], що полягає в тому, що призматичну заготовку пропускали через матрицю із гвинтовим каналом постійного поперечного перерізу (рис. 2.1).

Кут нахилу гвинтової лінії до напрямку екструзії змінюється за висотою матриці (див. рис. 2.1), причому на її початковій і кінцевій ділянках він дорівнює нулю. Зазначені особливості геометрії каналу приводять до того, що при видавлюванні через нього форма заготовки не змінюється, що дозволяє здійснювати її багаторазове пресування з метою накопичування пластичних деформацій. При цьому відбувається зміна структури і властивостей заготовки при збереженні ідентичності її початкової і кінцевої

форми. Особливістю такого роду деформації є нерівномірний розподіл деформації за перерізом заготовки, що в подальшому буде обумовлювати особливості мікроструктури та експлуатаційних властивостей [22].

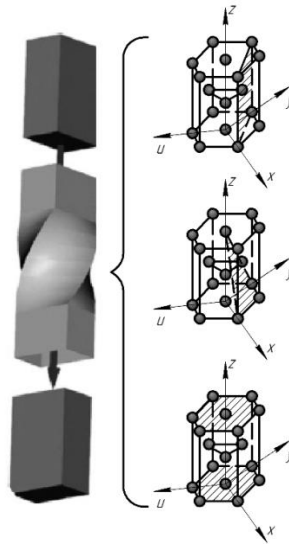


Рисунок 2.1 – Схема МІД призматичних зразків методом гвинтової екструзії.

В процесі гвинтової екструзії плин металу відбувається спірально, що є наслідком особливої геометрії каналу матриці. В процесі деформації периферійна частина деформується сильніше за центральну, причому зростання циклів деформації приводить до формування структури з вираженим напрямом руху металу.

Гвинтова екструзія здійснювалася на установці із гвинтовою матрицею прямокутного перерізу (25×40 мм), з $\beta_{\max} = 45^\circ$. Довжина зразків становила 70 мм.

З метою збільшення технологічної пластичності титану ВТ1-0, до переднього кінця заготовки прикладався протитиск, величиною 200 МПа. Тиск пресування складав 1600 МПа. Як змащення використовувалася суміш на основі легкоплавкого скла. Заготовки попередньо нагрівали в печі опору до температури 400°C.

В результаті багаторазового впливу пластичної деформації зсуву під тиском на заготовку, в металі формується субмікрокристалічна структура, що супроводжується підвищенням комплексу механічних властивостей та зміною механізмів руйнування. Отриманий таким чином матеріал має більш високі характеристики міцності, зберігши при цьому той же рівень біосумісності [1].

Дослідження корозійної стійкості проводилось на зразках з технічно чистого титану VT1-0 після гвинтової екструзії (зразок без термічної обробки, зразок після відпалу 400°C (10 хвилин, повітря (рекристалізований)), температура рекристалізації $T_r=315^{\circ}\text{C}$, а зразок після відпалу 300°C (10 хвилин, повітря)), а також зразки з виливка VT1-0 без ІПД (зразок без термічного впливу та зразок з термічною обробкою (950°C , 20 хвилин, з піччю)).

Зразки для дослідження корозійної стійкості являють собою прямокутні заготовки, у термічно необробленому, та термічно обробленому стані. Зображення зразків наведено на рис. 2.2 геометричні розміри та вагу наведено в таблиці 2.2.



Рисунок 2.2 – Зразки для випробувань корозійної стійкості

Таблиця 2.2 – Лінійні розміри, площа та вага зразків.

Номер зразка	Позначення	Довжина (a), мм	Ширина (b), мм	Товщина (c), мм	Діаметр отвору, d, мм	Площа, $S, \text{м}^2$	Вихідна вага m, г
ПІД 1 Без ТО	●	21	6,95	2	1	0,00040841	1,2645
ПІД 2 Відпуск 400°C, 10 хв	● ● ●	21,2	7,25	2	1	0,00042516	1,3278
ПІД 3 Відпуск 300°C, 10 хв	● ●	21,15	7,46	2	1	0,0004347	1,4034
Лит. 1 Без ТО	● ● ● ●	21,7	8,1	2	1	0,00047545	1,4921
Лит. 2 950°C, 20 хв з піччю	● ● ● ● ●	22,4	8,2	1,9	1	0,00048709	1,4311

2.2 Дослідження мікроструктури

Дослідження структури титану BT1-0 в литому та СМК стані проводили на оптичному мікроскопі МІМ-8 та просвічувальному електронному мікроскопі JEM-100CXII (збільшення 10000 та 48000 разів). В

процесі досліджень вивчали вплив ПД на зміну структурного стану технічно чистого титану.

Мікроструктурний аналіз проводили на шліфах, які хімічним способом щавили в реактиві, який складався із плавикової кислоти – 25%, азотної – 25% і гліцерину – 50%. Тривалість травлення шліфів складала 5...15 с.

Оцінку розмірів структурних складових проводили за методом випадкової січної. Для побудови розподілу зерен в титані BT1-0 після гвинтової екструзії було виміряно близько 900 зерен. Відносна похибка вимірювання склала 6,5 %.

2.3 Випробування на розтяг

Механічні властивості при розтягуванні визначали по ГОСТ 11701-84. Випробування на розтяг виконували на універсальній машині для механічних випробувань “INSTRON” 8802 при програмному навантаженні. У процесі випробувань величину деформації робочої частини зразка контролювали з точністю ± 1 мкм. Напруження в робочому перерізі зразка задавали прикладенням до рухомого захвата певної сили F , вимірюваної за допомогою динамометра. Точність виміру напружень у робочому перерізі зразка становила 3 МПа. Показання екстензометру і пружного динамометра відцифровували за допомогою аналого-цифрового перетворювача і передавали на ЕОМ з дискретністю 0,01 с.

Після руйнування зразків визначали границю міцності σ_b , умовну границю плинності $\sigma_{0,2}$, а також повне відносне δ_5 та рівномірне δ_p видовження. Випробовування проводили на зразках вирізаних з заготовок отриманих різною кількістю циклів деформації (від 1 до 7). Використовували

по 3 зразки для кожного циклу гвинтової екструзії. Відносна похибка вимірювання σ_6 та $\sigma_{0,2}$ склала 6%. Відносна похибка δ_5 та δ_p склала 7 %.

2.4 Підготовка розчину та зразків для випробувань швидкості корозії

Зразки з технічно чистого титану, що досліджувалися, зачищалися наждачним папером, були промиті водою та просушені фільтрувальним папером. Після цього зразки зважили на аналітичних терезах АДВ-200М з точністю 0,0001 г. Аналітичні терези зображено на рис. 2.3.

За допомогою штангенциркуля було визначено лінійні розміри зразка з точністю до 0,01 мм і обчислено їх площу його поверхні (S) та об'єм (V), враховуючи отвір. Перед зануренням в розчин кислоти зразки знежирювалися та просувалися.



Рисунок 2.3 – Аналітичні терези АДВ-200М, з точністю до 0,0001 г.

Розчин кислоти являє собою 20% розчин HCl, котрий готувався з 36% HCl наступним чином: до 40 мл. 36% HCl додав 22 мл. H₂O (дистильована) і було отримано 20% розчин HCl. Кількість кожного інгредієнту розраховувалась методом хреста. Після того як було приготовано розчин кислоти, його налили в склянку і занурили зразки у розчин, використовуючи пластмасовий гачок. Зразок занурено в розчин повністю, але не торкаючись дна і стінок склянки.

Через час, який потрібний для дослідження, зразки було вийнято з розчину та промито водою. Продукти корозії з його поверхні видалені за допомогою м'якої губки, зразки знову промиті, просушені і зважені на аналітичних терезах. Після чого було обчислено ваговий та глибинний показники швидкості корозії.

2.5 Дослідження швидкості корозії

Дослідження швидкості корозії відбувалось гравіметричним способом. Для оцінки швидкості руйнування та розрахунку терміну служби титанових імплантів необхідно знати швидкість корозії титану в умовах експлуатації. Суть гравіметричного методу(вагового) полягає в тому, що вимірюються втрати маси зразка з відомою площею поверхні (S), який знаходиться в корозійному середовищі певний час (t).

У випадку рівномірної корозії (однорідний метал, відсутність захисних властивостей продуктів корозії) втрати металу, що припадають на одиницю площі поверхні та одиницю часу, є сталою величиною, що править за міру швидкості корозії:

$$K_m = \frac{m_{\text{до}} - m_{\text{після}}}{t * S}$$

де K_m – ваговий показник швидкості корозії ($\text{г}/(\text{м}^2 \cdot \text{добу})$);

$m_{\text{до}}$ – маса зразка до дослідження;

$m_{\text{після}}$ – маса зразка після дослідження;

S – площа поверхні зразка;

t – час випробування.

При цьому швидкість корозії, вимірювалась шляхом зважування зразка до і після нетривалого експерименту, час якого обирається достатнім, для отримання помітної зміни маси зразка. Якщо відома густина металу ρ , можна обчислити зменшення товщини металу за одиницю часу:

$$\Pi = \frac{K_m}{\rho} = \frac{m_{\text{до}} - m_{\text{після}}}{\rho * t * S}$$

де Π – глибинний показник корозії ($\text{мм}/\text{рік}$).

В тих випадках, коли швидкість корозії змінюється в часі, випробовують серії однакових зразків, водночас помістивши їх в корозійне середовище, а потім виймаючи послідовно через певний часі зважуючи. Отримані результати використовують для визначення характеру залежності швидкості корозії від часу.

2.6 Виготовлення та поверхнева обробка імплантів

На рисунку 2.4 наведено ескіз ніжки тазостегнового суглобу, який виготовляється з титану. Через індивідуальність організму всіх людей, кожний елемент імпланту має певну кількість типорозмірів. Але не зважаючи на обраний типорозмір, виготовлення імплантів відбувається за відпрацьованою технологією.

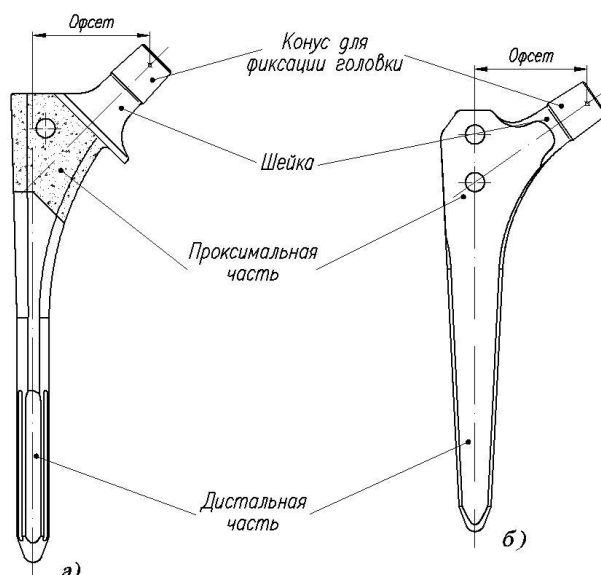


Рисунок 2.4 – Ескіз тазостегнового суглобу.

Заготовка для імпланту являє собою цільний паралелепіпед з титанового сплаву. Виготовлення ніжки імпланту являє собою набір токарно-слюсарних робіт з наступним обробленням поверхні.

Далі на токарному верстаті проводиться притуплення гострих кромek по всіх заготовці в межах 0,1...0,4 мм. Виточують скруглення, отвори, виступи. На слюсарному верстаті нарізається різьба.

На проксимальній частині ніжки виточуються виступи, для кращого зчеплення з кістковою частиною, та підвищення якості нарощення тканин, для надійнішої фіксації суглобу.

Після токарних робіт поверхні задається певна шорсткість піскоструменевою обробкою. Далі проводиться перевірка шорсткості поверхонь, відсутність задирок, гострих кромek, зарізів. В кінці виготовлення наноситься маркування деталі (штамп виробника). Поверхня виробів піддається іонізаційному впливу для очищення поверхні від бактерій і т.п. Виріб зберігається та перевозиться в загерметизованій упаковці.

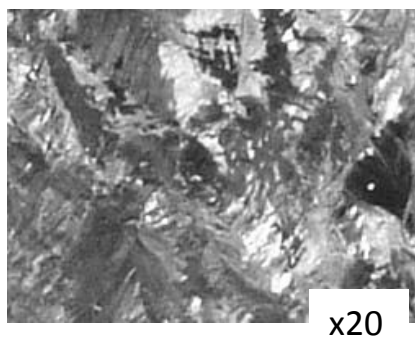
Після завершення виробництва проводяться на певній кількості виробів з партії випробування на корозійну стійкість та механічні властивості.

З ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ГВИНТОВОЇ ЕКСТРУЗІЇ НА СТРУКТУРУ, МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ТА КОРОЗІЙНУ СТІЙКІСТЬ ТИТАНУ BT1-0

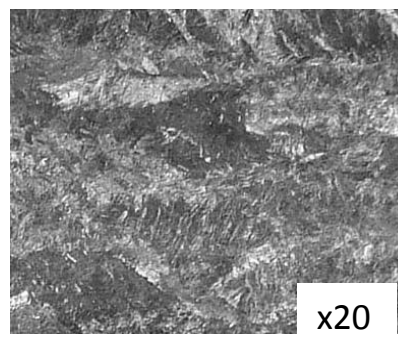
3.1 Трансформація кристалічної структури титану BT1-0 в процесі гвинтової екструзії

Для оцінки впливу ІПД методом гвинтової екструзії на характер зеренної будови титану BT1-0 було проведено дослідження макро- та мікроструктури зразків після 5 циклів деформації.

Як видно з наведеної на рис. 3.1, а, макроструктури, для вихідних заготовок в литому стані характерна крупнокристалічна будова. В процесі гвинтової екструзії (рис. 3.1, б), спостерігається значне подрібнення структурних елементів, з формуванням певної орієнтації, яка співпадає з напрямом плину металу в матриці під час деформування (рис. 3.1, в).



а



б



в

а – вихідний (литий) стан; б – після гвинтової екструзії, 5 циклів;
в – особливості «плину металу» при гвинтовій екструзії;

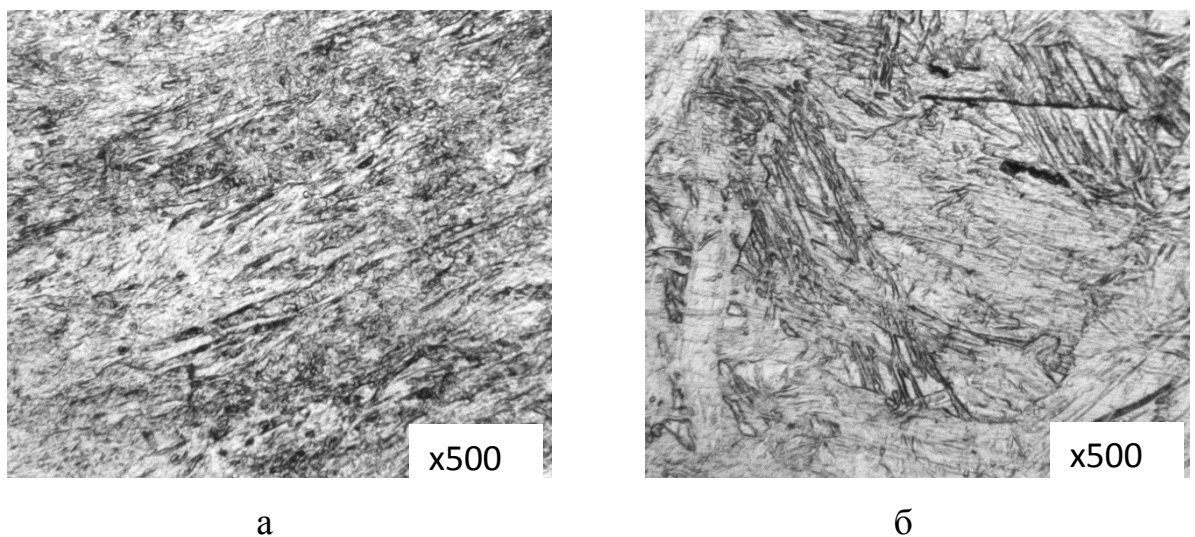
Рисунок 3.1 - Макроструктура зразків

За даними металографічного дослідження (рис. 3.2, а), мікроструктура вихідного (литого) зразка титану BT1-0 являла собою пакети α -пластин, які сформувались в об'ємі вихідного β -зерна довжиною 150...200 мкм і

товщиною 4...10 мкм. В об'ємі кристаліту знаходиться досить велика кількість формувань дислокаційної природи, що при прикладенні напружень можуть слугувати ефективними джерелами генерування нових дислокацій.

Для визначення особливостей трансформації кристалічної структури було проведено дослідження зразків вирізаних з периферійної та центральної частин заготовок після різної кількості циклів гвинтової екструзії, оскільки під час проведення ІПД накопичення деформації за перерізом зразка відбувається неоднорідно.

Деформації до п'яти циклів супроводжується подальшим подрібненням структурних складових (див. рис. 3.2), із формуванням більш однорідної структури за перерізом всього зразка.



а - край заготовки; б – центр заготовки;

Рисунок 3.2 - Мікроструктура VT1-0 після п'яти циклів деформації гвинтовою екструзією.

Спостерігається відмінність між структурою на периферії (див. рис. 3.2, а) та в осевій частині заготовки (див. рис. 3.2, б), що є наслідком особливостей обраного методу деформування.

Дослідження мікроструктури за допомогою просвічувального електронного мікроскопа дозволило встановити, що кристалічна структура

після гвинтової екструзії уявляє собою разорієнтовану зеренну будову з переважним скупченням лінійних дефектів у приграничних зонах. Контури екстинкції в полі зору можуть свідчити про високі внутрішні напруження.

Процес подрібнення кристалітів титану в процесі інтенсивної пластичної деформації методом гвинтової екструзії має циклічний характер. В процесі деформування відбувається накопичення значної кількості дислокацій та наклеп матеріалу, що може спричиняти зниження температури початку рекристалізації та приводити до структурних перебудов. Утворені таким чином зерна в своєму об'ємі мають незначну кількість дефектів, тому під подальшою дією напружень в нових зернах знову формується розвинена дефектна структура, а це в свою чергу може активізувати процес динамічної рекристалізації.

Структура, що формується в процесі гвинтової екструзії приводить до підвищення довговічності зразків в СМК стані в порівнянні з вихідними крупнокристалічними. Але необхідно враховувати, що настільки інтенсивна пластична деформація призводить і до значного збільшення енергії границь зерен, що, в свою чергу, веде до більш легкого утворення мікротріщин внаслідок скупчення дефектів біля кордонів зерен [23].

Існує деяка неоднорідність за розмірами зерен (цей факт може значно впливати на механічні властивості матеріалів), тому було побудовано розподіл зерен за розмірами в СМК титані ВТ1-0 після 5 циклів деформації гвинтовою екструзією (рис. 3.3).

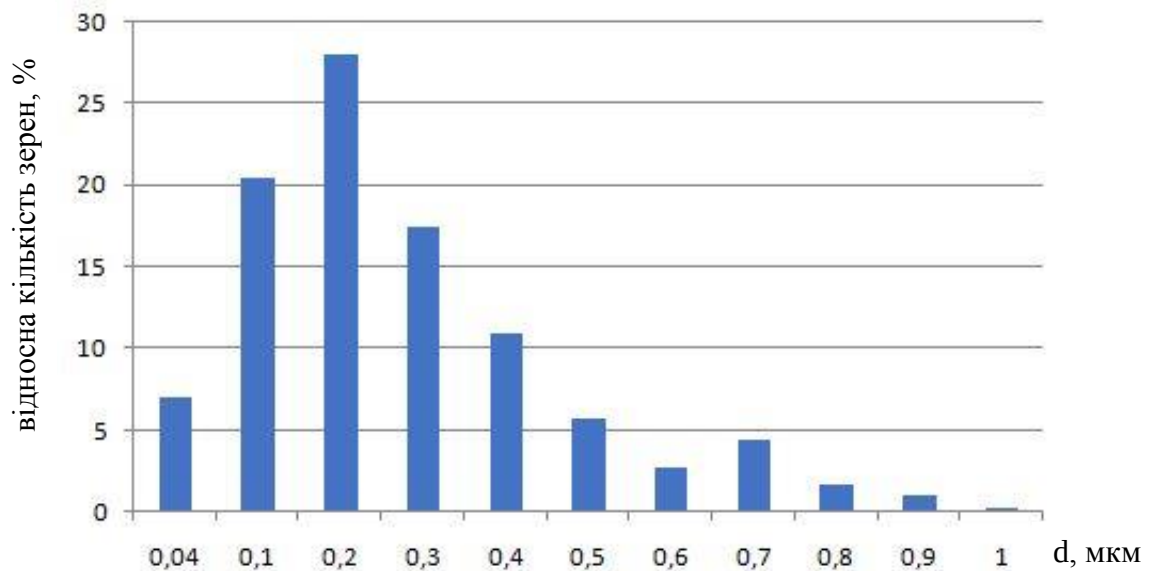


Рисунок 3.3 –Розподіл зерен за розмірами в СМК титані після 5 циклів деформації

На підставі проведених металографічних досліджень встановлено, що в процесі гвинтової екструзії, в результаті неоднорідного плину поверхневих і внутрішніх шарів матеріалу за перерізом формується спіралевидна макроструктура.

3.2 Аналіз впливу структурних факторів на механічні властивості титану BT1-0 після гвинтової екструзії

Для виявлення закономірностей впливу гвинтової екструзії на подальшу деформаційну поведінку матеріалу було проведено механічне випробування зразків, отриманих після гвинтової екструзії та вихідного (литого) зразка. Дослідження проводили на зразках, вирізаних з краю та центру отриманих заготовок.

В результаті проведених випробувань було виявлено значну різницю в ході деформаційних кривих вихідного та зразка після ПД. Інтенсивна

пластична деформація значно впливає на механічні властивості (таблиця 3.1) титану BT1-0: істотно знижується пластичність отриманого матеріалу і суттєво збільшуються границі міцності та плинності. Для встановлення впливу ПД на механічні властивості титану BT1-0 отримано величини δ_5 , δ_p , σ_B , $\sigma_{0,2}$.

Таблиця 3.1 – Умовна границя плинності та границя міцності титану BT1-0 в різних структурних станак

Кількість циклів ПД	$\sigma_{0,2}$, МПа		σ_B , МПа	
	центр заготовки	край заготовки	центр заготовки	Край заготовки
Вихідн.	220	220	426	426
5	594	617	624	636

Оскільки в процесі гвинтової екструзії деформація поверхневих та внутрішніх шарів заготовки відбувається із різною інтенсивністю, то відповідна відмінність реалізованих стадій пластичного деформування обумовлює різний характер фрагментації зеренної структури та розподіл дефектів за перерізом зразка. Це, в свою чергу, може спричиняти нерівномірний розподіл властивостей.

Рівномірний розподіл границі міцності за перерізом заготовки можливо пояснюється тим, що розмір зерен в об'ємі заготовки та механізми перерозподілу дислокацій суттєво не відрізняються. Крім того, властивості визначаються не лише рівнем накопиченої деформації, а і механізмом її розвитку за перерізом заготовки.

Зі зростанням кількості циклів деформації процеси утворення ультрадрібних фрагментів та процес вичерпування запасу пластичності проходитимуть значно активніше. Про це свідчить неоднорідне зростання границі міцності на етапі 5 циклів деформації, коли дислокації вже не можуть

вільно рухатись в об'ємі зерна, а утворені кристаліти з практично вичерпаною здатністю до деформування знаходяться в основному в периферійній частині заготовки. Зниження σ_e при подальшій деформації гвинтовою екструзією можливо пояснюється вичерпуванням здатності до деформування в багатьох новоутворених фрагментах.

Різниця між границею міцності та границею плинності, а також відношення границі плинності до границі міцності (таблиця 3.2) є критеріями, що визначають здатність матеріалу до формозмінювання. Рівень технологічної пластичності збільшується зі зменшенням величини відношення $\sigma_{0,2}/\sigma_e$ та величини різниці між $\sigma_B - \sigma_{0,2}$.

Таблиця 3.2 – Різниця між границею міцності та плинності та відношення границі плинності до границі міцності

Кількість циклів ПД	$\sigma_B - \sigma_{0,2}$, МПа		$\sigma_{0,2}/\sigma_B$, МПа	
	центр заготовки	Край заготовки	центр заготовки	край заготовки
Вихідн.	200	200	0,52	0,52
5	33	17	0,95	0,97

При оцінці залежності значень $\sigma_{0,2}/\sigma_B$ від кількості циклів деформації було виявлено, що дане відношення значно збільшується при використанні ПД. Це може бути пов'язано зі значним подрібненням зерен, що приводить до збільшення довжини границь та зростанням дефектності структури. Найкращий показник був отриманий при 5 циклах деформації.

В результаті дослідження було встановлено, що інтенсивна пластична деформація призводить до значного зниження пластичності (таблиця 3.3).

Таблиця 3.3 – Залежність рівномірного δ_p та відносного δ_5 видовження від кількості циклів деформації.

Кількість циклів ПД	δ_p , %		δ_5 , %	
	центр заготовки	край заготовки	центр заготовки	край заготовки
Вихідн.	24	24	33,2	33,2
5	2,15	2	12,2	12,23

З метою вивчення характеру та закономірностей зміцнення і формування дислокаційної структури на різних стадіях деформування отримані криві розтягнення σ - ε в подальшому було перебудовано в координатах σ - $\sqrt{e}$, де σ – нормальне напруження деформації, e – істинна деформація, визначена за формулою $e = \ln\left(\frac{l_0 + \Delta l}{l_0}\right)$, при цьому розглядали лише ту частину, яка відповідала ділянці між $\sigma_{0,2}$ та σ_e . На рис. 3.4 показана схема визначення коефіцієнтів зміцнення, які відповідають різним стадіям зміцнення на етапі рівномірної деформації. Це дало можливість виявити особливості впливу рівня деформації після гвинтової екструзії на подальшу деформаційну поведінку матеріалу.

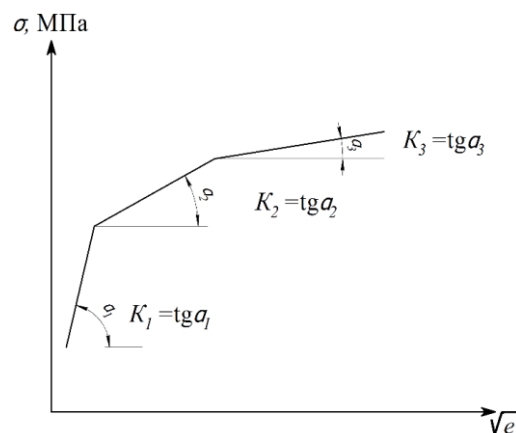


Рисунок 3.4 – Схема визначення коефіцієнтів зміцнення.

Залежність коефіцієнтів зміцнення на різних стадіях деформації від кількості циклів гвинтової екструзії показана в табл. 3.4. На першій стадії коефіцієнт зміцнення K_1 має найбільші значення що, імовірно, пояснюється внеском відносно впорядкованих границь в загальне зміцнення. Відповідно, на цій стадії зростання коефіцієнта зміцнення, зі збільшенням кількості циклів ІПД, пов'язано з подрібненням зерен (ефект Холла-Петча). Зниження коефіцієнта зміцнення K_2 після 6 та 7 циклів деформації, можливо, пов'язано з активізацією джерел Франка-Ріда в новоутворених малих зернах з подальшим поглинанням нових дислокацій невпорядкованими границями фрагментів зерен, що сформувались під час попередньої інтенсивної пластичної деформації.

Таблиця 3.4 – Зміна коефіцієнту зміцнення матеріалу на різних стадіях деформації.

Кількість циклів	$K_1, 10^{-3}$		$K_2, 10^{-3}$		$K_3, 10^{-3}$	
	Центр	Край	Центр	Край	Центр	Край
Вихідний	1,85	1,85	0,7	0,7	0,1	0,1
5	6,8	8	3,8	4	1	1

На третій стадії залежність коефіцієнту деформаційного зміцнення K_3 залишається практично незмінною і стає зрозумілим, що розмір зерна в даному випадку не впливає на значення цього коефіцієнту. На даному етапі, скоріш за все, формується комірчаста дислокаційна структура, що також створює певні бар'єри для руху утворених дислокацій.

Накопичення деформації під час гвинтової екструзії дозволяє отримати матеріал з сукупністю властивостей, які неможливо сформувати під час традиційної деформації. Це пов'язано з активізацією на певному етапі ІПД таких механізмів фрагментації зерен та руху дефектів, які в інших умовах не можуть бути реалізовані, а саме розрихлення границь зерен за рахунок

поглинання дислокацій та подальше їх стоншення при переміщенні вакансій у внутрішні об'єми кристалітів.

Встановлено, що проведення 5 циклів гвинтової екструзії забезпечує рівномірний розподіл механічних властивостей за перерізом зразка та дозволяє отримати високі значення границі плинності (610 МПа) і границі міцності (630 МПа).

Отримані значення відношення умовної границі плинності до границі міцності $\sigma_{0,2}/\sigma_s = 0,92$ свідчать про недостатню здатність до штампування, тобто вироби з СМК титану, скоріш за все, краще виготовляти з використанням металорізального устаткування. Проте високий рівень умовної границі плинності є позитивним показником для використання титану ВТ1-0 в умовах пружного навантаження, наприклад, при виготовленні медичних імплантатів [10; 24].

Таким чином, виходячи з отриманих результатів можна запропонувати застосування технічно чистого титану типу ВТ1-0 після гвинтової екструзії для виготовлення ендопротезів тазостегнового суглобу. Це дозволить знизити негативний вплив легувальних елементів на організм людини. Крім того, застосування субмікрокристалічного титану для виготовлення інших виробів медичного призначення дозволить знизити матеріалоємність і вагу виробу.

На підставі наведеного матеріалу можна підбити проміжні підсумки щодо впливу інтенсивної пластичної деформації на структуру та властивості сплаву ВТ1-0: встановлено, що інтенсивна пластична деформація методом гвинтової екструзії дозволяє отримати субмікрокристалічну структуру з середнім розміром зерен 250 нм. Особливістю даного методу ПД є неоднорідна зональна еволюція структури із формуванням спіралевидної макроструктури по мірі підвищення кількості циклів гвинтової екструзії.

За результатами електронномікроскопічних досліджень встановлено, що для отриманої структури характерний розподіл зерен з переважно великокутовими границями поділу, в діапазоні 50...1000 нм. Така структура

є результатом реалізації циклічного процесу фрагментації кристалітів з великокутовим разорієнтуванням. Відповідно до отриманого розподілу зерен за розмірами можна припустити, що механізми деформації та руйнування отриманого матеріалу будуть мати специфічний характер, у зв'язку із присутністю в сформованому матеріалі зерен з різною дислокаційною структурою.

За результатами аналізу механічних випробувань для різної кількості циклів деформації встановлено, що найбільш рівномірний розподіл властивостей та високі значення границі плинності (600 МПа) і границі міцності (630 МПа) забезпечуються після 5 циклів гвинтової екструзії, що пов'язано із формуванням, на даному етапі деформації, найбільш однорідної ультрадрібнозернистої структури.

Значне підвищення механічних властивостей технічно чистого титану дозволяє замінити ним леговані титанові сплави, з яких виготовляють ендопротези тазостегнового суглобу, що знизить негативний вплив легувальних елементів на здоров'я людини.

3.3 Дослідження впливу гвинтової екструзії на корозійну стійкість титану BT1-0

Особливістю матеріалів, отриманих інтенсивною пластичною деформацією, є неоднорідність за розміром зерен, що може приводити до реалізації впливу різних механізмів в деформаційні процеси нано- та СМК матеріалів (дислокаційне ковзання, утворення дислокаційних скупчень, зернограничне проковзування). Зниження розміру зерен супроводжується підвищенням об'ємної частки їх границь, що збільшує можливість реалізації таких механізмів деформації, як зернограничне проковзування та дифузійна повзучість. Рух дислокацій в об'ємі зерен в даному випадку знижується,

оскільки існування дислокацій в нанозернах стає енергетично невигідним, а зростання коефіцієнтів дифузії дозволяє реалізувати механізм зернограничного проковзування навіть при кімнатній температурі.

Дослідження корозійної поведінки СМК матеріалів показало, що в соляній кислоті спостерігається підвищення корозійної активності. Досліджували зразки титану VT1-0 отримані литвом - у вихідному стані та після відпалу (тобто в більш рівноважному стані), та піддані гвинтовій екструзії – у вихідному стані, піддані дорекристалізаційному (300 °C) та рекристалізаційному відпалу (400 °C) [19]. При вивченні корозійної поведінки титану в СМК стані і крупнокристалічного титану VT1-0 встановлено, що титан підданий ПД з природно сформованою пасивною плівкою має досить високу корозійну стійкість.

Досліджувалась корозійна поведінка технічно чистого титану після ПД гвинтовою екструзією у вихідному стані та з наступною термічною обробкою та зразки VT1-0 отриманих литвом в 20% розчині соляної кислоти.

В таблиці 2.1 вказано вагу до початку дослідження. В таблиці 3.5 вказано відомості про зразки після декількох занурень на різний період часу. Перше занурення тривало 5 хвилин, друге 15 хвилин, три останні по 25 хвилин кожне занурення.

Таблиця 3.5 – Відомості після занурення зразків

№ зразка	Вихідна вага m, г	Вага після 5 хвилин, г	Вага після 15 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Час сумарного пербування в кислоті	Δm , г	$\Delta m/S$, г
ІПД 1	1,2645	1,2645	1,2643	1,2642	1,2638	1,2636	1,2634	1,2632	1,2630	1,2627	195	0,0018	4,40733
ІПД 2	1,3278	1,3278	1,3278	1,3275	1,3270	1,3269	1,3266	1,3263	1,3260	1,3257		0,0022	5,17452
ІПД 3	1,4034	1,4033	1,4032	1,403	1,4028	1,4025	1,4022	1,4020	1,4016	1,4012		0,0022	5,06096
Литво 1	1,4921	1,4921	1,4919	1,4917	1,4914	1,4912	1,4909	1,4906	1,4903	1,4900		0,0021	4,41686
Литво 2	1,4311	1,4310	1,4309	1,4308	1,4307	1,4304	1,4301	1,4298	1,4294	1,4290		0,0021	4,31131

Виходячи з даних, що наведено в таблиці, видно що зменшення маси на площу зразка після однакової кількості циклів занурення зразків в розчин кислоти відрізняється. Найнижче зменшення маси спостерігається у литого титану BT1-0 після відпалу. Найбільший - у титані підданому інтенсивній пластичній деформації у вихідному стані. Маючи данні про зміну ваги зразків, їх площу поверхні та густину легко розраховується швидкості корозії та глибинний показник корозії для кожного зразка. На рис. 3.5 зображено зміну швидкості корозії з часом.

Висока швидкість корозії титану BT1-0 отриманого литвом, можливо пояснюється тим, що наявність домішок на границях зерен у випадку зразка в литому стані призводить до підвищення швидкості корозії титану BT1-0. Відпал литого титану дозволяє отримати більш однорідний хімічний склад за перерізом та знизити швидкість корозії. На відміну від зразка в литому стані, гвинтова екструзія сприяє рівномірному розподілу домішок за перерізом зразків. Проте загальна протяжність меж зерен значно вище і самі границі мають більшу ширину внаслідок особливостей процесів ППД, матеріал характеризується значним рівнем внутрішніх напружень і, відповідно, високою накопиченою енергією внаслідок наявності великої кількості дефектів кристалічної будови призводить до зростання швидкості корозії. Можливо сформовані внутрішні напруження сприяють проникненню водню в середину зразка і утворенню гідридів. При відпалі 300 °C зменшуються внутрішні напруження, а при 400 °C (вище температури початку рекристалізації) відбувається подальша релаксація внутрішніх напружень і формуються рекристалізовані зерна, що зменшує швидкість корозії.

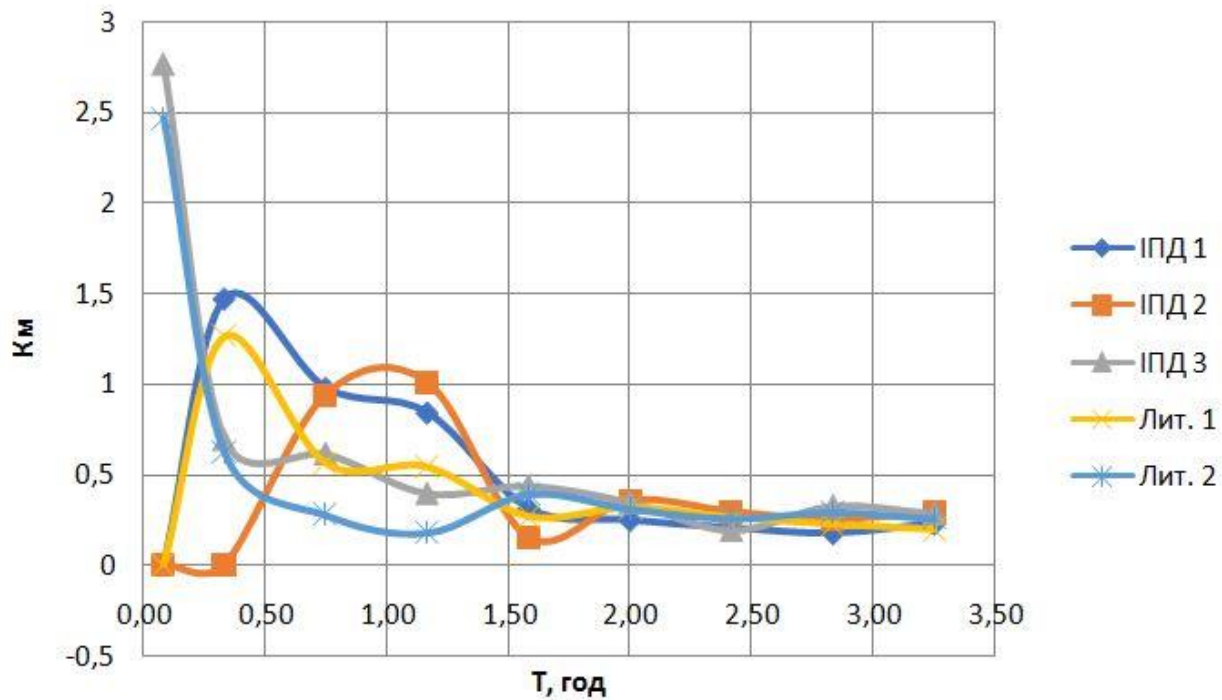


Рисунок 3.5 – Зміна показника швидкості корозії протягом часу занурення зразків.

За наведеними результатами досліджень на 95 хвилині спостерігається тенденція до того, що швидкість корозії всіх зразків відрізняється незначно. Ймовірно, це пов'язано з формуванням на поверхні зразків плівки гідриду титану, який має досить високу стійкість до соляної кислоти.

На рис. 3.6 зображено зміну глибинного показника корозії з часом.

Величина глибинного показника корозії співвідноситься з табличними значеннями і визначається бал корозійної стійкості. Порівнявши отримані цифри з табличними бал корозійної стійкості ВТ1-0 у всіх зразках становить 8, тобто він є малостійким в 20% розчині HCl . Але у більшості інших кислот він є досить стійким до впливу корозійного середовища.

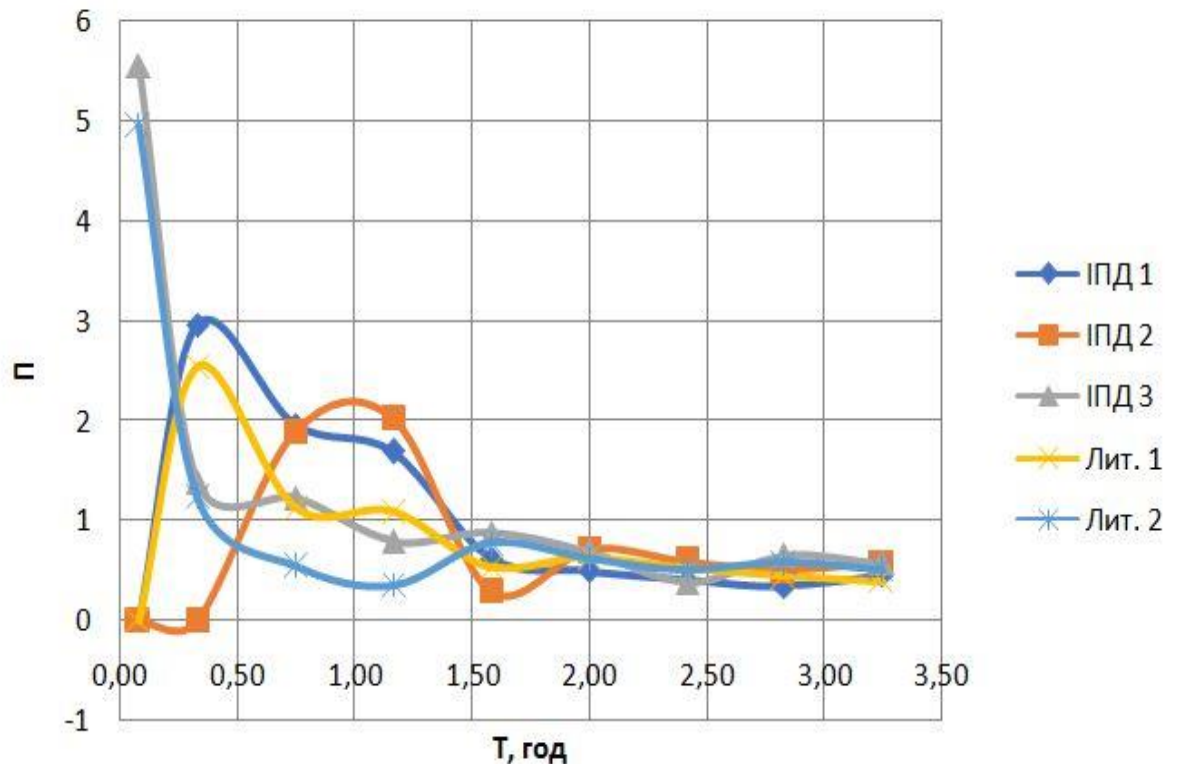


Рисунок 3.6 – Зміна глибинного показника корозії з часом.

Термообробка титанового сплаву VT1-0 сприяє зниженню корозії що, можливо, пов'язано з тим, що це сприяє більш рівномірному розподілу включень в зернах, зниження залишкових напружень і утворенню більш рівномірної оксидної плівки на поверхні сплаву.

Після травлення протягом 120 хвилин сумарно і більше(до 195 хвилин), криві на графічному зображенні мають помітну тенденцію, вирівнявшись за швидкістю корозії та глибинному показнику корозії. Можливо це пояснюється тим, що у поверхневих шарах зразків були присутні фази або включення, що погано піддавались травленню. З часом вони потрапились і вийшли як продукти корозії, після чого почалось травлення виключно титанового тіла зразка. Як видно з графіків, характер зміни кривих схожий як для литих зразків, так і для зразків що отримано методом гвинтової екструзії.

Отримані результати дають змогу сказати, що корозійна стійкість VT1-0 після декількох циклів ІПД методом гвинтової екструзії знаходиться майже на тому ж рівні що і зразки отримані литвом. На підставі цього можна

припустити, що імплантати з технічно чистого титану BT1-0 не лише матимуть потрібний рівень механічних властивостей, якими повинен володіти ендопротез, а й буде задовольняти вимогам щодо корозійної стійкості протягом всього часу використання штучного суглобу.

Розглядаючи результати дослідження корозійної стійкості BT1-0, що наведено в розділі, можна зробити наступні висновки: ефект, що спостерігається пов'язаний з великим (у порівнянні з вихідним крупнозернистим зразком) вмістом розчиненого в титані кисню, накопичення якого відбувається в ході деформаційного впливу на метал. Збільшення частки границь зерен в субмікрокристалічному титані сприяє підвищенню впливу адсорбованого кисню на електрохімічну поведінку титану. Підвищена дифузійна проникність металу призводить до утворення нестехіометричних поверхневих оксидів складу Ti_nO_{2n-1} з відносно великим дефіцитом кисню, котрі володіють більшою провідністю в порівнянні зі стехіометричним оксидом TiO_2 .

Величина глибинного показника корозії співвідноситься з табличними значеннями і визначається бал корозійної стійкості. Порівнявши отримані цифри з табличними бал корозійної стійкості BT1-0 у всіх зразках становить 7, тобто він є знижено стійким в 20% розчині HCl. Але у більшості інших кислот він є досить стійким до впливу корозійного середовища.

Технічно чистий титан має незначну кількість атомів домішок, але вони все одно сегрегуються на границях зерен, дещо зменшуючи корозійну стійкість титану. Втрати маси в 0,0007 г зразка отриманого литвом з наступним відпалом при 950°C в порівнянні з іншими зразками з втратою маси в розмірі 0,0009 г вказує на те, що при відпалі атомні елементи домішок за рахунок дифузії розподіляються більш рівномірно, зменшуючи їх сегрегацію на границях зерен.

Корозійна стійкість BT1-0 після декількох циклів ПД методом гвинтової екструзії знаходиться майже на тому ж рівні що і зразки отримані литвом. На підставі цього можна припустити, що імплантати з технічно

чистого титану VT1-0 не лише матимуть потрібний рівень механічних властивостей, якими повинен володіти ендопротез, а й буде задовольняти вимогам щодо корозійної стійкості протягом всього часу використання штучного суглобу.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА

В розділі надані основні заходи з охорони праці при дослідженні механічних властивостей та корозійної стійкості титанових сплавів.

4.1 Аналіз потенційних небезпек

а) Небезпеки, які пов'язані з порушенням роботодавцями вимог НПАОП 0.00-7.11-12 „Загальні вимоги стосовно забезпечення роботодавцями охорони праці працівників”, а саме належного облаштування робочих місць і виробничих, санітарно-побутових та інших приміщень на підприємстві, в установі, організації безпечного використання працівниками засобів праці, забезпечення навчання працівників і залучення їх до вирішення питань охорони праці, належного облаштування шляхів евакуації і аварійних виходів.

б) Небезпеки, які пов'язані з використанням приладів, техніки, допоміжних засобів, що працюють від електричного струму, а саме можливість ураження електричним струмом внаслідок несправності електроспоживачів, відсутність засобів захисту або порушення цілісності ізоляції кабелів.

в) Можливість отримати механічних травм при підготовці зразків для проведення випробувань механічних властивостей з використанням металообробного обладнання.

г) Небезпеки які пов'язані з визначенням хімічного складу дослідних матеріалів методом спектрального аналізу.

д) Можливість отримання термічних опіків та травм під час термічної обробки зразків для отримання потрібних структур для корозійних випробувань.

е) Небезпеки, які пов'язані з дослідженням біокорозії матеріалу, а саме ураження дихальних шляхів парами кислоти, отримання опіків шляхом потрапляння кислоти на відкриті ділянки шкіри та ураження органів зору.

є) Небезпеки, які пов'язані з визначенням механічних властивостей матеріалу.

ж) Небезпеки, які пов'язані з обробкою результатів на персональному комп'ютері, а саме вплив електромагнітного випромінювання, видимого випромінювання(інфрачервоного), перенапруження зорової системи, вплив електростатичного поля, статичного і динамічного перенапруження у працюючого.

з) Невідповідність вимогам ДБН В.2.5-28-2006 „Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення”, що призводить до зниження працездатності та псування зору.

і) Небезпеки, які притаманні умовам праці в надзвичайних ситуаціях.

4.2 Заходи забезпечення безпеки

а) Згідно вимог НПАОП 0.00-7.11-12 „Загальні вимоги стосовно забезпечення роботодавцями охорони праці працівників”, передбачено: роботодавцем повинні бути створені безпечні умови праці для працівника, при цьому необхідно дотримуватись таких основних принципів запобігання небезпекам:

- виключення небезпек, якщо це є можливим і реальним та обмеження впливу небезпек, котрих уникнути не можливо;
- усунення небезпек у їх першоджерелах та обмеження їх впливу на організм людини, що працює в зону ураження.
- забезпечення колективних та індивідуальних засобів захисту.

Навчання і перевірка знань з питань охорони праці працівників, а також учнів, курсантів, слухачів та студентів навчальних закладів під час трудового і професійного навчання здійснюються відповідно до Типового положення про порядок проведення навчання і перевірки знань з питань охорони праці, затвердженого наказом Держнаглядохоронпраці від 26.01.2005 № 15, зареєстрованого в Міністерстві юстиції України 15.02.2005 за № 231/10511.

Під час облаштування робочих місць, роботодавець повинен опиратися на основні вимоги, що до облаштування: конструкція і міцність будівель та споруд, призначених для розміщення робочих зон, повинні відповідати їх призначенню, зокрема забезпечувати:

- справний робочий стан устаткування і захисних пристроїв у робочих зонах, сприятливі умови для усунення виявлених несправностей, які можуть негативно вплинути на безпеку і здоров'я працівників;
- можливість регулярного контролю і перевірок здатності функціонування захисних засобів і пристроїв, призначених для запобігання небезпеці або її усунення.
- регулярне очищення робочих зон і їх устаткування, особливо в закритих робочих приміщеннях, для забезпечення належних санітарно-гігієнічних умов;

Шляхи евакуації, аварійні виходи і підходи до них повинні бути вільними від будь-яких предметів, надавати можливість найкоротшого шляху на зовнішній простір або до безпечної зони і мати належні позначення (сигнальними кольорами, дороговказами, написами, знаками безпеки тощо) відповідно до Технічного регламенту знаків безпеки і захисту здоров'я працівників, затвердженого постановою Кабінету Міністрів України від 25.11.2009 № 1262.

Шляхи евакуації і аварійні виходи мають забезпечуватися евакуаційним освітленням відповідно до вимог будівельних норм та правил улаштування електроустановок. Світильники евакуаційного освітлення

повинні вмикатися з настанням сутінків у разі перебування в приміщеннях працівників. Працівникам забезпечується можливість швидко і в повній безпеці залишити всі робочі місця.

б) Для виключення можливості ураження електричним струмом передбачено:

- проходження інструктажу з охорони праці, а саме з електробезпеки у відповідності до ДСТУ Б В.2.5-82:2016 „Електробезпека в будівлях і спорудах. Вимоги до захисних заходів від ураження електричним струмом”.
- все обладнання повинно бути заземлено. Щільність заземлення та контакти електричних з'єднань повинна щоденно перевірятись та ремонтуватись не рідше 2 разів на рік згідно НПАОП 40.1-1.01-97 „Правила безпечної експлуатації електроустановок”.
- повинні бути вжиті заходи захисту від прямого дотику шляхом ізоляції струмоведучих частин через застосування огорож і оболонок. Як правило, ці заходи можуть бути застосовані в усіх електроустановках і їхніх частинах незалежно від зовнішніх умов. У певних спеціальних електроустановках вимоги до зазначених заходів захисту можуть бути уточнені нормативними документами, які стосуються цих електроустановок.

Ізоляція струмоведучих частин електрообладнання повинна відповідати стандартам або технічним умовам на це електрообладнання, але не нижче класу IP44.

Автоматичне вимикання живлення призначене для недопущення патофізіологічного ефекту, який може виникнути в результаті наявності напруги дотику визначеної величини і тривалості дії на людину у разі пошкодження ізоляції в електроустановці.

в) Основними вимогами забезпечення безпеки при виготовленні зразків на металообробних верстатах є: відносно безпеки виконавців обов'язковим є використання індивідуальних засобів захисту: окуляри (ГОСТ 12.4.013-85), спецодяг (ГОСТ 12.4.049-78) та спецвзуття (ГОСТ 28507-99).

Перед початком роботи верстата, він повинен бути перевірений на ходу при робочому числі обертів. Під час роботи верстата забороняється торкатися обертаючих частин, вводити руку в зону їх руху, класти на верстат деталі та інструменти. Обпиловка, поліровка, зачистка абразивним полотном деталей, що обробляються на верстатах, повинна проводитися за допомогою спеціальних пристроїв (інструменту) і методами, що забезпечують безпеку виконання цих операцій. Перед кожним включенням верстату переконатися, що його пуск нікому не загрожує небезпекою.

Ріжучий інструмент підводити до деталі, яка обробляється плавно, без ударів і різкого натиску. Вимкнення верстату необхідно здійснювати в наступних випадках: при тимчасовому закінченні роботи; при перерві в подачі електроенергії; для очищення, мащення і наладки верстату; при підтягуванні болтів, гайок, клинків та інших з'єднань деталей; при замірі деталей, які обробляються.

Заходи захисту при використанні абразивного інструменту відповідно до НПАОП 28.0-1.30-12 „Правила охорони праці під час роботи з абразивним інструментом”: абразивні кола повинні мати штамп про випробування на експлуатаційну надійність. Кожний верстат повинен мати табличку зі значенням допустимої колової швидкості, що дає змогу використовувати тільки ті абразивні кола, допустима колова швидкість яких в межах зазначених на табличці.

г) Спектрóметр — спектральний прилад зі сканувальним пристроєм, який за допомогою фотоелектричних приймачів дає змогу кількісно оцінювати розподіл енергії у спектрі, що дає змогу оцінити хімічний склад. Термін застосовується до приладів, що працюють у широкому діапазоні хвиль: від гамма- до інфрачервоного випромінювання.

Для зменшення негативного впливу випромінювання на організм людини доцільно використовувати сучасні прилади з високою екрануючою здатністю.

д) Щоб виключити можливість отримання опіків під час термічної обробки зразків повинні виконуватись наступні умови: інтенсивність теплового опромінення на робочих місцях не повинна перевищувати нормативів за ГОСТ 12.1.005-88 „ Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны”.

Технологічні процеси термічної і хіміко-термічної обробки металів повинні передбачати: усунення безпосереднього контакту працівників з хімічними речовинами, матеріалами, деталями і відходами виробництва, які здійснюють на них шкідливий вплив; заміну операцій, при яких виникають небезпечні і шкідливі виробничі фактори, на операції, де зазначені фактори відсутні або мають меншу інтенсивність; використання автоматизованих методів визначення концентрації речовин 1 класу небезпеки в повітрі робочої зони; оптимальні режими роботи устаткування, що забезпечують безперервність технологічного процесу; раціональний ритм роботи людей, які виконують окремі технологічні операції; унеможливлення створення аварійних ситуацій; застосування комплексної механізації та автоматизації, дистанційного керування-контролю і регулювання параметрів технологічних процесів (температури, інфрачервоного випромінювання, тиску в робочому просторі печі, вмісту компонентів у газовому середовищі та ін.); використання блокувальних пристроїв (з метою унеможливлення виникнення аварійних ситуацій) і засобів світлової і звукової сигналізації про порушення технологічного процесу; герметизацію устаткування, з якого можливе виділення шкідливих речовин; своєчасне видалення і знешкодження відходів виробництва, які є джерелами небезпечних і шкідливих виробничих факторів; захист від надмірного опромінення робочих місць; дотримання встановленої періодичності очищення гартівних баків, ємностей і нагрівальних печей; механізацію ручної праці.

е) Для запобігання хімічних опіків та отруєння при роботі з кислотами та їдкими речовинами необхідно виконувати наступні вимоги щодо охорони праці, а саме: до самостійної роботи з кислотами допускаються особи віком

не молодше 18 років, які пройшли спеціальне навчання по правилах безпечної роботи з кислотами, пройшли вступний інструктаж з охорони праці, інструктаж на робочому місці та інструктаж по пожежній безпеці.

Перед початком роботи необхідно перевірити та одягти спецодяг, спецвзуття та засоби індивідуального захисту: халат та гумовий фартух, гумові рукавиці, захисні окуляри тощо. Перевірити справність приладів і обладнання. Включити загальнообмінну припливно-витяжну вентиляцію за 15-20 хвилин до початку роботи. При виявлених несправностях обладнання та засобів колективного захисту сповістити керівника робіт (відповідального за проведення даної роботи) та не приступати до роботи до усунення виявлених несправностей.

Під час виконання робіт з кислотами необхідно виконувати ряд вимог, для забезпечення безпечного виконання робіт для запобігання негативного впливу на організм людини.

Всі операції, пов'язані із застосуванням або можливим утворенням і виділенням отруйних, їдких, вибухонебезпечних або речовин, що мають неприємний запах, необхідно виконувати тільки у витяжній шафі при працюючій загальнообмінній вентиляції приміщення з застосуванням засобів індивідуального захисту. Змішування або розведення хімічних речовин, що супроводжується виділенням тепла, необхідно виконувати в термостійкому або порцеляновому посуді.

Переливання кислот та лугу з бутлів в більш дрібну тару необхідно виконувати вдвох за допомогою сифона і тільки під місцевою витяжною вентиляцією.

Для приготування розчинів кислот їх необхідно наливати у воду тонким струменем при безперервному перемішуванні, а не навпаки. Для одержання розчинів із концентрованих кислот необхідно лити кислоту у воду, а не навпаки, постійно перемішуючи. Розчинення концентрованої кислоти у воді (особливо, сульфатної) супроводжується сильним нагріванням і розбризкуванням рідини, що може призвести до опіків. Для розбавлення

концентрованих кислот, їх змішування, а також для змішування речовин, що супроводжуються виділенням теплоти, потрібно користуватися хімічним тонкостінним скляним або фарфоровим посудом.

Під час всіх операцій з кислотами і лугами треба обов'язково застосовувати засоби індивідуального захисту: халат та гумовий фартух, гумові рукавиці, захисні окуляри тощо. Відпрацьовані кислоти і луги слід збирати в спеціально призначений посуд окремо і зливати в каналізацію тільки після нейтралізації.

є) Задля запобігання отримання пошкоджень і травм при статичних випробуваннях механічних властивостей матеріалу необхідно дотримуватись наступних вимог: Випробування зразків слід виконувати відповідно до встановленого порядку. Класти зразки на стелажі тільки за його призначенням. Не дозволяється торкатися до навантаженого обладнання та зразка з навантаженням для уникнення травмування в момент розриву зразка. Перед вмиканням машини переконатись, що випробувальна машина і пульт керування заземлені. Не дозволяються випробування на розтягування зразка, якщо зразок проковзує із вкладиша.

Під час випробування, не дозволяється випробувати зразки з деформованими губками для затиснення, що мають тріщини, випробувати зразки на стиск, кінці яких виходять за зовнішню окружність опор, опиратися на машину, підтримувати випробуваний зразок руками. Навантаження під час випробувань на згин не має перевищувати 30 т/с.

ж) Для зменшення негативного впливу на здоров'я працівників виробничих факторів, пов'язаних з роботою на комп'ютерах, необхідно раціонально організувати режим праці і регламентовані перерви для відпочинку.

За характером трудової діяльності виділено 3 професійні групи (таблиця 4.1), згідно з діючим класифікатором професій (ДК-003-95 і Зміна N 1 до ДК-003-95): група А – робота зі зчитування інформації з екрана з

попереднім запитом; група Б – робота з введення інформації; група В – творча робота в режимі діалогу із ПК.

Таблиця 4.1 – Види категорій трудової діяльності з ПК

Категорія роботи по тяжкості й напруженості	Рівень навантаження за робочу зміну при видах роботи на ПК		
	Група А, кількість знаків	Група Б, кількість знаків	Група В, час роботи, год.
I	до 20000	до 15000	до 2,0
II	до 40000	до 30000	до 4,0
III	до 60000	до 40000	до 6,0

У всіх випадках, коли виробничі обставини не дозволяють застосувати регламентовані перерви, тривалість безперервної роботи з монітором не повинна перевищувати 4 години.

Кут зору екрана повинен бути прямим і становити 90 градусів. Освітлення повинно бути змішаним (природним та штучним). У приміщенні кабінету і на робочому місці необхідно підтримувати чистоту і порядок, проводити систематичне провітрювання.

Для підвищення вологості повітря в приміщенні з персональним комп'ютером необхідно зволожувати повітря за допомогою кімнатних зволожувачів.

4.3 Заходи забезпечення виробничої санітарії та гігієни праці

з) Освітлення робочого місця нормується згідно з Державними будівельними нормами України: ДБН В.2.5-28-2006 Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення.

Мінімальна освітленість встановлюється в залежності від розряду виконуваних зорових робіт. Для IV розряду зорових робіт вона складає 300...500 лк. Перевіряємо освітленість робочого місця користувача ПК на відповідність розряду зорової роботи. За даними вимірювань рівень природної освітленості поверхні, де розташований ПК, складає 200 лк за освітленості тієї же поверхні під відкритим небосхилом в 20000 лк, тобто КПО = 1%, що не відповідає нормативному КПО.

Для штучного освітлення у приміщенні використовуються люмінесцентні лампи. Розрахунок штучного освітлення проведемо для кімнати площею 20 м², ширина якої складає 5м, довжина – 4м, висота – 3м.

Скористаємося методом використання світлового потоку. Для визначення потрібної кількості світильників, які повинні забезпечити нормований рівень освітленості, визначимо світловий потік, що падає на робочу поверхню за формулою:

$$F = \frac{E \cdot K \cdot S \cdot Z}{\eta}, \text{ де}$$

F – світловий потік, що розраховується, Лм;

E – нормована мінімальна освітленість, Лк; E = 300 Лк;

S – площа освітлюваного приміщення (у нашому випадку S=20м²);

Z – відношення середньої освітленості до мінімальної (зазвичай приймається рівним 1,1... 1,2, в нашому випадку Z=1,1);

K – коефіцієнт запасу, що враховує зменшення світлового потоку лампи в результаті забруднення світильників в процесі експлуатації (його

значення залежить від типу приміщення і характеру робіт, що проводяться в ньому, в нашому випадку $K = 1,5$);

η – коефіцієнт використання світлового потоку, (виражається відношенням світлового потоку, що падає на розрахункову поверхню, до сумарного потоку всіх ламп, і обчислюється в долях одиниці; залежить від характеристик світильника, розмірів приміщення, забарвлення стін і стелі, що характеризуються коефіцієнтами відбиття від стін ($\rho_{\text{ст.}}$) і стелі ($\rho_{\text{стелі}}$)), значення коефіцієнтів дорівнюють $\rho_{\text{ст.}} = 40\%$ і $\rho_{\text{стелі}} = 60\%$.

Обчислимо індекс приміщення за формулою:

$$I = \frac{S}{h(A+B)},$$

де S – площа приміщення, $S = 20 \text{ м}^2$;

h – розрахункова висота підвісу, $h = 2,9 \text{ м}$;

A – ширина приміщення, $A = 4 \text{ м}$; B – довжина приміщення, $B = 5 \text{ м}$.

Підставивши значення отримаємо:

$$I = \frac{20}{2,9(4+5)} = 0,77$$

Знаючи індекс приміщення I , за таблицею 4 [ДБН В.2.5-28-2006] знаходимо $\eta = 0,22$.

Підставимо всі значення у формулу для визначення світлового потоку F :

$$F = \frac{300 \cdot 1,5 \cdot 20 \cdot 1,1}{0,22} = 45000 \text{ Лм}$$

Для освітлення використані люмінесцентні лампи типу ЛБ 40-1, світловий потік яких $F = 4320$ Лм. Розрахуємо необхідну кількість ламп у світильниках за формулою:

$$N = \frac{F}{F_{\text{л}}},$$

де N – кількість ламп, що визначається; F - світловий потік, $F = 45000$ Лм; $F_{\text{л}}$ - світловий потік лампи, $F_{\text{л}} = 4320$ Лм

$$N = \frac{45000}{4320} = 11$$

В приміщенні використовуються світильники типу ОД. Кожен світильник комплектується двома лампами. Тобто необхідно використовувати 6 світильників із 12 працюючими лампами в них. Схема розташування світильників зображена на рисунку 1.

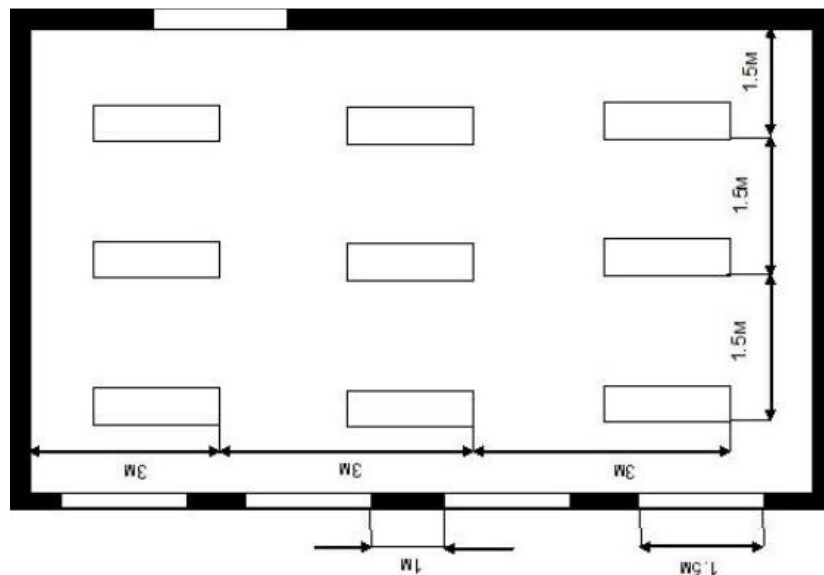


Рисунок 1 – Схема розташування світильників

4.4 Заходи забезпечення безпеки у разі виникнення надзвичайних ситуацій

4.4.1 Заходи з пожежної безпеки

Пожежна безпека входить в комплекс заходів з охорони праці, і організаційна робота в цій сфері на об'єктах господарювання включає широкий спектр заходів, а саме: створення умов для безпечної праці, мінімізації ризику виникнення пожеж, своєчасне і повноцінне забезпечення технічними засобами для запобігання займання та усунення самих пожеж та їх наслідків, контроль дотримання протипожежних вимог і норм законодавства, розробка і впровадження регламентів по гасінню пожеж, евакуації та порятунку з місць пожежі й задимлення людей і майна (матеріальних цінностей), внутрішнє і зовнішнє навчання співробітників.

Заходи пожежної безпеки в приміщеннях хімічної лабораторії Національного університету мають наступний вигляд. Будь-які перепланування, зміни функціонального призначення приміщень здійснювати тільки за наявності проектної документації, яка пройшла попередню експертизу на відповідальність нормативним актам з питань пожежної безпеки з позитивним результатом в органах державного пожежного нагляду. В усіх, незалежно від призначення, приміщеннях, які після закінчення роботи замикаються і не контролюються черговим персоналом, з усіх електроустановок та електроприладів, а також з мереж їх живлення повинна бути відключена напруга (за винятком чергового освітлення, протипожежних та охоронних установок, а також електроустановок, що за вимогами технології працюють цілодобово). Шляхи евакуації, що не мають природного освітлення, у разі наявності людей повинні постійно освітлюватись електричним світлом.

Приміщення хімічної лабораторії за пожежною безпекою відповідно до НАПБ Б.03.002- 2007 належать до категорії "В", за НПАОП 40.1-1.32-1 (ПБЕ) – до зони класу П-І.

Припливно-витяжна вентиляція в усіх приміщеннях лабораторії вмикається за 5 хвилин до початку робочого дня й вимикається після закінчення роботи. Відповідальний за експлуатацію вентиляційних систем зобов'язаний систематично (за графіком) перевіряти за допомогою спеціальних приладів ефективність їхнього функціонування.

Роботи з високотоксичними та радіоактивними речовинами можуть проводитися лише за умови вентиляції, що працює. Користуватись витяжними шафами з розбитим склом або несправною вентиляцією, а також шафами, в яких є речовини, матеріали та устаткування, що не мають стосунку до виконуваних операцій, забороняється. Витяжні шафи, в яких проводяться такі роботи, повинні мати верхні та нижні відсмоктувачі, а також бортики, які запобігають стіканню рідини на підлогу.

Легкозайmistі й горючі рідини (ЛЗР і ГР) належить зберігати в лабораторіях чітко за асортиментом у металевих ящиках та шафах. Кожну речовину слід приймати в кількості, не більшій за змінну потребу. Не допускається спільне зберігання речовин, хімічна взаємодія яких може призвести до пожежі або вибуху. Порядок спільного зберігання речовин та матеріалів визначають згідно з вимогами додатка 3 до НАПБ А.01.001-2014 Правила пожежної безпеки в Україні.

У разі появи в приміщенні запаху газу слід: негайно припинити користування газовими пальниками та приладами; не запалювати вогню; не вмикати електроприладів; не користуватися електродзвінками; перевіряти, чи закриті всі крани в газових пальниках і газових приладах; негайно повідомити відповідального за газове господарство, провітрити приміщення.

Забороняється застосовувати вогонь для виявлення витікання газу з газопроводів і приладів, а також користуватися несправними газовими пальниками та приладами, газопроводами та арматурою.

Евакуаційні шляхи та виходи завжди утримувати вільними, нічим не зашарашеними. Завідувач лабораторії наприкінці робочого дня зобов'язаний особисто пересвідчитись у пожежобезпечності приміщень хімічної лабораторії, вимкнути всі струмоприймачі та зачинити вхідні двері на замок.

4.4.2 Організація управління персоналом під час надзвичайної ситуації

У разі в надзвичайних ситуацій та пожежі кожен працівник зобов'язаний: негайно повідомити про це службу порятунку за номером телефону – 101 (112). При цьому необхідно назвати адресу об'єкта, вказати кількість поверхів будівлі, місце виникнення пожежі, обстановку на пожежі, наявність людей, а також повідомити своє прізвище; вжити (по можливості) заходів до евакуації людей та збереження матеріальних цінностей; вжити (по можливості) заходів до гасіння (локалізації) пожежі; у разі необхідності викликати інші аварійно-рятувальні, допоміжні служби (102- міліція, 103- медична, 104 - газорятувальна тощо); повідомити про неї керівника підрозділу.

Керівник підрозділу, або посадова особа об'єкта, що прибули на місце надзвичайної події зобов'язані: перевірити, чи викликані пожежно-рятувальні підрозділи (продублювати повідомлення), у разі загрози життю людей негайно організувати їх рятування (евакуацію), використовуючи для цього наявні сили та засоби. Видалити за межі небезпечної зони всіх працюючих, не пов'язаних з ліквідацією пожежі та припинити роботи в будівлі (якщо це допускається технологічним процесом виробництва), крім робіт пов'язаних із заходами по ліквідації пожежі. Здійснити в разі необхідності відключення електроенергії (за винятком систем протипожежного захисту), зупинення транспортуючих пристроїв, агрегатів, апаратів, перекриття газових, парових

та водяних комунікацій, зупинення систем вентиляції в аварійному та суміжних з ним приміщеннях (за винятком пристроїв протидимового захисту) та виконувати інші заходи, що сприяють запобіганню розвитку пожежі та задимленості будівлі.

Перевірити включення оповіщення людей про пожежу, установок протидимного захисту, організувати зустріч пожежно-рятувальних підрозділів, надати їм допомогу у виборі найкоротшого шляху для під'їзду до осередку пожежі та в установці на водні джерела. Одночасно з гасінням пожежі організувати евакуацію і захист матеріальних цінностей, забезпечити дотримання техніки безпеки працівниками, які беруть участь в гасінні пожежі.

По прибутті на пожежу пожежно-рятувальних підрозділів повинен бути забезпечений безперешкодний доступ їх на територію, в споруду та будівлю.

Після прибуття пожежно-рятувальних підрозділів адміністрація та технічний персонал підрозділу, будівлі чи споруди зобов'язані брати участь у консультуванні керівника гасіння про конструктивні і технологічні особливості об'єкта, де виникла пожежа, прилеглих будівель та пристроїв, організувати залучення до вжиття необхідних заходів пов'язаних із ліквідацією пожежі та попередженням її розвитку, сил та засобів об'єкта.

5. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

5.1 Тенденції розвитку світового ринку технологій

Ринок технологій є найважливішим фактором сучасної міжнародної економіки.

Висока ефективність сучасного ендопротезування кульшового суглоба, розвиток технологій остеointegraції імплантатів, успіхи в трибології і, як наслідок, приголомшливі віддалені результати привели до розширення показань і лавиноподібного зростання кількості цих операцій, зробивши їх методом вибору у більшості дорослих пацієнтів з хірургічною патологією тазостегнового суглоба.

Загальними вимогами до будь-якого типу ендопротезів є: біосумісність, стійкість до інфекції, здатність швидко проростати тканинами, механічна міцність, обмежена розтяжність в усіх напрямках, стійкість до розпускання і осипання країв, м'якість, хороша моделюємість, мінімальна матеріаломісткість, збереження споживчих властивостей після стерилізації

Максимальна відповідність використовуваних ендопротезів цим вимогам може забезпечити практичним хірургам досягнення бажаного результату - повне відновлення черевної стінки на тривалий період, що запобігає утворенню рецидивів. При цьому, з їх точки зору, головне, щоб ендопротез не викликав вираженої запальної реакції, навколо нього досить швидко формувалася сполучнотканинна капсула, яка може протистояти будь-яким змінам внутрішньочеревного тиску, не знижуючи при цьому рухливість черевної стінки і не викликаючи дискомфорту пацієнта. Важливим моментом також є доступна ціна ендопротезів.

Лідруючу позицію світового ринку виготовлення протезів займають такі компанії, як Zimmer[®] M/L, виготовляючи клиновидний тазостегновий суглоб, використовуючи для виготовлення титановий сплав Ti-6Al-4V. Іншим світовим лідером виробництва протезів і компонентів системи

ендопротезів є компанія M.E. Muller. Починаючи з 1977 року ніжка протезу цієї компанії залишилась майже незмінною, що є результатом незмінно успішного багаторічного використання.

Лідером українського ринку виготовлення протезів є АО „Мотор Січ”. Основним матеріалом для виготовлення протезів на „Мотор Січі” є титановий сплав ВТЗ-1.

5.2 Техніко-економічні розрахунки

5.2.1. Характеристика продукції

Метою цього розділу є обґрунтування доцільності використання ВТ1-0 після інтенсивної пластичної деформації замість ВТЗ-1. В таблиці 5.1 вказано техніко-економічні показники виробів.

Таблиця 1.1-Техніко-економічні показники виробів

Найменування виробу,	Базовий виріб	Новий виріб
Ніжка тазостегнового суглобу	ВТЗ-1	ВТ1-0
2. Технологія зміцнення		Інтенсивна пластична деформація методом гвинтової екструзії 3 нормо.год
3. Програма випуску, шт	100	100

Вартість сировини та основних матеріалів розраховується на основі технічно обґрунтованих норм використання на виробництво одиниці виробу, цін відповідних видів матеріальних ресурсів. При цьому враховуються транспортно-заготівельні витрати. Сума витрат на сировину та матеріали зменшується на величину зворотних відходів, які створюються в процесі виробництва.

Вартість сировини та основних матеріалів наведена в таблиці 5.2

Таблиця 5.2 – Вартість основних матеріалів при виготовленні протезу із ВТ1-0

Найменування сировини та основних матеріалів	Норма викорис- тання	Ціна	Вартість, грн
Сплав ВТ1-0	1,5 кг	350 грн/кг	525
Графітове мастило	0,5 л	360 грн/л	180
Разом	-	-	705

Вартість купівельних комплектуючих виробів розраховується на основі норм використання й цін, з урахуванням транспортно – заготівельних витрат.

Основна заробітна плата основних виробничих робітників на одиницю виробу розраховується на основі трудомісткості виготовлення та часових тарифних ставок.

В таблиці 5.3 наведено дані щодо основного обладнання та розрахунки амортизації.

Таблиця 5.3 – основне обладнання та амортизація.

Найменування	Балансова вартість	Норм. строк експл.	Річна норма аморти.	Щорічна норма аморти.	Місячна сума амортиз.
СНО-7.9.4/6	21000	15 років	6,6%	1386	115,5
Екструдер	65000	15 років	6,6%	4290	357,5

Розрахунок основної заробітної плати на одиницю продукції наведений в таблиці 5.4

Таблиця 5.4- Заробітна плата на одиницю продукції (розцінка) за новою технологією

Найменування операції	Норма часу, годин	Розряд робіт	Часова тарифна ставка, грн.	Заробітна плата на одиницю продукції (розцінка), грн.
Прогрівання заготовки до 400°C	1	V	60	60
ІПД	2	V	70	140
Усього	3			200

Додаткова заробітна плата виробничих робітників виплачується за кількість та якість виконаної роботи. Вона вміщує надбавки і доплати, премії за виробничі результати, оплату чергових та додаткових відпусток та інше. Додаткова заробітна плата складає 40% від основної, та розраховується за формулою:

$$ЗД = ЗО \cdot \frac{K_d}{100}, \text{ грн.}$$

де K_d – процент додаткової заробітної плати.

$$ЗД = 200 * \frac{40}{100} = 80 \text{ грн}$$

Відрахування на соціальні заходи являють собою форму перерозподілу доходу на фінансування суспільних потреб, розраховуються згідно діючого законодавства і складають 22% від фонду оплати праці. Відрахування на соціальні заходи розраховуються за формулою

$$BC = (ЗО + ЗД + ПП) \cdot \frac{K_{вс}}{100}, \text{ грн.}$$

де ПП – премії з прибутку, грн;

$K_{вс}$ - % відрахування на соціальні заходи.

$$BC = (200 + 80 + 50) \frac{22}{100} = 72,6 \text{ грн}$$

Загальновиробничі витрати вміщують витрати на утримання та експлуатацію обладнання, цехові витрати і послуги виробничого характеру. Витрати на утримання та експлуатацію обладнання вміщують витрати на технічне обслуговування машин і механізмів, витрати на поточний ремонт обладнання, цехового транспорту та інструментів, знос малоцінних і швидкозношуваних приладів, заробітну плату допоміжного персоналу та інші. Цехові витрати вміщують витрати, пов'язані з поточним ремонтом та амортизацією будівель цеху, заробітну плату керівників і спеціалістів цеху, витрати на охорону праці та техніку безпеки в цеху та інші.

Загальновиробничі витрати складають в середньому 400% до основної заробітної плати та розраховуються за формулою

$$ЗВВ = ЗО \cdot \frac{\alpha}{100}, \text{ грн.}$$

де α - % загально виробничих витрат.

$$ЗВВ = 200 \frac{400}{100} = 800 \text{ грн}$$

Вищенаведені витрати складають виробничу собівартість.

Адміністративні витрати вміщують витрати, пов'язані з утриманням адміністративно - управлінського персоналу підприємства, а також утриманням та експлуатацією основних засобів загального виробничого призначення, охорону праці та техніку безпеки персоналу та інші. Адміністративні витрати складають в середньому 200% від основної заробітної плати основних виробничих робітників та розраховуються за формулою

$$АВ = ЗО \cdot \frac{\beta}{100}, \text{ грн}$$

де β - % адміністративних витрат.

$$АВ = 200 \frac{200}{100} = 400 \text{ грн}$$

Витрати на збут складаються з витрат, пов'язаних з реалізацією продукції і вміщують витрати на тару та тарні матеріали, транспортування готової продукції, рекламу, витрати на маркетингові дослідження та інші. Витрати на збут складають 2% від виробничої собівартості і розраховуються за формулою

$$ВЗ = C_s \cdot \frac{\gamma}{100}, \text{ грн.}$$

де C_v – собівартість виробнича, грн;

γ - % витрат на збут .

$$B_3 = 1552,6 \cdot \frac{2}{100} = 31,05 \text{ грн}$$

Прибуток складає 30% від повної собівартості і розраховується за формулою

$$П = C \cdot \frac{P}{100}, \text{ грн}$$

де P – рентабельність виробу, %.

$$П = 2257,6 \cdot \frac{30}{100} = 677,28 \text{ грн}$$

Податок на додану вартість згідно законодавства становить 20% від оптової ціни і розраховується за формулою

$$ПДВ = Ц \cdot \frac{H_{\text{н\textit{дв}}}}{100}, \text{ грн.}$$

де $H_{\text{н\textit{дв}}}$ – норматив податку на додану вартість, %.

$$ПДВ = 2934,88 \cdot \frac{20}{100} = 586,97 \text{ грн}$$

Ціна продажу виробу розраховується за формулою

$$Ц_{\text{пр}} = Ц + ПДВ, \text{ грн.}$$

$$Ц_{\text{пр}} = 2934,88 + 586,97 = 3521,85 \text{ грн}$$

Калькуляція собівартості і ціни продукції наведена в таблиці 5.5

Таблиця 5.5 - Калькуляція собівартості і ціни продукції

Статті витрат	Сума виготовлення з ВТЗ-1, грн	Сума виготовлення з ВТ1-0 після ІПД, грн
Сировина і основні матеріали	450	705
Купівельні комплектуючі вироби	-	-
Основна заробітна плата основних виробничих робітників	195	200
Додаткова заробітна плата основних виробничих робітників	78	80
Відрахування на соціальні заходи з заробітної плати основних виробничих робітників	71,06	72,6
Щорічна норма амортизації		4636
Загальновиробничі витрати	780	800
Собівартість виробнича	1514,06	1552,6
Адміністративні витрати	390	400
Витрати на збут	30,28	31,05
Собівартість повна	1964,06	2257,6
Прибуток	589,21	677,28
Ціна оптова	2553,27	2934,88
Податок на додану вартість	510,65	586,97
Ціна продажу	3063,92	3521,85

Економічна ефективність інноваційного проекту розраховується за показником економії експлуатаційних витрат

$$E = (C_{\text{б}} * K - C_{\text{н}}) * N$$

Де $C_{\text{б}}$ – собівартість базового виробу

$C_{\text{н}}$ – собівартість нового виробу

K – коефіцієнт експлуатаційного ресурсу (1,5)

$$E = (1964,06 * 1,5 - 2257,6) * 100 = 68849 \text{ грн}$$

В ході економічних розрахунків було визначено повну собівартість виготовлення протезу з ВТ1-0 після ПД, яка становить 2257,6 грн., прибуток в розмірі 677,28 грн., оптову ціну в розмірі 2934,88 грн., податок на додану вартість та ціну продажу які становлять 586,97 та 3521,85 грн. відповідно.

Економічна ефективність впровадження нового матеріалу на 100 одиниць продукції становить 68849 гривень. Його впровадження дозволить дещо продовжити строк експлуатації протезу, шляхом зменшення негативного впливу на організм пацієнта.

Висновок

1. Встановлено, що інтенсивна пластична деформація методом гвинтової екструзії дозволяє отримати субмікрокристалічну структуру з середнім розміром зерен 250 нм. Особливістю даного методу ПД є неоднорідна зональна еволюція структури із формуванням спіральної макроструктури по мірі підвищення кількості циклів гвинтової екструзії.

2. За результатами електронномікроскопічних досліджень встановлено, що для отриманої структури характерний розподіл зерен з переважно великокутовими границями поділу, в діапазоні 50...1000 нм. Така структура є результатом реалізації циклічного процесу фрагментації кристалітів з великокутовим розорієнтуванням. Відповідно до отриманого розподілу зерен за розмірами можна припустити, що механізми деформації та руйнування отриманого матеріалу будуть мати специфічний характер, у зв'язку із присутністю в сформованому матеріалі зерен з різною дислокаційною структурою.

3. За результатами аналізу механічних випробувань для різної кількості циклів деформації встановлено, що найбільш рівномірний розподіл властивостей та високі значення границі плинності (600 МПа) і границі міцності (630 МПа) забезпечуються після 5 циклів гвинтової екструзії, що пов'язано із формуванням, на даному етапі деформації, найбільш однорідної ультрадрібнозернистої структури.

4. Ефект, що спостерігається пов'язаний з великим (у порівнянні з вихідним крупнозернистим зразком) вмістом розчиненого в титані кисню, накопичення якого відбувається в ході деформаційного впливу на метал. Збільшення частки границь зерен в субмікрокристалічному титані сприяє підвищенню впливу адсорбованого кисню на електрохімічну поведінку титану. Підвищена дифузійна проникність металу призводить до утворення нестехіометричних поверхневих оксидів складу Ti_nO_{2n-1} з відносно великим

дефіцитом кисню, котрі володіють більшою провідністю в порівнянні зі стехіометричним оксидом TiO_2 .

5. Величина глибинного показника корозії співвідноситься з табличними значеннями і визначається бал корозійної стійкості. Порівнявши отримані цифри з табличними бал корозійної стійкості VT1-0 у всіх зразках становить 7, тобто він є малостійким в 20% розчині HCl . Але у більшості інших кислот він є досить стійким до впливу корозійного середовища.

6. Значне підвищення механічних властивостей технічно чистого титану дозволяє замінити ним леговані титанові сплави, з яких виготовляють ендопротези тазостегнового суглобу, що знизить негативний вплив легувальних елементів на здоров'я людини.

7. Корозійна стійкість VT1-0 після декількох циклів ППД методом гвинтової екструзії знаходиться майже на тому ж рівні що і зразки отримані литвом. На підставі цього можна припустити, що імплантати з технічно чистого титану VT1-0 не лише матимуть потрібний рівень механічних властивостей, якими повинен володіти ендопротез, а й буде задовольняти вимогам щодо корозійної стійкості протягом всього часу використання штучного суглобу

Список використаної літератури

1. Ткач Д. В., Павленко Д. В., Качан А. Я. Применение сплава ВТ1-0 в субмикрористаллическом состоянии для изготовления нагруженных элементов эндопротеза тазобедренного сустава: *Вісник двигунобудування*. 2013. №1. С.148-154.
2. Huiskes R., Weinans H. Biomechanical aspects hydroxylapatite coatings on fem-oral hip prostheses. *Hydroxylapatite Coatings in Orthopaedics Surgery*. New York. 1993. Pp. 63-80.
3. Ильин А. А., Колачев Б. А., Полькин И. С. Титановые сплавы. Состав, структура, свойства: справочник. 2009. 520 с.
4. Солонина О. П. Глазунов С. Г. Жаропрочные титановые сплавы: М.: Металлургия. 1976. 448 с.
5. Полькин И.С. Применение титана в различных областях промышленности. *Титан-2006 в СНГ: сб. трудов. Международная конференция*. Россия: г. Суздаль, 21-24 мая 2006 г. С. 26-31.
6. Карлов А. В., Шахов В. П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск. 2001. 480 с.
7. Добаткин С. В. Наноматериалы. Объемные металлические нано- и субмикрористаллические материалы полученные интенсивной пластической деформацией: учеб. пособие. МИСиС, 2007. 36 с.
8. Винтовая экструзия – процесс накопления деформации. / Бейгельзимер Я.Е., Варюхин В.Н., Орлов Д.В., Сынков С.Г. Донецк: Фирма ТЕАН, 2003. – 87 с.
9. Рудской А.И. Нанотехнологии в металлургии. СПб.: Наука. 2007, 186 с.
10. Наноструктурный титан биомедицинского назначения / Шаркеев Ю.П. и др. *Физическая мезомеханика*, 2004. Т. 7, № Спец2. С. 107-110.
11. Закономерности формирования субмикрористаллических структур в титане, подвергнутом интенсивному пластическому

деформированию по различным схемам. Шаркеев Ю. П. и др. Физическая мезомеханика, 2006. Т. 9, № СпецВ. С. 129-132.

12. Валиев Р. З. Александров И. В. Объемные наноструктурные металлические материалы: получение, структура и свойства. М.: Академкнига, 2007. 397 с.

13. Томашев Н. Д. Теория коррозии и защиты металлов. М.: Изд-во Академии наук СССР, 1960. 591 с.

14. Девис С., Джеймс А. Электрохимический словарь. М.: Мир, 1979. 287 с.

15. Фрумкин А.Н. и др. Кинетика электродных процессов. М.: Изд-во МГУ, 1952. 319 с.

16. Thull R. The Long-Term Stability of Metallic Materials for Use in Joint Endoprotheses. *Medical Progress through Technology*, Springer-Verlag, 1977. no. 5. Pp. 103-112.

17. A.K. Shukla, R. Balasubramaniam, S. Bhargava. Properties of passive film formed on CP titanium, Ti-6Al-4V and Ti-13.4Al-29Nb alloys in simulated human body conditions. *Intermetallics*, 2005. Vol. 13. Pp. 631-637.

18. Коррозия титановых сплавов. Энциклопедия современной техники строительство: веб-сайт. URL: <http://www.bibliotekar.ru/spravochnik-181-2/152.htm>

19. Electrochemical and cellular behavior of ultrafine-grained titanium in vitro. H. Maleki-Ghaleh, K.Hajizadeh, A.Hadjizadeh, M.S. Shakeri. *Materials Science and Engineering*, 2014. Vol. 39. Pp. 299-304.

20. Электрохимическое поведение наноструктурного крупнокристаллического титана. Т. Ю. Малеткина и др. 2003. Т. 39 № 5. С. 508-510.

21. Электрохимическое поведение пластически деформированного титана в растворах серной кислоты. Божко П.В. и др. Известия Томского политехнического университета, 2011. Т. 319 №. 3. С. 17-24.

22. Y. Beygelzimer, V. Varyukhin, S. Synkov. Vortices, and Mixing During Twist Extrusion: *International Journal of Material Forming*, 2008. 1(1). P. 443-446.

23. Ткач Д.В., Павленко Д.В., Олышанецкий В.Е. Особенности структуры и разрушения титана марки BT1-0 в субмикроструктурном состоянии при циклическом нагружении: нові матеріали і технології в металургії та машинобудуванні, 2011. №1. С. 66-72.

24. Влияние предварительной деформации зубных титановых имплантатов на их коррозионные свойства в среде полости рта / Лавренко В.А. и др. Доповіді національної академії наук України, 2010 №4. С. 97-102.

Додаток А

Дослідження впливу інтенсивної пластичної деформації на структуру, механічні властивості та корозійну стійкість титану BT1-0

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ

- При використанні титанових сплавів у медицині для виготовлення різного роду імплантатів окрім негативного впливу легувальних елементів на зниження опору корозії реалізується їх канцерогенна дія на організм людини.
- Легувальні елементи, такі як алюміній, можуть накопичуватися в організмі і тим самим завдавати йому шкоди, а токсична дія ванадію полягає в комбінованому патологічному впливі на здоров'я людини.
- У зв'язку з цим найбільш доцільно для виготовлення виробів медичного призначення, що в процесі експлуатації зазнають впливу біологічного середовища, використовувати саме чистий титан, а не сплави на його основі. Відомо, що титан та його сплави мають високу корозійну стійкість, за рахунок утворення оксидної плівки. В зв'язку з цим, необхідно вияснити як впливає ІПД на корозійну стійкість матеріалу.

Ендопротези кульшового та колінного суглобів



Мета і задачі дослідження

Мета: Підвищення експлуатаційних властивостей титану VT1-0 при обробці методом гвинтової екструзії та її вплив на корозійну стійкість для покращення експлуатаційної надійності виробів медицини.

Задачі:

1. Проаналізувати вплив гвинтової екструзії на механічні властивості та структуру технічно чистого титану VT1-0.
2. Оцінити корозійну стійкість титану VT1-0 після ІПД.
3. Зробити висновки щодо доцільності використання VT1-0 обробленого ІПД для виготовлення ендопротезів та їх надійності.

Гвинтова екструзія

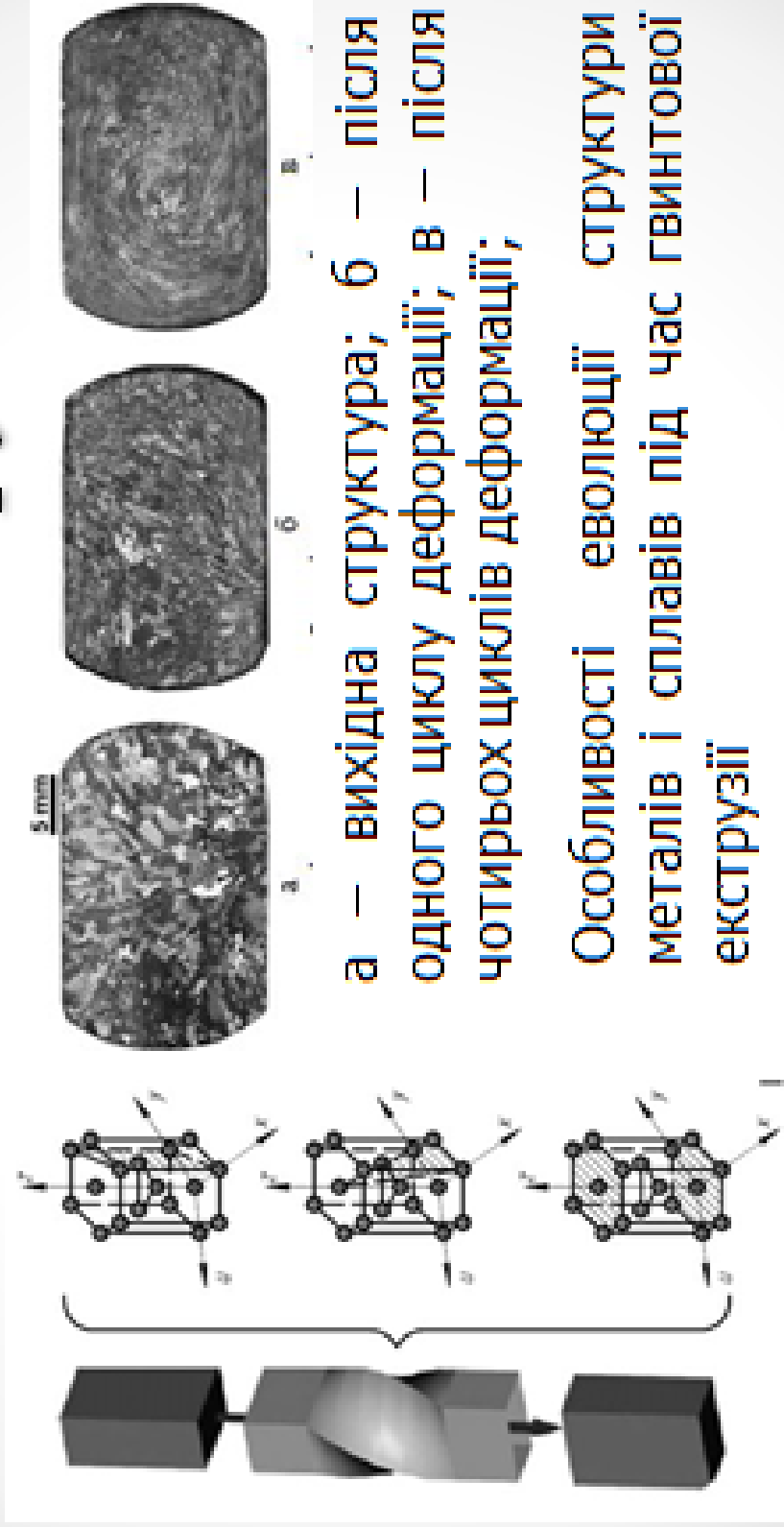
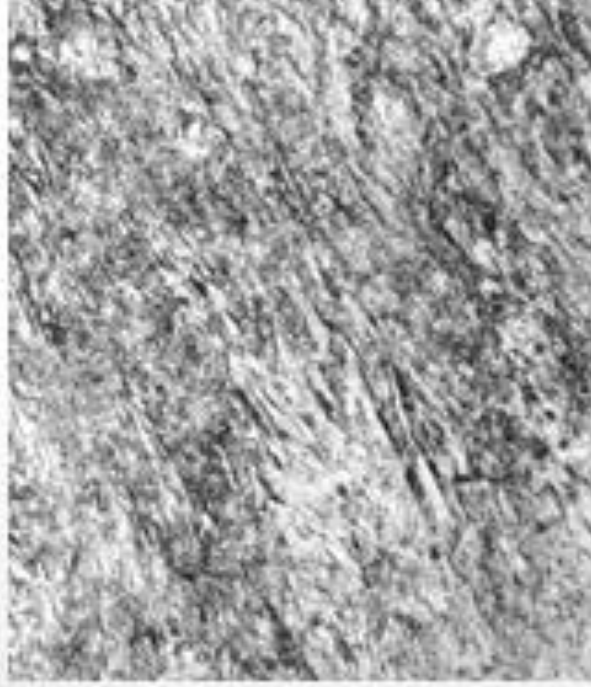
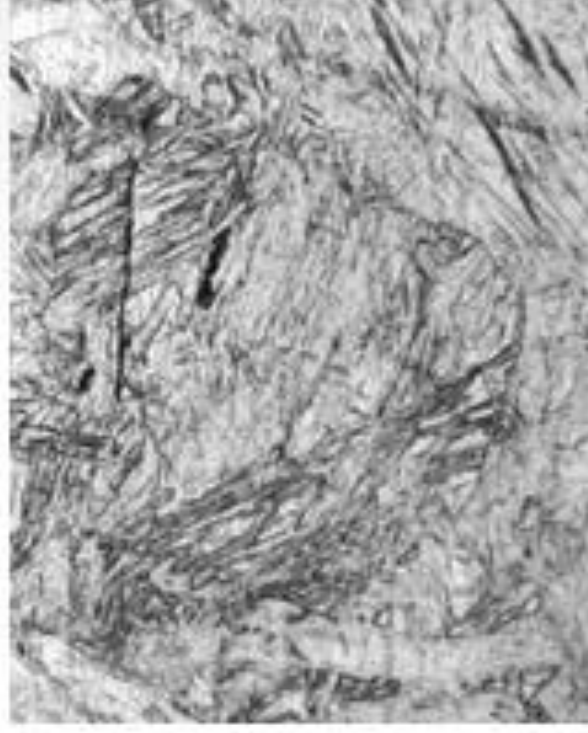


Схема гвинтової екструзії

Мікроструктура ВТ1-0 після п'яти циклів деформації гвинтовою екструзією.



Край заготовки



Центр заготовки

Рівень механічних властивостей після ІПД

Кільк. цикл. ІПД	$\sigma_{0,2}$, МПа		σ_b , МПа	
	центр заготовки	край заготовки	центр заготовк и	край заготовк и
Вихід н.	220	220	426	426
5	594	617	624	636

Зразки для дослідження корозійної стійкості



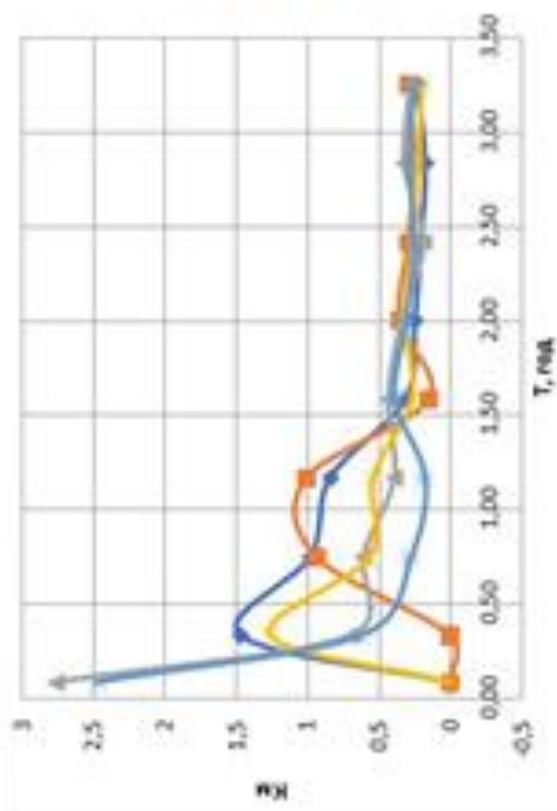
Матеріал дослідження

Номер зразка	Позначення	Довжина (а), мм	Ширина (b), мм	Товщина (с), мм	Діаметр отвору, d, мм	Площа, S, м²	Вихідна вага m, г
ПД 1 Без ТО	●	21	6,95	2	1	0,00040841	1,2645
ПД 2 Відпуск 400°C (10 хв.)	●●●	21,2	7,25	2	1	0,00042516	1,3278
ПД 3 Відпуск 300°C, (10 хв.)	●●	21,15	7,46	2	1	0,0004347	1,4034
Литво 1 Без ТО	●● ●●	21,7	8,1	2	1	0,00047545	1,4921
Литво 2 950°C, 20 хв., з піччю	●● ● ●●	22,4	8,2	1,9	1	0,00048709	1,4311

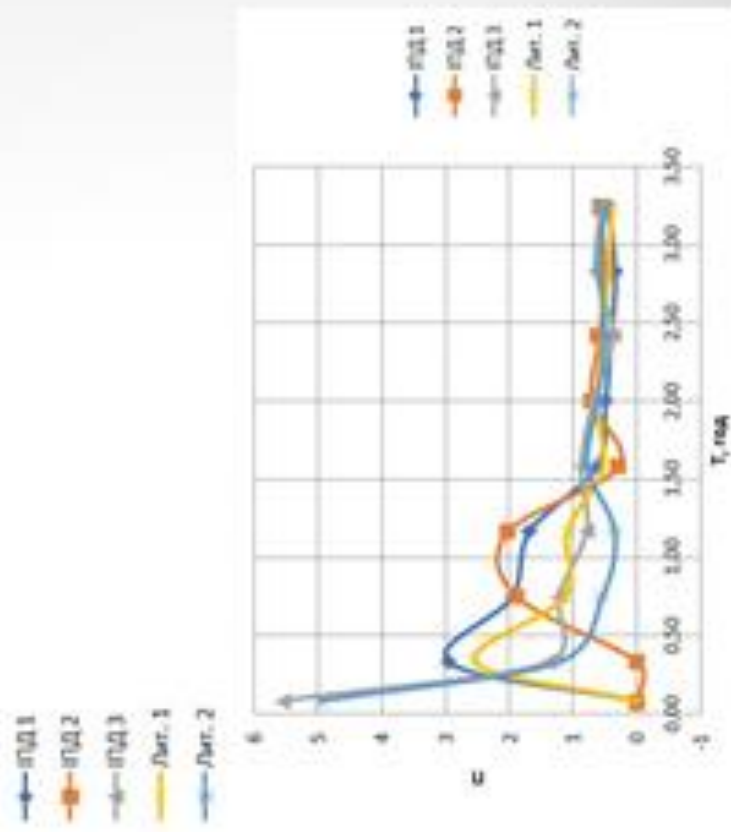
Результати дослідження корозійної стійкості ВТ1-0 в 20% розчині НСІ

№ зразка	Вихідна вага м, г	Вага після 5 хвилин, г	Вага після 15 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Вага після 25 хвилин, г	Час сушіння перевірки в ксиліті, хв	Δ м, г	Δ м/5, г
ІПД 1	1,2645	1,2645	1,2643	1,2642	1,2638	1,2636	1,2634	1,2632	1,2630	1,2627	195	0,0018	4,4073
ІПД 2	1,3278	1,3278	1,3278	1,3275	1,3270	1,3269	1,3266	1,3263	1,3260	1,3257		0,0022	5,1745
ІПД 3	1,4034	1,4033	1,4032	1,403	1,4028	1,4025	1,4022	1,4020	1,4016	1,4012		0,0022	5,0609
Лит. 1	1,4921	1,4921	1,4919	1,4917	1,4914	1,4912	1,4909	1,4906	1,4903	1,4900		0,0021	4,4168
Лит. 2	1,4311	1,4310	1,4309	1,4308	1,4307	1,4304	1,4301	1,4298	1,4294	1,4290		0,0021	4,3113

Зміна показника швидкості корозії та глибинного показника корозії протягом часу занурення зразків



Зміна показника швидкості корозії протягом часу занурення зразків



Зміна глибинного показника корозії з часом