

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Інженерно-фізичний факультет**

**Кафедра фізики металів**

«До захисту допущено»

В.о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ Іващенко Є.В.

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Дипломна робота**

**на здобуття ступеня бакалавра**

**з напрямку підготовки 6.050403 «Інженерне матеріалознавство»**

**на тему: «Вплив хімічного складу на механічні властивості сплавів  
медичного призначення системи Ti-Nb-Mo»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи ФІ-51-1

Омельченко Тетяна Андріївна \_\_\_\_\_

Керівник:

доц., к.т.н. Холявко В. В. \_\_\_\_\_

Консультант з питань нормоконтролю:

ас. Шаповалова Н.А. \_\_\_\_\_

Консультант з економічно-організаційної частини:

к.е.н., ст. викладач Нараєвський С.В. \_\_\_\_\_

Консультант з охорони праці:

д.т.н., професор Левченко О.Г. \_\_\_\_\_

Рецензент:

к.т.н., ст. викладач Аршук М.В. \_\_\_\_\_

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

Студентка \_\_\_\_\_

Київ – 2019 рік

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

**Інженерно-фізичний факультет**

**Кафедра фізики металів**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Напрямок підготовки (програма професійного спрямування) – 6.050403  
«Інженерне матеріалознавство»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ Іващенко Є.В.

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту**

**Омельченко Тетяні Андріївні**

1. Тема роботи «**Вплив хімічного складу на механічні властивості сплавів медичного призначення системи Ti-Nb-Mo**»,

керівник роботи доц., к.т.н. Холявко В.В., затверджені наказом по університету від «25» травня 2019 р. № 1408-с

2. Термін подання студентом роботи \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до роботи: сплави системи Ti-Nb-Mo з чотирма різними співвідношеннями концентрацій складових: Ti-4Nb-2Mo; Ti-5Nb-2,5Mo; Ti-1,5Nb-3Mo; Ti-2Nb-4Mo; результати переддипломної практики.

4. Зміст роботи:

а) основна частина: аналіз літературних джерел щодо тематики роботи; обґрунтування вибору матеріалів для досліджень; опис процесу отримання зразків для досліджень; вибір комплексу методів досліджень та опис експериментальних методик; опис результатів досліджень та їх аналіз; висновки за основними результатами роботи.

б) охорона праці: аналіз шкідливих факторів та шляхів їх усунення.

в) організаційно-економічна частина: розрахунок собівартості проведення дослідження; визначення економічної ефективності виконання роботи.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо): 82 сторінки, 37 рисунків, 20 таблиць, 1 презентація.

6. Консультанти розділів роботи\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Економічно-організаційний	к.е.н., ст. викладач Нараєвський С.В		
Охорона праці	д.т.н., професор Левченко О.Г.		

7. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Видача завдання		
2	Огляд літератури		
3	Освоєння методик дослідження		
4	Виконання експериментальних досліджень		
5	Отримання результатів, їх аналіз		
6	Оформлення дипломної роботи		
7	Попередній захист		
8	Захист на засіданні ЕК		

Студент

Омельченко Т.А.

Керівник роботи

Холявко В.В.

---

\* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено керівника дипломної роботи.

## РЕФЕРАТ

Дипломна робота: 82 с., 37 рис., 20 табл., 65 джерел.

### КІСТКОВІ ІМПЛАНТИ, МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ, МОДУЛЬ ЮНГА, ТЕРМІЧНА ОБРОБКА, ТИТАНОВІ СПЛАВИ, ХІМІЧНИЙ СКЛАД

Об'єкт дослідження – зміна рівня механічних характеристик сплавів системи Ti-Nb-Mo в залежності від хімічного та фазового складу й термічної обробки.

Мета роботи – вивчення впливу хімічного складу на структуру та механічні властивості титанових сплавів медичного призначення системи Ti-Nb-Mo.

Методи досліджень – рентгенофазовий аналіз, мікроструктурний аналіз, мікродюрOMETричний аналіз, ультразвукове дослідження модуля Юнга, випробування на згин.

Дослідження механічних властивостей сплавів чотирьох хімічних складів системи Ti-Nb-Mo показало поступове зростання мікротвердості при збільшенні вмісту  $\alpha'$ -фази та різке її збільшення внаслідок формування  $\beta$ -фази титану.

Модуль Юнга внаслідок проведеної двоступеневої термічної обробки зменшився на 10 % - 25 % для зразків з мартенситною фазою, та на 35 % для зразка з  $\beta$ -фазою титану., але все одно перевищує рекомендовані для матеріалів кісткових імплантів значення. Для подальшої зміни рівня еластичності рекомендовано провести додаткову термомеханічну обробку.

## ABSTRACT

Thesis: 82 p., 37 figures, 20 tables, 65 sources.

BOTTOM IMPLANTS, CHEMICAL COMPOSITION, MECHANICAL PROPERTIES, THERMAL PROCESSING, TITANIUM ALLOYS, YUNG MODULES

The object of the study is to change the level of mechanical characteristics of alloys of the Ti-Nb-Mo system, depending on the chemical and phase composition and heat treatment.

The purpose of the work is to study the influence of the chemical composition on the structure and mechanical properties of titanium alloys for medical purposes of the Ti-Nb-Mo system.

Research methods - X-ray diffraction analysis, microstructural analysis, microdurmetric analysis, ultrasound examination of Young's modulus, bend test.

The study of the mechanical properties of the alloys of the four chemical compositions of the Ti-Nb-Mo system showed a gradual increase in microhardness with an increase in the content of the  $\alpha$  'phase and its sharp increase as a result of the formation of the  $\beta$ -phase of titanium.

The Young modulus, due to the two-stage heat treatment, decreased by 10 % - 25 % for martensitic phase samples, and by 35 % for the sample with the  $\beta$ -phase of titanium, but still exceeds the values recommended for bone implants. To further change the level of elasticity it is recommended to conduct additional thermo-mechanical treatment.

## ЗМІСТ

СКРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ.....	8
ВСТУП.....	9
1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ .....	11
1.1 Біоматеріали. Металеві біоматеріали.....	11
1.1.1 Визначення біоматеріалів.....	11
1.1.2 Вимоги до матеріалів для кісткових імплантів .....	13
1.2 Сучасні металеві матеріали для медичних імплантів .....	16
1.2.1 Загальні відомості .....	16
1.2.2 Титан та титанові сплави.....	18
1.3 Сплави з пам'яттю форми .....	20
1.3.1 Сплави на основі Ti-Nb як альтернатива сплавам Ti-Ni.....	23
1.4 Аналіз результатів досліджень сплавів Ti-Nb-Mo .....	24
1.5 Висновки до розділу 1 .....	26
2 МЕТОДИКА ТА МАТЕРІАЛИ ДОСЛІДЖЕННЯ .....	27
2.1 Обґрунтування вибору матеріалу .....	27
2.2 Виготовлення та термічна обробка зразків для дослідження.....	29
2.3 Методи досліджень .....	31
2.3.1 Мікроструктурний аналіз сплавів системи Ti-Nb-Mo .....	31
2.3.2 Мікродюриметричний аналіз досліджуваного матеріалу.....	32
2.3.3 Рентгенофазовий аналіз матеріалу.....	36
2.3.4 Визначення величини модуля Юнга за ультразвуковою методикою .....	38
2.3.5 Випробування на згин досліджуваних зразків .....	39
2.4 Висновки до розділу 2 .....	40
3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ .....	41
3.1 Результати рентгенофазового дослідження.....	41
3.2 Результати досліджень мікроструктури .....	46
3.3 Результати мікродюриметричного аналізу.....	48
3.4 Результати вимірювання модуля Юнга ультразвуковою методикою ..	50

3.5	Результати випробування на згин .....	51
3.6	Висновки до розділу 3 .....	52
4	ОРГАНІЗАЦІЙНО – ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	54
4.1	Науково-технічна актуальність НДР .....	54
4.2	Мета і завдання НДР.....	54
4.3	Розрахунок планових витрат на проведення НДР.....	55
4.3.1	Витрати на оплату праці.....	55
4.3.2	Визначення розміру єдиного соціального внеску .....	57
4.3.3	Вартість матеріалів необхідних для проведення досліджень.....	57
4.3.4	Витрати на спеціальне обладнання.....	58
4.3.5	Вартість послуг сторонніх організацій.....	58
4.3.6	Визначення витрат на службові відрядження .....	58
4.3.7	Інші прямі невраховані витрати по темі .....	59
4.3.8	Накладні витрати .....	59
4.3.9	Визначення планової кошторисної вартості теми.....	59
4.4	Науково-технічна ефективність НДР.....	60
4.5	Висновки до розділу 4 .....	64
5	ОХОРОНА ПРАЦІ .....	65
5.1	Правові та організаційні основи охорони праці.....	65
5.2	Аналіз параметрів приміщення .....	66
5.3	Аналіз мікроклімату приміщення .....	67
5.4	Аналіз освітленості приміщення .....	68
5.5	Електробезпека.....	68
5.6	Пожежна безпека .....	69
5.7	Висновки до розділу 5.....	71
	ВИСНОВКИ .....	72
	CONCLUSIONS.....	74
	ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ .....	76

## СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ

$A_k$  – кінець оберненого аустенітного перетворення;

$A_n$  – початок оберненого аустенітного перетворення;

$M_k$  – кінець прямого мартенситного перетворення;

$M_n$  – початок прямого мартенситного перетворення;

ЕПФ – ефект пам'яті форми;

ТМО – термомеханічна обробка.

## ВСТУП

Одним з основних недоліків металевих імплантів, які застосовують в стоматології, ортопедії та щелепно-лицьовій хірургії – є значна відмінність їх механічної поведінки від кісткової тканини. Саме тому пошук нових матеріалів які б збільшували строк служби імплантів, підвищували їх стабільність, а найголовніше – були біосумісними з людським організмом є одною з важливих задач сучасного матеріалознавства.

Металеві матеріали з яких виготовляють сучасні імпланти зазвичай мають значно вищий модуль Юнга – близько 100 ГПа, в той час як кісткова тканина – (20-30) ГПа. Така відмінність призводить до порушення механіко-біологічної рівноваги в організмі людини. Задовільні значення модуля Юнга, а також надпружну поведінку близьку до кісткової тканини демонструють сплави з ефектом пам'яті форми, особливо сплави Ti-Ni. Однак внаслідок токсичного впливу нікелю на організм людини, ряд розвинутих країн обмежує використання таких сплавів в медицині. Таким чином, з точки зору біохімічної сумісності імплантам з нікеліду титану необхідна заміна. Такою альтернативою можуть слугувати сплави з пам'яттю форми нового покоління – на основі системи Ti-Nb.

Протягом останніх двадцяти років, сплави потрійних і четверних систем на основі Ti-Nb викликають все більший інтерес вчених.

Таким чином, можна зробити висновок, що тема роботи є актуальною з наукової та практичної точок зору.

У зв'язку з вище викладеним, метою даної роботи було визначення впливу хімічного складу на механічні властивості сплавів системи Ti-Nb-Mo.

Для досягнення мети роботи, необхідно було виконати наступні завдання:

- 1) проаналізувати стан досліджень обраного матеріалу, користуючись літературними джерелами;

2) обрати ефективний комплекс досліджень, який дозволить достовірно та повністю оцінити механічні характеристики досліджуваних сплавів;

3) опанувати методики дослідження матеріалу та обробки первинних результатів випробувань;

4) провести експерименти, проаналізувати отримані дані та зробити висновки.

Методи досліджень – рентгенофазовий аналіз, мікроструктурний аналіз, мікродюрOMETричний аналіз, ультразвукове дослідження модуля Юнга, випробування на згин.

## 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

### 1.1 Біоматеріали. Металеві біоматеріали

#### 1.1.1 Визначення біоматеріалів

Від початку біоматеріал визначали як штучний матеріал, який використовується для заміни або поновлення функцій тканин людського тіла і постійно, чи періодично знаходиться в контакті з рідинами (кров, слюна та ін.) [1]. Але таке визначення дещо обмежено, так як воно не включає матеріали, які використовуються для медичних приладів, наприклад для хірургічних або стоматологічних інструментів, а також матеріали для ектопротезів (протезів обличчя).

Пізніше під терміном «біоматеріали» почали розуміти натуральні або штучні матеріали, які призначені для виконання, доповнення або заміщення функцій живих тканин [2].

Однією з найвідоміших областей використання біоматеріалів є імплантаційні матеріали, які використовуються для протезування в ортопедії, стоматології, щелепно-лицьовій хірургії.

Металеві біоматеріали – один з найбільших класів імплантаційних матеріалів, поряд з такими матеріалами як кераміка, полімери, композиційні матеріали [1]. До переваг металевих біоматеріалів відносять високу міцність, пластичність, в'язкість, зносостійкість, опір втоми, високу електропровідність, а деякі матеріали мають також чудові магнітні властивості.

На рис. 1.1 бачимо, що металеві біоматеріали використовуються в якості несучих частин усіх видів штучних суглобів, пристроїв остеосинтезу і спинної фіксації, зубних протезів та ін. [3].

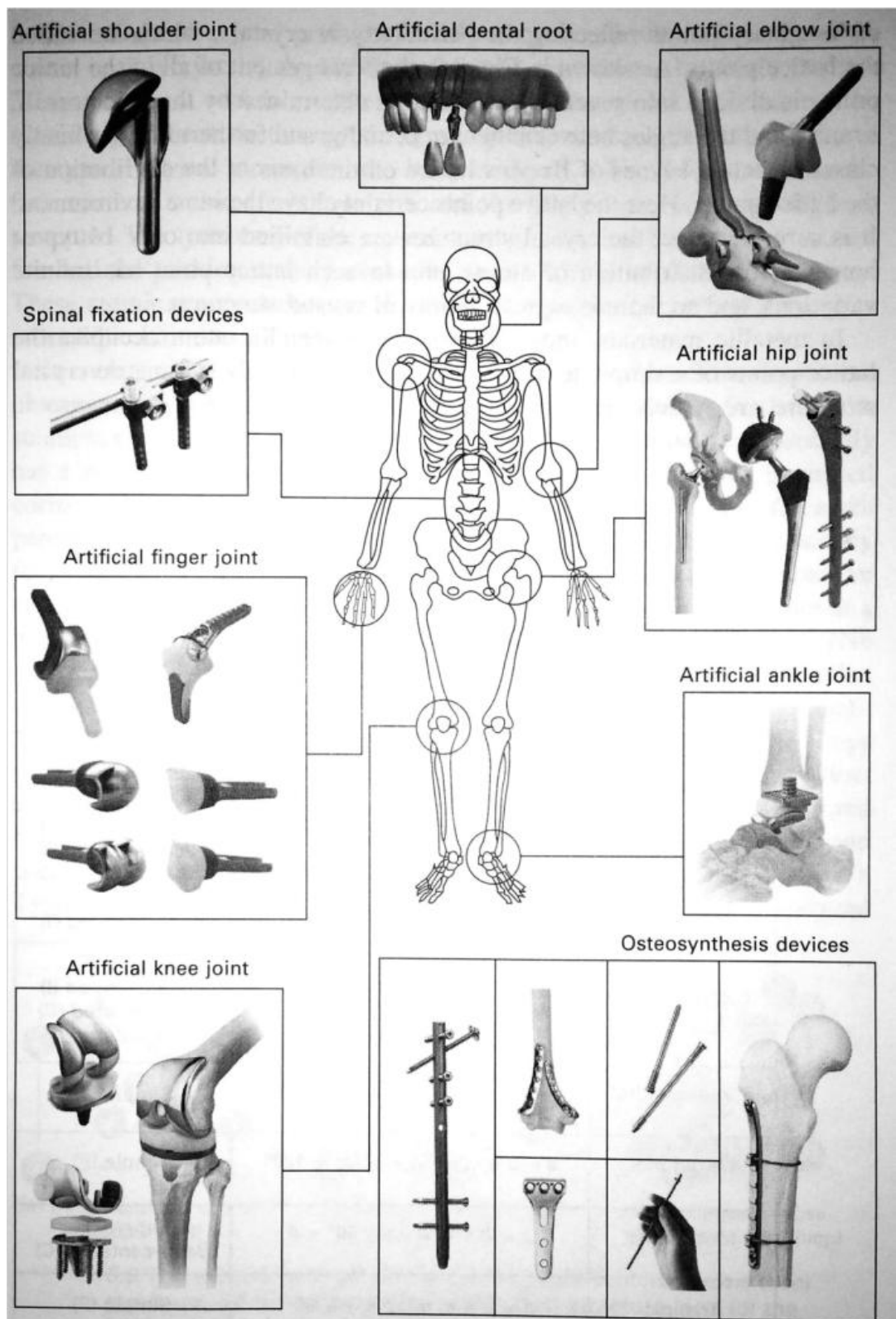


Рисунок 1.1 – Види кісткових імплантів , що використовують в ортопедичній хірургії та стоматології [3]

Як видно на рисунку 1.1 представлено види металевих імплантів, що використовуються в медицині.

### 1.1.2 Вимоги до матеріалів для кісткових імплантів

Так як імпланти, як правило, розташовані всередині людського тіла і контактують з рідинами існують обмеження на матеріали, які можуть використовуватися в імплантаційних цілях.

Важливими аспектами при виборі матеріалів для виготовлення імплантів є [1, 4, 5]:

1) сумісність матеріалу з живим організмом (реакція тканин організму, постійність механічних, фізичних, хімічних властивостей матеріалу, локалізація шкідливого впливу на організм при старінні матеріалу);

2) механічні властивості матеріалу (еластичність, межа плинності, пластичність, ударна в'язкість, деформація з часом, повзучість, межа міцності, втомна міцність, твердість, зносостійкість);

3) технологічність (економічність і ефективність методів виготовлення, якість вихідних матеріалів, можливість безпечної і ефективної стерилізації матеріалу, вартість продукту).

#### 1.1.2.1 Вимоги до хімічного складу

Одним з найважливіших властивостей матеріалу для імпланту – біосумісність. Біосумісність – здатність матеріалу функціонувати не викликаючи побічних клінічних проявів – не бути токсичним, не відторгатися організмом як чужорідне тіло [1, 5]. Іншими словами, в склад матеріалу для імпланту повинні входити лише сумісні (не токсичні) компоненти. Порівняння біосумісності деяких матеріалів представлено на рис. 1.2. Існує три основні групи елементів по критерії біосумісності:

- 1) токсичні, при взаємодії з якими клітини гинуть;
- 2) умовно сумісні, навколо матеріалу утворюється капсула зі сполучної тканини;
- 3) сумісні або інертні, капсула зі сполучної тканини відсутня, або дуже тонка, можливий ріст клітин тканин людського тіла на матеріалі.

Як видно, деякі сплави володіють більш високою біосумісністю ніж їх компоненти, це може бути пояснено утворенням оксидної плівки.

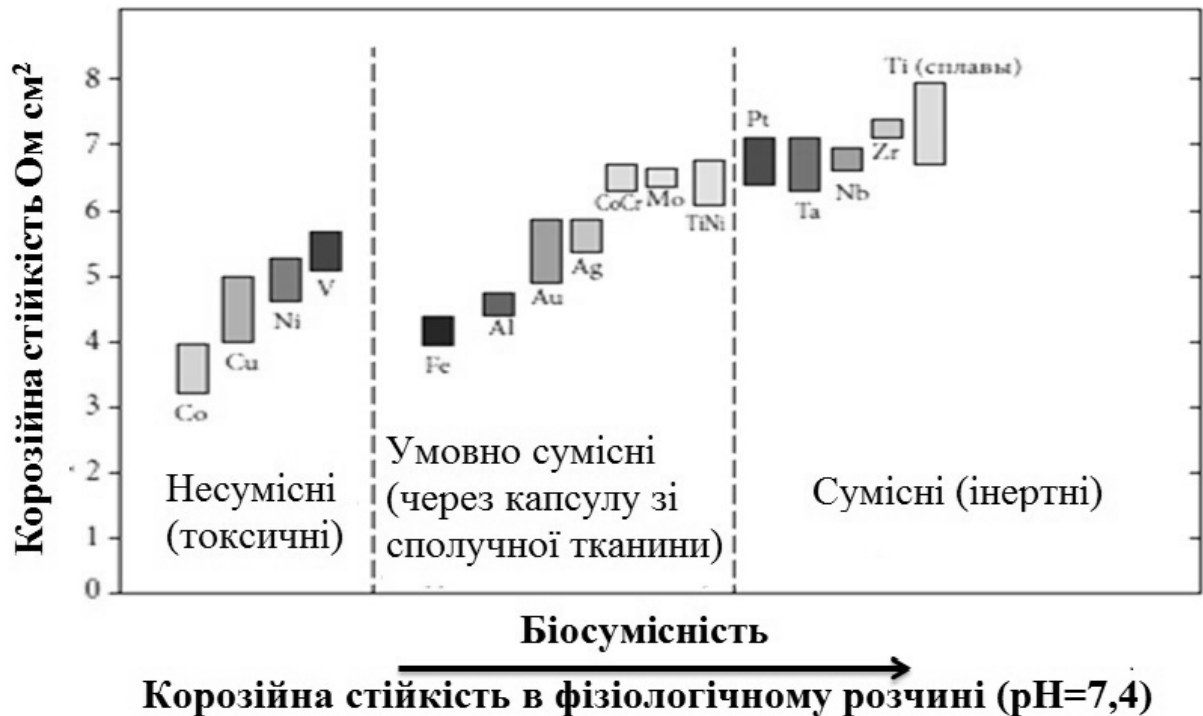


Рисунок 1.2 – Відношення між корозійною стійкістю, виміряною за методом поляризаційного опору і біосумісністю для деяких металів та сплавів [6]

#### 1.1.2.2 Вимоги до механічних характеристик

Матеріал імпланту, який встановлений в людському організмі, повинен виконувати механічні функції заміненої кісткової тканини: приймати прикладене в ході експлуатації навантаження не руйнуючись. Механічна поведінка такого матеріалу повинна бути близька до механічної поведінки живої кісткової тканини. Металеві матеріали, як правило, повинні мати відповідні механічні характеристики, такі як: модуль Юнга ( $E$ ), межу плинності ( $\sigma_m$ ), межу міцності ( $\sigma_b$ ), еластичність ( $\delta$ ), границю витривалості ( $\sigma_R$ ), втомну довговічність (число циклів до руйнування) ( $N$ ) [1].

Кісткова тканина людина існує в різних структурних модифікаціях: хрящова, кіркова (тверда), губчаста (м'яка), тому і характеризується різним рівнем механічних властивостей. Основні з них наведені у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Механічні характеристики кісткових тканин людини [7,8, 9, 10]

Характеристика	Хрящова тканина	Кіркова (тверда) тканина	Губчаста (м'яка) тканина
Модуль Юнга, Е, ГПа (стиск)	0,7 – 1,1	2 – 17	0,6 – 1
Модуль Юнга, Е, ГПа (розтяг)	-	9,1 – 32,2	18 ± 2,8
Границя текучості, $\sigma_T$ , ГПа (стиск)	-	107,9 ± 12,3	84,9 ± 11,2
Границя текучості, $\sigma_T$ , ГПа (розтяг)	-	48,6 ± 16,3	32,7 ± 5,7
Відносне стиснення при руйнуванні, %	-	3 ± 1,9	3,6 ± 1,6
Відносний розтяг при руйнуванні, %	-	0,71 – 1,49	-

Для забезпечення біомеханічної сумісності важлива величина модуля Юнга матеріалу-імпланту. В парі «кістка-метал» при механічному впливі основне навантаження приймає більш жорсткий (високомодульний) метал, а кістка, за законом Вольфа, адаптується до різкого зниження навантаження, тому припиняється ріст і оновлення клітин кісткової тканини [4, 11]. Саме тому низькомодульні матеріали для імплантів користуються великим попитом.

### 1.1.2.3 Вимоги до поверхні

Раніше зазначалося, що матеріал для імпланту повинен бути біоінертним, але в даний час вчені дотримуються ідеї біоактивного матеріалу, який з'єднується з біологічними молекулами і відновлює тканини [12]. В випадку кістки бажано, щоб матеріал сприяв розвитку клітин, що

утворюються, з оточуючих не кісткових тканин на його поверхні, підтримував ріст кістки і сприяв нарощенню кісткової клітини на імплантат. Гідрофільність, шорсткість, текстура, хімічний склад, енергія і морфологія поверхні сильно впливають на реакції клітин кісткової тканини в ділянці контакту з імплантом [13].

Високий ступінь шорсткості поверхні надає позитивний вплив на механічну стабільність імпланту [14, 15].

Гідрофільність поверхні є важливою характеристикою біосумісності матеріалу. Така поверхня є більш бажана у порівнянні з гідрофобною, тому що спостерігається підвищена здатність поверхні імпланту взаємодіяти з біологічними рідинами, клітковими елементами, що має особливе значення на ранніх етапах остеоінтеграції [16].

## **1.2 Сучасні металеві матеріали для медичних імплантів**

### **1.2.1 Загальні відомості**

Останнім часом різко зросла кількість операцій, що включають заміщення кісткової тканини металевими ендопротезами та імплантатами. Одна з основних вимог до матеріалів імплантів – це надійність. Тобто здатність замінювати живу тканину протягом тривалого часу без погіршення експлуатаційних характеристик та загального стану всього організму. До параметрів надійності входять: остеоінтеграція, біосумісність, міцнісні характеристики, висока площа поверхні контакту імплантата з кісткою, технологічність [17].

На сьогодні, близько 70 % сучасних імплантів виготовляють з металів [1, 3]. Усі металеві матеріали, які використовуються в якості заміни кісткових тканин людини, можна поділити на декілька груп: корозійностійкі сталі, сплави на основі кобальту, титану, золота і технічно чисті метали.

Основні механічні характеристики цих матеріалів наведено у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Механічні характеристики металевих імплантів [1,3,18,19,20]

Матеріал	Механічні характеристики			
	Модуль Юнга, Е, ГПа	Границя текучості, $\sigma_T$ , МПа	Границя міцності, $\sigma_B$ , МПа	Видовження, $\delta$ , %
Корозійні сталі	200 – 210	190 – 700	490 – 1350	12 – 55
Сплави на основі кобальту	210 – 232	380 – 862	690 – 1535	12 – 35
Сплави на основі титану	55 – 110	585 – 1060	690 – 1100	6 – 22
Сплави на основі золота	80 – 90	80 – 400	140 – 650	2 – 18
Технічно чистий титан	96 – 114	170 – 480	240 – 550	15 – 24
Технічно чистий тантал	186 – 191	140	250 – 330	20 – 30
Технічно чистий цирконій	95 – 97	-	380 – 510	25

На рисунках 1.3 та 1.4 представлено механічні характеристики металевих матеріалів які використовуються для імплантів та кісткової тканини.

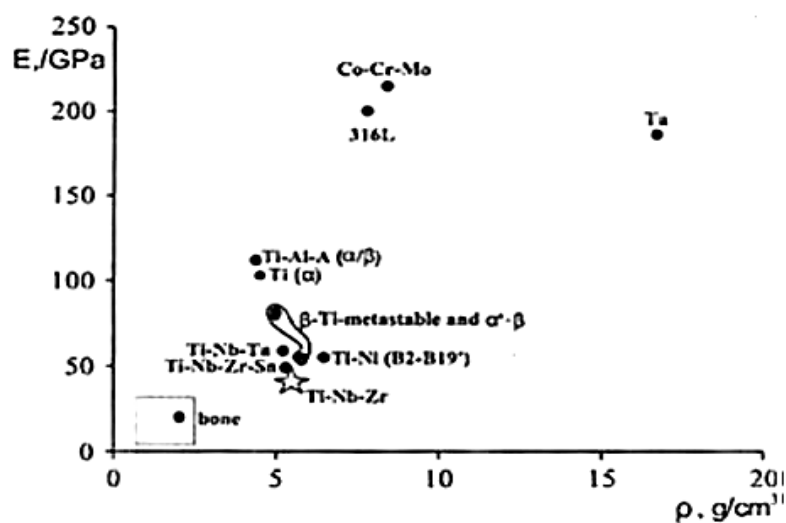


Рисунок 1.3 – Залежність модуля Юнга від щільності матеріалів [22]

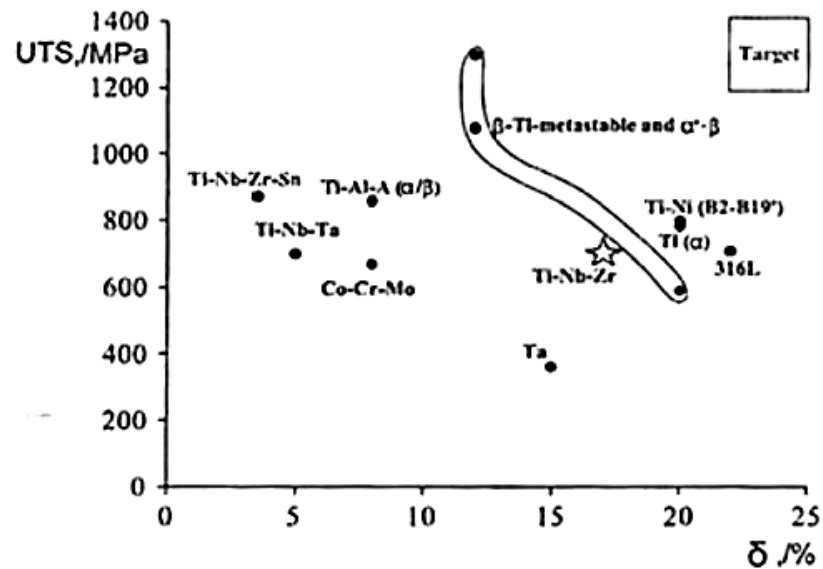


Рисунок 1.4 – Залежність навантаження від відносного видовження металів [22]

Очевидно, що титанові сплави володіють найбільш близькими до кісткової тканини механічними характеристиками, саме тому вони найбільш перспективні для медицини.

### 1.2.2 Титан та титанові сплави

В чистому титані відбувається алотропне перетворення ГЦП  $\alpha$ -фази в ОЦК  $\beta$ -фазу за температури вище  $882,5\text{ }^\circ\text{C}$  [23]. Елементи, які збільшують температуру перетворення називаються  $\alpha$ -стабілізаторами, до них відносяться неперехідні метали та елементи проникнення: алюміній, олово, кисень, азот, вуглець. Легуючі елементи, які призводять до зменшення температури фазового перетворення називаються  $\beta$ -стабілізаторами, до них відносяться перехідні та благородні метали: молібден, ніобій, ванадій, тантал, залізо, вольфрам, хром, кремній, нікель, кобальт, манган, цирконій, гафній [4, 23]. Таким чином, титанові сплави поділяють на п'ять груп:  $\alpha$ , псевдо- $\alpha$ ,  $(\alpha+\beta)$ , псевдо- $\beta$ ,  $\beta$ .

#### 1.2.2.1 Титанові $\alpha$ -сплави

Нелегований титан і сплави леговані  $\alpha$ -стабілізаторами класифікуються як  $\alpha$ -сплави. При кімнатній температурі такі сплави мають гексагональну

щільно упаковану ґратку [23]. Володіючи достатньо високою міцністю і задовільною пластичністю  $\alpha$ -сплави відрізняються високим опором повзучості і хорошою зварюваністю [24]. Деякі з цих сплавів, наприклад VT5-1, вважають найкращими для застосування при криогенних температурах і рекомендують для виготовлення деталей, які працюють до температур рідкого водню [25].

#### 1.2.2.2 Титанові псевдо- $\alpha$ сплави

Головною відмінністю псевдо- $\alpha$  сплавів від  $\alpha$ -сплавів є наявність в перших малої кількості  $\beta$ -стабілізаторів. Структура таких сплавів при кімнатній температурі –  $\alpha$ -фаза з невеликою кількістю (1 %-5 %)  $\beta$ -фази [24]. До головних переваг цих сплавів відносять високу жаростійкість. Сплав VT41 може довго працювати за температур (550-600) °С, що сприяє його застосуванню в якості матеріалу для лопаток в газотурбінних двигунах [26].

В сучасній стоматології та ортопедії титанові  $\alpha$ - та псевдо- $\alpha$  сплави не використовують в якості матеріалів для медичних імплантів через їх низьку міцність і наявність у складі токсичних легуючих елементів [1, 4].

#### 1.2.2.3 Титанові ( $\alpha+\beta$ )-сплави

Сплави такого типу при кімнатній температурі складаються з  $\alpha$ - та  $\beta$ -фаз, а серед компонентів можуть бути присутні обидва типи стабілізаторів [23]. Змінюючи відношення  $\alpha$ - та  $\beta$ -фаз можна змінювати властивості таких сплавів в широкому діапазоні. Ефективним механізмом для управління властивостями може слугувати ТМО, за допомогою якої регулюється мікроструктура і характер виділень  $\beta$ -фази. Такі сплави володіють більшою міцністю в порівнянні з  $\alpha$ - та псевдо- $\alpha$  сплавами.

Найбільш поширеним є сплав Ti-6Al-4V відомий як VT-6. Цей сплав було розроблено для аерокосмічної і воєнно-морської галузей промисловості. Також він має широке застосування в якості матеріалу для зубних та ортопедичних імплантів завдяки його високій корозійній стійкості [1-4, 27]. Однак такий сплав може викликати проблеми зі здоров'ям через токсичний вплив ванадію і алюмінію у складі. Ще одним недоліком сплаву є високе

значення модуля Юнга, що негативно впливає на біомеханічну сумісність [3, 4].

#### 1.2.2.4 Титанові $\beta$ -сплави

Дані сплави, як вже зазначалося, леговані так званими  $\beta$ -стабілізаторами, що призводить до утворення ОЦК ґратки. Причому  $\beta$ -фаза переважає в структурі тільки після достатньо швидкого охолодження після термічної обробки [23].  $\beta$ -сплави можна класифікувати як стабільні і метастабільні. Стабільні сплави не змінюють свій фазовий склад під дією термомеханічної обробки, на відміну від метастабільних, в яких можливі перетворення (виділення  $\alpha$ -,  $\alpha'$ -,  $\omega$ -фаз). Очевидно, що така перевага надає більш широкий діапазон регулювання властивостей метастабільних  $\beta$ -титанових сплавів.

В останній час метастабільні  $\beta$ -сплави титану привертають увагу як потенційні біоматеріали завдяки низькому модулю пружності і високій корозійній стійкості [1-4].

Існує ряд стандартизованих низькомодульних медичних титанових сплавів  $\beta$ -типу, деякі з них представлено у таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 – Склад та властивості медичних титанових  $\beta$ -сплавів у відповідності до стандартів ASTM [28]

Стандарт	Хімічний склад	Модуль Юнга, Е, ГПа
ASTM F 1713	Ti-13Nb-13Zr	~ 80
ASTM F 1813	Ti-12Mo-6Zr-2Fe	~ 75
ASTM F 2066	Ti-15Mo	~ 80
Task Force F-04.12.23	Ti-35Nb-7Zr-5Ta	~ 55

### 1.3 Сплави з пам'яттю форми

Найбільш перспективними матеріалами для імплантів є титанові сплави з ефектом пам'яті форми, які, крім загальновідомих переваг

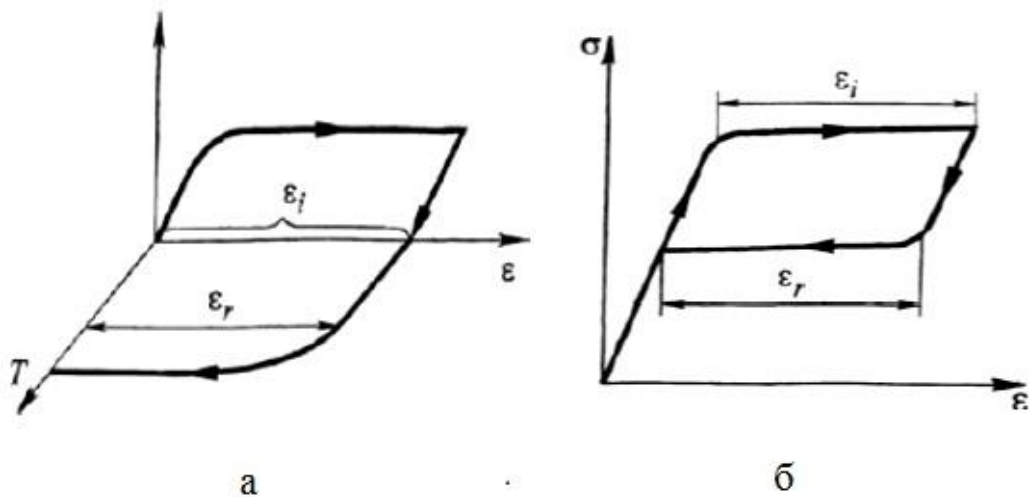
титанових сплавів, також демонструють схожу з кісткою деформаційну поведінку.

Серед метастабільних титанових сплавів можна виділити групу сплавів які демонструють ЕПФ.

В основі ЕПФ лежить термопружне мартенситне перетворення, яке вперше було виявлено в сплавах системи Cu-Al-Ni Г.В. Курдюмовим та Л.Г. Хандросом у 1948 році [29]. При термопружному мартенситному перетворенні спершу утворені кристали ростуть (зменшуються) при зниженні (підвищенні) температури зі швидкістю, яка відповідає швидкості охолодження (нагріву), що дозволяє легко спостерігати перетворення навіть візуально. При цьому необхідно відмітити, що ріст мартенситних кристалів може відбуватися тільки до тих пір, поки зберігається когерентний структурний зв'язок між ґратками обох фаз, тобто зберігається порядок і відповідність розташування атомів по обидві сторони границі зростаючого кристалу.

ЕПФ можна пояснити, як здатність металу змінювати і відновлювати свою вихідну форму за структурними механізмами, відмінними від механізму класичної пружної деформації (закон Гука). Іншими словами ЕПФ представляє собою один із проявів повної або часткової оборотної не пружної деформації, яка реалізується завдяки оборотному термопружному мартенситному перетворенню.

Якщо зняти навантаження до початку пластичної деформації мартенситу, то в залежності від температури випробування можна спостерігати ЕПФ або відновлення форми в процесі розвантаження за температури деформації (явище надпружності). Діаграми деформації-навантаження при реалізації надпружності і ефекту пам'яті форми наведені на рисунку 1.5 (а, б) [30, 31].



$\varepsilon_i$  – наведена деформація,  $\varepsilon_r$  – оборотна деформація,  $T$  – температура

Рисунок 1.5 – Деформаційна діаграма у разі реалізації ефекту пам'яті форми (а), та ефекту надпружності (б) [30]

В основі ефекту надпружності і одностороннього ЕПФ лежить той самий структурний механізм. Відмінність полягає в причинах оборотного мартенситного перетворення. У випадку надпружності оборотне мартенситне перетворення проходить безпосередньо після зняття навантаження, а при ефекті пам'яті форми для реалізації оборотного перетворення необхідний нагрів.

Поведінка сплавів з ефектом пам'яті форми характеризується додатковими параметрами, такими як мартенситні точки, температури початку та кінця прямого і зворотного мартенситного перетворення ( $M_n$ ,  $M_k$ ,  $A_n$ ,  $A_k$ ), для опису незвичайної механічної поведінки використовують величини функціональних властивостей: зворотну деформацію і реактивну напругу, що генерується матеріалом при прагненні відновити форму в заневоленому стані [30-33].

Для забезпечення найкращої біомеханічної сумісності матеріалу, що заміщує кісткову тканину, важливий не лише рівень основних механічних характеристик ( $E$ ,  $\sigma_{0,2}$ ,  $\sigma_T$ ,  $\sigma_B$ ,  $\delta$ ), а і схожість поведінки під час деформації.

Поведінка біологічних тканин в умовах впливу зовнішнього навантаження характеризується запізнілою реакцією тканин, тобто між величиною навантаження і деформацією тканин в умовах навантаження і розвантаження існує гістерезисна залежність, яка проявляється в поверненні деформації і відновленні форми тканин при більш низьких навантаженнях [34].

На рисунку 1.6 представлено порівняння механічних характеристик для різних металів та сплавів.

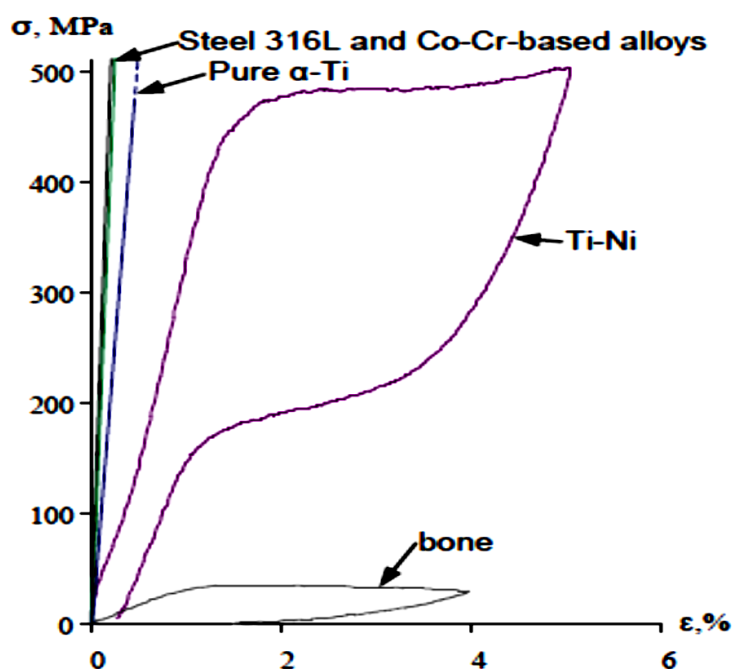


Рисунок 1.6 – Порівняння механічної поведінки сталі 316L, сплавів Co-Cr,  $\alpha$ -титану, сплаву Ti-Ni та кісткової тканини [35]

Як видно з рисунку 1.6 сплави з пам'яттю форми з ефектом надпружності, зокрема нікелід титану, на відміну від більшості металів проявляють найбільш близьку до кісткової тканини механічну поведінку.

### 1.3.1 Сплави на основі Ti-Nb як альтернатива сплавам Ti-Ni

Сьогодні ЕПФ пов'язаний з мартенситним перетворенням найбільше досліджено в сплавах на основі Ti-Ni. Останні дослідження демонструють, що найважливішим фактором, який обмежує можливість використовувати

Ti-Ni, є алергічні і канцерогенні реакції, викликані проникненням іонів нікелю в живий організм [36]. Нікель та його сплави в даний час заборонені в деяких країнах для медичних застосувань, особливо для стоматологічних та ортопедичних імплантів. Таким чином, з точки зору біохімічної сумісності імплантів нікеліду титану необхідна заміна [37]. Такою альтернативою можуть слугувати сплави з пам'яттю форми нового покоління на основі системи Ti-Nb [38, 39].

Вперше ЕПФ в сплаві Ti-35Nb, заснований на оборотному  $\beta \leftrightarrow \alpha''$  перетворенні, виявив Бейкер в 1971 році [40]. Протягом останніх двадцяти років, сплави потрійних і четверних систем на основі Ti-Nb викликають все більший інтерес вчених в якості перспективних заміників нікеліду титану [41].

Легування титану  $\beta$ -ізоморфними стабілізаторами (Nb, Mo, Ta) затримує дифузію і приводить до утворення  $\alpha''$ -фази за мартенситним механізмом при загартуванні. Чим більша їх концентрація, тим нижча температура стабільного стану  $\beta$ -фази.

#### **1.4 Аналіз результатів досліджень сплавів Ti-Nb-Mo**

Як було зазначено раніше, сплави системи Ti-Nb-Mo є досить перспективними для використання у якості матеріалів для медичних імплантів через їх механічні характеристики а також подібний до кісткової тканини ефект пам'яті форми та над пружності.

У роботі [42] проектувались низькомодульні титанові сплави за допомогою електронних структурних розрахунків. Спочатку обчислювалися енергії зв'язку між титаном і легуючими елементами, з яких потім обчислювалися міцність і модуль Юнга. Результати розрахунків показали, що Nb, Mo, Zr і Ta здатні зміцнювати та знижувати модуль пружності сплавів.

Досліджували структуру та властивості групи сплавів Ti-10Mo-nNb (n=3, 7, 10), які виготовляли за допомогою дугового плавлення та лиття в графітову форму у роботі [43]. При n=3 сплав має рівноважну  $\beta$ -фазу

дисперговану в  $\alpha$ - Ti матриці. При  $n=7$  та  $n=10$  отриманий сплав складається лише з  $\beta$ -фази. Усі сплави демонструють високі значення твердості по Віккерсу – (394-441) HV, високу міцність при стисненні – (1717-1918) МПа, границю плинності – (1404-1854) МПа і низький модуль Юнга – (24,7-28,4) ГПа.

Дослідження ефекту пам'яті форми у сплаві Ti-(12-28)Nb-(0-4)Mo проводилося авторами роботи [44]. Вони зазначають, що додавання легуючого елементу Mo до сплавів системи Ti-Nb призводить до підвищення їх надпластичності. Сплави Ti-27Nb, Ti-24Nb-1Mo, Ti-21Nb-2Mo та Ti-18Nb-3Mo демонструють найбільш стабільну надпластичність з вузьким гістерезисом навантаження серед сплавів Ti-Nb-Mo з вмістом Mo (0-3) ат. % відповідно. Сплав Ti-15Nb-4Mo, термічно оброблений при 973 К піддавали випробуванню на розтяг вздовж (211). Даний сплав демонструє стабільну надпластичність з критичним навантаженням 582 МПа і відновлюваною деформацією 3,5 %.

У роботі [45] було досліджено мікроструктуру та електрохімічні реакції чотирьох метастабільних сплавів Ti-Nb-Mo для біомедичної імплантації. Сплави було виготовлено за допомогою методу холодного тигельного плавлення на левітації. Дослідження мікроструктури демонструє наявність  $\beta$ -фази (ОЦК) для всіх зразків. Стійкість до корозії сплавів визначали в сольовому розчині NaCl 0,1 % за температури 25 °С.

Дослідження структури та властивостей титанового  $\beta$ -сплаву системи Ti-Nb-Mo-Zr проводилось у роботі [46]. Вихідним станом досліджуваного сплаву Ti-26Nb-7Mo-12Zr є стан після кування в  $\beta$ -області, з середнім розміром зерна близько 300 мкм. Для формування дрібнозернистої структури проводилося вальцювання при кімнатній температурі з різними степенями деформації з послідовним відпалом при  $T=850$  °С протягом 15 хвилин, та загартуванням у воду. В результаті ТМО відбувається зниження модуля пружності, причому міцність змінюється незначно, а пластичність зростає.

## 1.5 Висновки до розділу 1

1. Пошук нових матеріалів які б збільшували строк служби імплантів, підвищували їх стабільність, а найголовніше – були біосумісними з людським організмом є одною з важливих задач сучасного медичного матеріалознавства.

2. Сплави системи Ti-Nb-Mo, внаслідок їх високої надійності протягом експлуатації в організмі людини, можуть стати чудовою альтернативою сплавам системи Ti-Ni, які здійснюють токсичний вплив на людський організм за рахунок вмісту нікелю.

3. Аналіз ряду досліджень виявив, що дані сплави проявляють найбільш близьку до кісткової тканини механічну поведінку: демонструють високі значення твердості, міцності та низький рівень модуля пружності, а також стабільну надпластичність з вузьким гістерезисом навантаження.

## 2 МЕТОДИКА ТА МАТЕРІАЛИ ДОСЛІДЖЕННЯ

### 2.1 Обґрунтування вибору матеріалу

Серед матеріалів, які використовуються в медицині, титан знайшов широке застосування. В даний час титан і його сплави використовуються для виготовлення хірургічного інструменту, протезів та імплантів. Переваги титану – міцність, високий опір корозії та успішна остеоінтеграція. Клітини різних тканин можуть регенеруватися на титані, а кістки не деформуються навколо імпланту. На сьогодні обсяг використання титану та його сплавів для медичних потреб становить біля (2000 – 2500) т [17].

Сплави системи Ti-Nb-Mo є досить перспективними для використання у якості матеріалів для медичних імплантів через їх механічні характеристики, подібні до кісткової тканини, а також ефект пам'яті форми та надпружність.

Ніобій та молібден додавалися до сплаву як  $\beta$ -стабілізатори. Пластичний ніобій послаблює окрихчучу дію молібдену, який зміцнює сплав.

На рисунках 2.1-2.3 представлено діаграми стану компонентів системи Ti-Nb-Mo.

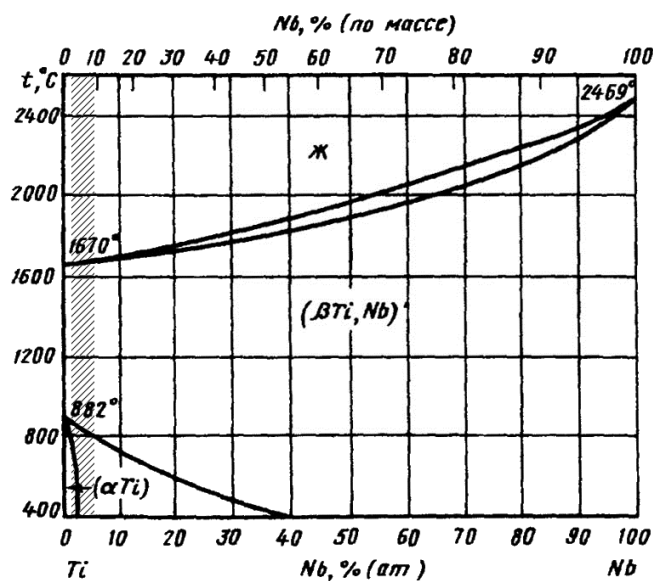


Рисунок 2.1 – Діаграма стану системи Ti-Nb [47]

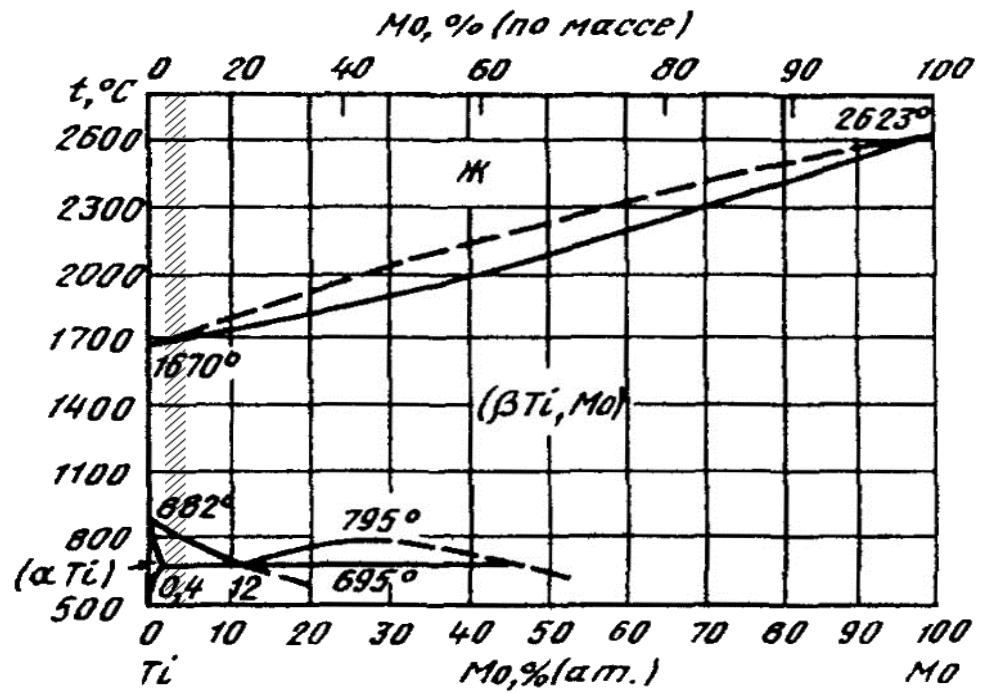


Рисунок 2.2 – Діаграма стану системи Ti-Mo [47]

Як видно з рис.2.2, вміст молібдену в сплаві не повинен перевищувати 12 %, оскільки тоді формується евтектика, що значно погіршує властивості матеріалу.

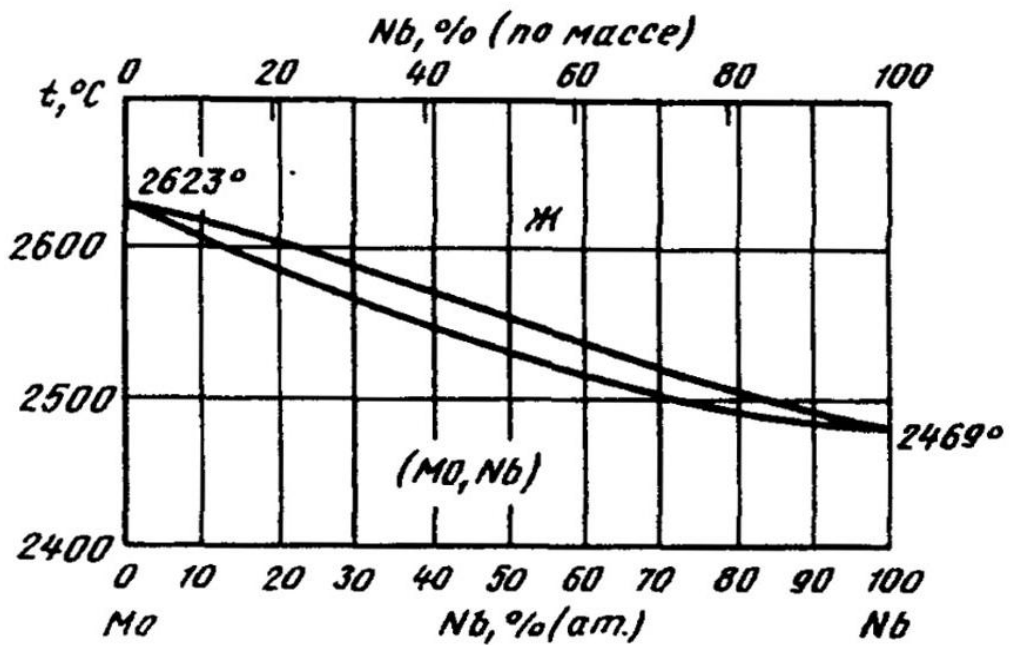


Рисунок 2.3 – Діаграма стану системи Mo-Nb [47]

Як видно з рисунків 2.1 – 2.3, в системі Ti-Nb існує твердий розчин ніобію в  $\beta$ -титані, в системі Ti-Mo – твердий розчин молібдену в  $\beta$ -титані, в системі Mo-Nb – необмежена розчинність компонентів.

Таким чином, можна зробити висновок, що додавання легуючих елементів в кількості, що сумарно не перевищує 10 % дозволить забезпечити структуру матеріалу з необхідним рівнем механічних властивостей.

## 2.2 Виготовлення та термічна обробка зразків для дослідження

Отримання зразків сплавів здійснювалося у вакуумно-дуговій печі з невитратним вольфрамовим електродом. В результаті було отримано чотири зразки різних хімічних складів масою по 15 г (таблиця 2.1).

Таблиця 2.1 – Хімічний склад досліджуваних зразків

№	% Атомні			% Масові		
	Ti	Nb	Mo	Ti	Nb	Mo
Зразок № 1	94	4	2	88,9	7,3	3,8
Зразок № 2	92,5	5	2,5	86,3	9,0	4,7
Зразок № 3	95,5	1,5	3	91,5	2,8	5,8
Зразок № 4	94	2	4	88,8	3,7	7,6

Попередня термічна обробка складалась з субсолідусного відпалу протягом 10 годин за температури 1600 °C, та подальшого загартування з температури 870 °C у воду.

Субсолідусний відпал проводився для усунення макроскопічної ліквіації за температури близької до температури плавлення (рис. 2.4).

Гартування проводилося для отримання  $\alpha''$ -фази (рис 2.5 а, б).

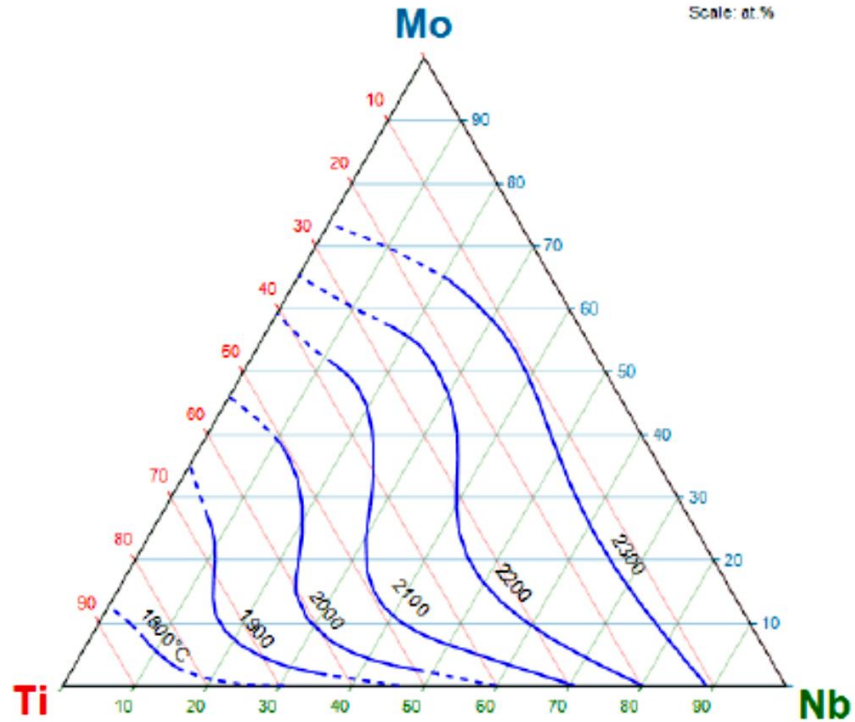


Рисунок 2.4 – Проекція поверхні солідусу діаграми Ti-Nb-Mo [48]

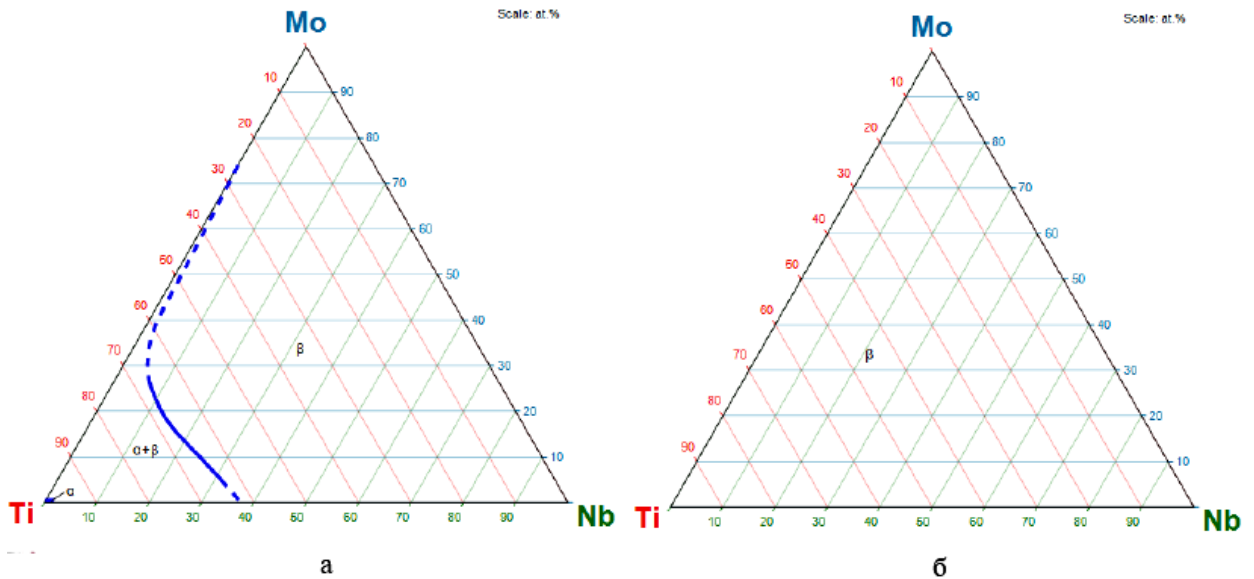


Рисунок 2.5 – Ізотермічний розріз діаграми Ti-Nb-Mo при 600 °C (а) та 1100 °C (б) [48]

Отримані зразки використовувалися для визначення будови, структури та рівня механічних властивостей.

## 2.3 Методи досліджень

Для отримання достовірних результатів було застосовано комплекс методів, який дозволяє прецизійно визначити хімічний склад, будову та властивості досліджуваних матеріалів.

### 2.3.1 Мікроструктурний аналіз сплавів системи Ti-Nb-Mo

Дослідження мікроструктури проводилося за допомогою скануючого електронного мікроскопу Jeol Superprobe-8200 (рис. 2.6) технічні характеристики якого наведено в таблиці 2.2.



Рисунок 2.6 – Електронно-зондовий мікроаналізатор Jeol Superprobe-8200 [49]

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики JXA-8200 SuperProbe Electron Probe Microanalyzer (EPMA) [49]

Характеристика	Значення
Роздільна здатність	6 нм при 30 кВ
Збільшення	Від x40 до x300000 разів
Прискорююча напруга	Від 0,2 до 30 кВ
Максимальний розмір зразка	(100 x 100 x 50) мм
Розмір поверхні аналізу	(90 x 90) мм

Перед дослідженням мікроструктури зразків проводилася багатоступенева шліфувально-полірувальна підготовка. Процедура проводиться таким чином, щоб не змінилася мікроструктура металу, а також поверхня залишилась плоскою, мала мінімальну кількість ямок, подряпин та забруднень.

Шліфування проводилось на паперах з абразивом різної дисперсності, полірування – на фетровому сукні з додаванням пасти ГОІ.

Також, за допомогою приладу було досліджено хімічний склад по видимій поверхні за методом енергодисперсної рентгенівської спектроскопії. При опроміненні поверхні зразка атоми переходять в збуджений стан, який супроводжується переходом електронів на більш високі квантові рівні. В збудженому стані атом перебуває дуже малий час, порядку мікросекунди, після чого повертається в основний стан. При цьому електрони с зовнішніх оболонок або заповнюють вакантні місця, що утворилися на внутрішніх рівнях, а надлишок енергії випускається у вигляді фотонів, або енергія передається іншому електрону з зовнішніх оболонок. При цьому кожен атом випускає фотоелектрон з чітко визначеною енергією. Далі, за кількістю енергії і квантів визначають будову речовини. За інтенсивністю піків на спектрограмі матеріалу можна дізнатися атомний номер елемента, кількість матеріалу в шарі.

### 2.3.2 МікродюрOMETричний аналіз досліджуваного матеріалу

Для отримання достовірних даних перед вимірюванням мікротвердості було проведено центрування та тарування мікротвердоміра ПМТ-3 (рис.2.7).

За допомогою спеціального пресу та плоско-паралельної пластини було забезпечено перпендикулярність робочої поверхні зразку напрямку руху індентора.



Рисунок 2.7 – Мікротвердомір ПМТ-3 [50]

Мікротвердість вимірювалась у такій послідовності:

- 1) підготовлений шліфований та полірований зразок встановлювався та закріплювався на предметному столику ПМТ-3;
- 2) за допомогою макро- та мікрогвинтів мікроскопу фокусувалося зображення мікроструктури;
- 3) обиралося місце для нанесення відбитку індентора;
- 4) на шток встановлювався навантажувач оптимальної ваги;
- 5) столик повертався до упору для встановлення зразка під індентором;
- 6) шток з індентором опускався на зразок і утримувався протягом (15-20) секунд;
- 7) столик повертався на попереднє місце так, щоб зразок опинився під об'єктивом мікроскопа для вимірювання діагоналей відбитку;
- 8) за результатами вимірювання діагоналей відбитка індентора розраховувалася мікротвердість матеріалу.

Для спрощення процесу розрахунку використовувалась програма для визначення мікротвердості (рис 2.8) [51].

**Мікродюретричний аналіз за статичною методикою вимірювань**

Зразок 1	Зразок 2	Зразок 3	Зразок 4	Зразок 5																																																																																																														
<div style="border: 1px solid gray; padding: 2px;">Ti-4Nb-2Mo</div> <p style="text-align: center;">Введіть значення діагоналей</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>d1</td><td>d2</td></tr> <tr><td>x1= 60</td><td>x1= 53</td></tr> <tr><td>x2= 57</td><td>x2= 51</td></tr> <tr><td>x3= 54</td><td>x3= 52</td></tr> <tr><td>x4= 55</td><td>x4= 50</td></tr> <tr><td>x5= 55</td><td>x5= 52</td></tr> <tr><td>x6= 51</td><td>x6= 51</td></tr> <tr><td>x7= 53</td><td>x7= 51</td></tr> <tr><td>x8= 55</td><td>x8= 51</td></tr> <tr><td>x9= 59</td><td>x9= 53</td></tr> <tr><td>x10= 53</td><td>x10= 51</td></tr> </table> <p style="text-align: center;">Очистити</p>	d1	d2	x1= 60	x1= 53	x2= 57	x2= 51	x3= 54	x3= 52	x4= 55	x4= 50	x5= 55	x5= 52	x6= 51	x6= 51	x7= 53	x7= 51	x8= 55	x8= 51	x9= 59	x9= 53	x10= 53	x10= 51	<div style="border: 1px solid gray; padding: 2px;">Ti-1.5Nb-3Mo</div> <p style="text-align: center;">Введіть значення діагоналей</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>d1</td><td>d2</td></tr> <tr><td>x1= 50</td><td>x1= 51</td></tr> <tr><td>x2= 52</td><td>x2= 45</td></tr> <tr><td>x3= 43</td><td>x3= 48</td></tr> <tr><td>x4= 45</td><td>x4= 49</td></tr> <tr><td>x5= 46</td><td>x5= 45</td></tr> <tr><td>x6= 46</td><td>x6= 45</td></tr> <tr><td>x7= 44</td><td>x7= 48</td></tr> <tr><td>x8= 44</td><td>x8= 49</td></tr> <tr><td>x9= 49</td><td>x9= 47</td></tr> <tr><td>x10= 45</td><td>x10= 43</td></tr> </table> <p style="text-align: center;">Очистити</p>	d1	d2	x1= 50	x1= 51	x2= 52	x2= 45	x3= 43	x3= 48	x4= 45	x4= 49	x5= 46	x5= 45	x6= 46	x6= 45	x7= 44	x7= 48	x8= 44	x8= 49	x9= 49	x9= 47	x10= 45	x10= 43	<div style="border: 1px solid gray; padding: 2px;">Ti-5Nb-2.5Mo</div> <p style="text-align: center;">Введіть значення діагоналей</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>d1</td><td>d2</td></tr> <tr><td>x1= 57</td><td>x1= 51</td></tr> <tr><td>x2= 52</td><td>x2= 52</td></tr> <tr><td>x3= 56</td><td>x3= 51</td></tr> <tr><td>x4= 54</td><td>x4= 52</td></tr> <tr><td>x5= 54</td><td>x5= 49</td></tr> <tr><td>x6= 57</td><td>x6= 55</td></tr> <tr><td>x7= 53</td><td>x7= 55</td></tr> <tr><td>x8= 54</td><td>x8= 52</td></tr> <tr><td>x9= 57</td><td>x9= 54</td></tr> <tr><td>x10= 50</td><td>x10= 48</td></tr> </table> <p style="text-align: center;">Очистити</p>	d1	d2	x1= 57	x1= 51	x2= 52	x2= 52	x3= 56	x3= 51	x4= 54	x4= 52	x5= 54	x5= 49	x6= 57	x6= 55	x7= 53	x7= 55	x8= 54	x8= 52	x9= 57	x9= 54	x10= 50	x10= 48	<div style="border: 1px solid gray; padding: 2px;">Ti-2Nb-4Mo</div> <p style="text-align: center;">Введіть значення діагоналей</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>d1</td><td>d2</td></tr> <tr><td>x1= 48</td><td>x1= 42</td></tr> <tr><td>x2= 43</td><td>x2= 38</td></tr> <tr><td>x3= 43</td><td>x3= 41</td></tr> <tr><td>x4= 45</td><td>x4= 38</td></tr> <tr><td>x5= 38</td><td>x5= 40</td></tr> <tr><td>x6= 40</td><td>x6= 36</td></tr> <tr><td>x7= 45</td><td>x7= 41</td></tr> <tr><td>x8= 47</td><td>x8= 40</td></tr> <tr><td>x9= 49</td><td>x9= 42</td></tr> <tr><td>x10= 48</td><td>x10= 39</td></tr> </table> <p style="text-align: center;">Очистити</p>	d1	d2	x1= 48	x1= 42	x2= 43	x2= 38	x3= 43	x3= 41	x4= 45	x4= 38	x5= 38	x5= 40	x6= 40	x6= 36	x7= 45	x7= 41	x8= 47	x8= 40	x9= 49	x9= 42	x10= 48	x10= 39	<div style="border: 1px solid gray; padding: 2px;">Введіть назву зразка</div> <p style="text-align: center;">Введіть значення діагоналей</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>d1</td><td>d2</td></tr> <tr><td>x1= 0</td><td>x1= 0</td></tr> <tr><td>x2= 0</td><td>x2= 0</td></tr> <tr><td>x3= 0</td><td>x3= 0</td></tr> <tr><td>x4= 0</td><td>x4= 0</td></tr> <tr><td>x5= 0</td><td>x5= 0</td></tr> <tr><td>x6= 0</td><td>x6= 0</td></tr> <tr><td>x7= 0</td><td>x7= 0</td></tr> <tr><td>x8= 0</td><td>x8= 0</td></tr> <tr><td>x9= 0</td><td>x9= 0</td></tr> <tr><td>x10= 0</td><td>x10= 0</td></tr> </table> <p style="text-align: center;">Очистити</p>	d1	d2	x1= 0	x1= 0	x2= 0	x2= 0	x3= 0	x3= 0	x4= 0	x4= 0	x5= 0	x5= 0	x6= 0	x6= 0	x7= 0	x7= 0	x8= 0	x8= 0	x9= 0	x9= 0	x10= 0	x10= 0
d1	d2																																																																																																																	
x1= 60	x1= 53																																																																																																																	
x2= 57	x2= 51																																																																																																																	
x3= 54	x3= 52																																																																																																																	
x4= 55	x4= 50																																																																																																																	
x5= 55	x5= 52																																																																																																																	
x6= 51	x6= 51																																																																																																																	
x7= 53	x7= 51																																																																																																																	
x8= 55	x8= 51																																																																																																																	
x9= 59	x9= 53																																																																																																																	
x10= 53	x10= 51																																																																																																																	
d1	d2																																																																																																																	
x1= 50	x1= 51																																																																																																																	
x2= 52	x2= 45																																																																																																																	
x3= 43	x3= 48																																																																																																																	
x4= 45	x4= 49																																																																																																																	
x5= 46	x5= 45																																																																																																																	
x6= 46	x6= 45																																																																																																																	
x7= 44	x7= 48																																																																																																																	
x8= 44	x8= 49																																																																																																																	
x9= 49	x9= 47																																																																																																																	
x10= 45	x10= 43																																																																																																																	
d1	d2																																																																																																																	
x1= 57	x1= 51																																																																																																																	
x2= 52	x2= 52																																																																																																																	
x3= 56	x3= 51																																																																																																																	
x4= 54	x4= 52																																																																																																																	
x5= 54	x5= 49																																																																																																																	
x6= 57	x6= 55																																																																																																																	
x7= 53	x7= 55																																																																																																																	
x8= 54	x8= 52																																																																																																																	
x9= 57	x9= 54																																																																																																																	
x10= 50	x10= 48																																																																																																																	
d1	d2																																																																																																																	
x1= 48	x1= 42																																																																																																																	
x2= 43	x2= 38																																																																																																																	
x3= 43	x3= 41																																																																																																																	
x4= 45	x4= 38																																																																																																																	
x5= 38	x5= 40																																																																																																																	
x6= 40	x6= 36																																																																																																																	
x7= 45	x7= 41																																																																																																																	
x8= 47	x8= 40																																																																																																																	
x9= 49	x9= 42																																																																																																																	
x10= 48	x10= 39																																																																																																																	
d1	d2																																																																																																																	
x1= 0	x1= 0																																																																																																																	
x2= 0	x2= 0																																																																																																																	
x3= 0	x3= 0																																																																																																																	
x4= 0	x4= 0																																																																																																																	
x5= 0	x5= 0																																																																																																																	
x6= 0	x6= 0																																																																																																																	
x7= 0	x7= 0																																																																																																																	
x8= 0	x8= 0																																																																																																																	
x9= 0	x9= 0																																																																																																																	
x10= 0	x10= 0																																																																																																																	
<p>Навантаження = <input type="text" value="0,2"/> Ньютон</p> <p>Ціна поділки = <input type="text" value="0,000214"/> мм</p> <p style="text-align: right;"><input type="button" value="Розрахувати твердість"/></p> <p><input type="button" value="Повернутися до головного меню"/></p>																																																																																																																		

Рисунок 2.8 – Діалогове вікно програми для розрахунку мікротвердості.  
Введення даних

Мікротвердість вимірювалась за статичною методикою і розраховувалася як співвідношення навантаження до площі відбитка індентора за формулою [52]:

$$H_{\mu} = \frac{F}{S} = \frac{0,102 \cdot 2F \cdot \sin \alpha/2}{d^2} = 1,854 \frac{F}{d^2}, \quad (2.1)$$

де  $F$  – нормальне навантаження, прикладене до індентора, Н;

$S$  – умовна площа бокової поверхні відбитка індентора;

$d$  – довжина діагоналі відбитка індентора, мм;

$\alpha$  – кут при вершині індентора ( $136^\circ$ ).

Абсолютна та відносна похибки розраховуються за формулами [53]:

$$\Delta H_{\mu} = H_{\mu i} - H_{\mu \text{сер}} \quad (2.2)$$

$$\delta = \frac{H_{\mu i} - H_{\mu \text{сер}}}{H_{\mu \text{сер}}} \cdot 100\% \quad (2.3)$$

Програма автоматично проводить оцінку аномальності результатів вимірювання при невідомих генеральних оцінках за методикою [53]:

1) розраховується середнє значення мікротвердості:

$$H_{\mu \text{ сep}} = \frac{\sum H_{\mu i}}{n} \quad (2.4)$$

2) розраховується середнє квадратичне відхилення:

$$S = \sqrt{\frac{(H_{\mu i} - H_{\mu \text{ сep}})^2}{n - 1}} \quad (2.5)$$

3) розраховується значення критерія  $W_i$ :

$$W_i = \frac{|H_{\mu i} - H_{\mu \text{ сep}}|}{S} \quad (2.6)$$

4) аномальнє значення визначається порівнянням розрахованого  $W_i$  зі значенням критерія Стюдента  $h$  (для 10 вимірів  $h = 2,18$ ), якщо  $W_i > h$ , то значення є аномальним.

Програма сама виконує всі розрахунки та виводить результати на екран (рис. 2.9).

зразок №1	зразок №2	зразок №3	зразок №4
Середнє значення мікротвердості = 2996,0323 МПа	Середнє значення мікротвердості = 3738,6739 МПа	Середнє значення мікротвердості = 2915,0095 МПа	Середнє значення мікротвердості = 5173,5069 МПа
Абсолютна похибка = 58,4577 МПа	Абсолютна похибка = 315,2905 МПа	Абсолютна похибка = 178,8677 МПа	Абсолютна похибка = 388,9982 МПа
Відносна похибка = 1,9512 %	Відносна похибка = 8,4332 %	Відносна похибка = 6,1361 %	Відносна похибка = 7,519 %

Зберегти дані у файл

Рисунок 2.9 – Діалогове вікно програми для розрахунку мікротвердості.

Виведення даних

Похибка розрахунків пов'язана з різницею між діагоналями відбитка індентора.

### 2.3.3 Рентгенофазовий аналіз матеріалу

Основною задачею якісного рентгенофазового аналізу є ідентифікація фаз та їх сумішей на основі аналізу дифракційної картини, яку дає досліджуваний зразок. Визначення проводиться по відносним інтенсивностям ліній на рентгенограмі.

Фазовий склад досліджувався за допомогою рентгенівського дифрактометра ДРОН-3 (рис. 2.10) з фокусуванням по Бреггу-Брентано з використанням  $\text{Co-K}_\alpha$  випромінювання. Рентгенівські дифракційні картини вимірювались з обертанням в діапазоні кутів від  $30^\circ$  до  $90^\circ$  з кроком в  $0,1^\circ$ .



Рисунок 2.10 – Дифрактометр ДРОН-3 [54]

Отримані у ході проведення дослідження дані було оброблено за допомогою програми Powder Cell 2.4, для цього було завантажено файл зі значеннями кутів та відповідними інтенсивностями, програма автоматично будує рентгенограму (рис. 2.11), далі у вікно «експеримент» (рис. 2.12) заносяться дані щодо параметрів зйомки.

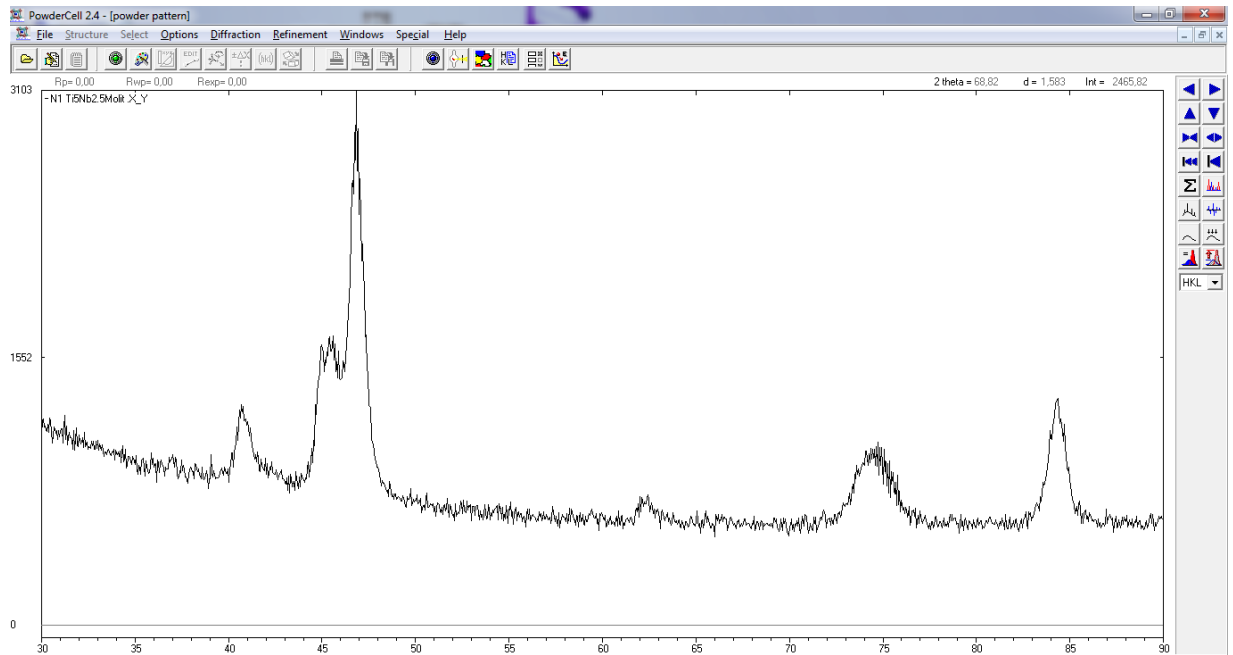


Рисунок 2.11 – Діалогове вікно програми Powder Cell 2.4. Побудована рентгенограма

Рисунок 2.12 – Діалогове вікно програми Powder Cell. Внесення даних експерименту

Для того, щоб провести розшифровку отриманої рентгенограми було завантажено інформацію з міжнародних кристалографічних баз даних, за допомогою котрих і проводиться розшифровка рентгенограми (рис. 2.13).

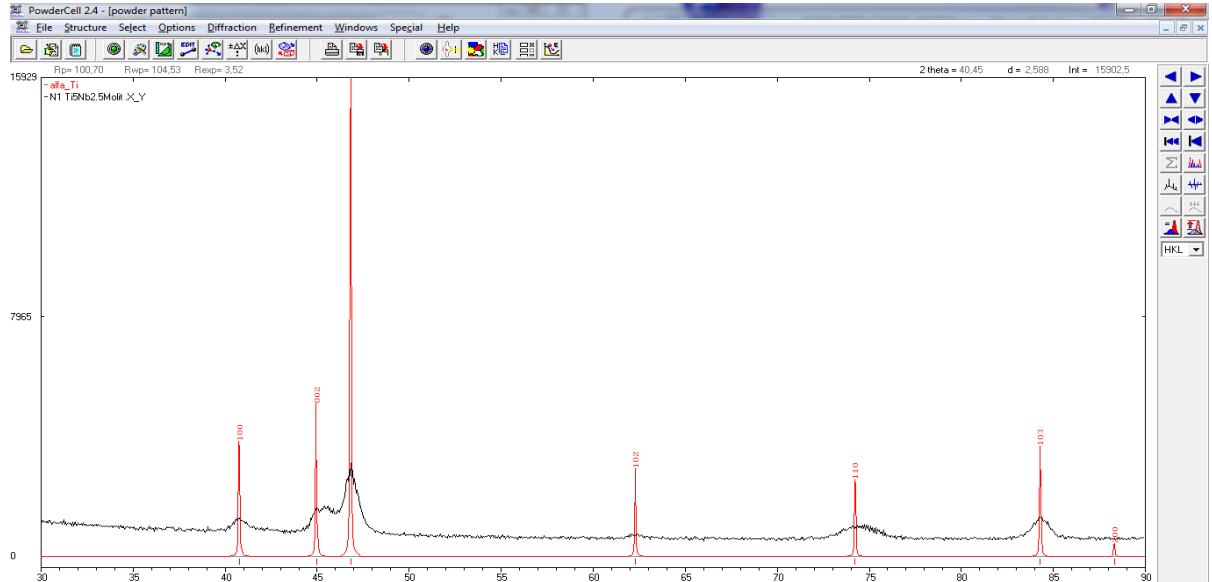


Рисунок 2.13 – Діалогове вікно програми Powder Cell. Розшифровка рентгенограми

В результаті дослідження було отримано значення hkl кожного піку, кількість фаз в матеріалі в відсотках, а також параметри ґратки кожної з присутніх фаз.

#### 2.3.4 Визначення величини модуля Юнга за ультразвуковою методикою

Модуль нормальної пружності матеріалів  $E$  визначали на зразках постійного поперечного перерізу розмірами (21-25 x 2 x 2) мм методом збудження і реєстрації резонансних ультразвукових коливань. Величину  $E$  розраховували за формулою [55]:

$$E = 4\rho l^2 f^2, \quad (2.7)$$

де  $\rho$  – густина матеріалу;

$l$  – довжина стержневого зразка;

$f$  – частота власних (резонансних) коливань на 1 формі.

За результатами вимірювання модуля  $E$  двох зразків кожного з чотирьох матеріалів отримували середнє значення  $E_{cp}$ .

### 2.3.5 Випробування на згин досліджуваних зразків

Для визначення механічних характеристик було проведено дослідження за методикою трьохточкового згину. Випробування проводилося на машині TermoTEST (рис. 2.14) за кімнатної температури.



Рисунок 2.14 – Машина TermoTEST для випробувань за температур до 1000 °С [56]

Експерименти проводили при швидкості переміщення траверси 1 міліметр за хвилину. Підготовлені зразки після гартування мали наступні розміри:

- 1) зразок №1 –  $L=20$  мм,  $h=2,31$  мм,  $b=2,34$  мм;
- 2) зразок №2 –  $L=20$  мм,  $h=2,21$  мм,  $b=2,22$  мм;
- 3) зразок №3 –  $L=20$  мм,  $h=2,25$  мм,  $b=2,45$  мм;
- 4) зразок №4 –  $L=20$  мм,  $h=2,3$  мм,  $b=2,35$  мм.

Отримані дані було оброблено за методикою [56] в середовищі MS Excel (рис. 2.15).

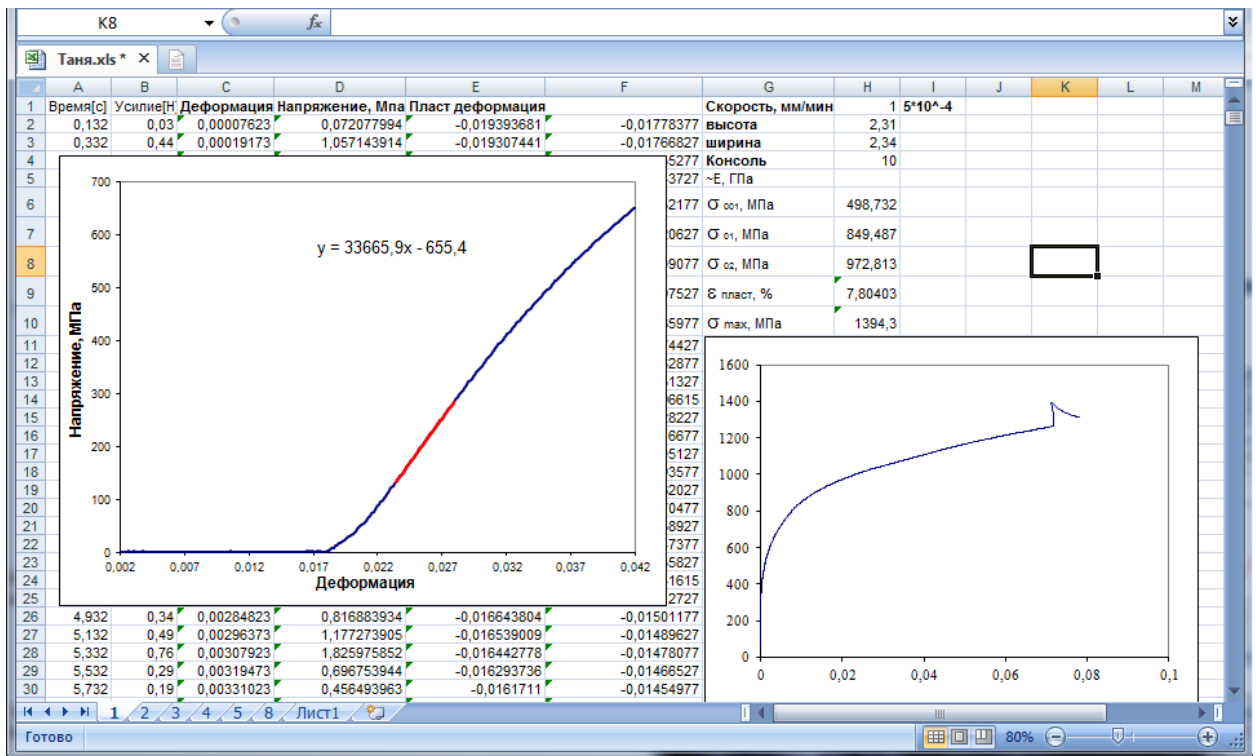


Рисунок 2.15 – Діалогове вікно середовища MS Excel . Обробка результатів випробування на згин

З отриманих даних було отримано значення деформації, навантаження та пластичної складової деформації, а також побудовано відповідні криві навантаження-деформація.

## 2.4 Висновки до розділу 2

1. Оскільки, згідно з літературними джерелами, титанові сплави володіють усіма характеристиками, необхідними для використання у якості матеріалу для медичних імплантів, об'єктом дослідження було обрано сплави системи Ti-Nb-Mo чотирьох різних концентрацій. Зразки було виплавлено у вакуумно-дуговій печі з невитратним вольфрамовим електродом. Після виплавлення було проведено двоступеневу термічну обробку, яка полягала у субсолідусному відпалі та загартуванні.

2. Обрано комплекс досліджень для визначення механічної поведінки матеріалу, який дозволяє достовірно та повністю оцінити механічні характеристики досліджуваних сплавів.

### 3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

#### 3.1 Результати рентгенофазового дослідження

Рентгенофазове дослідження проводилося за методикою, описаною в розділі 2.2.3 на литих та загартованих зразках. В результаті було отримано 8 рентгенограм. На рисунках 3.1-3.3 зображено рентгенограми зразків № 1 - № 3 в литому стані.

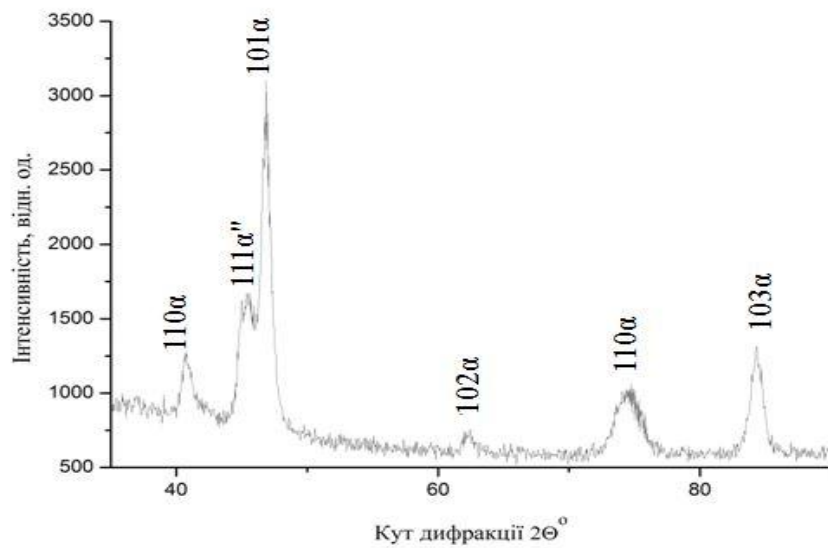


Рисунок 3.1 – Рентгенограма зразка № 1 в литому стані

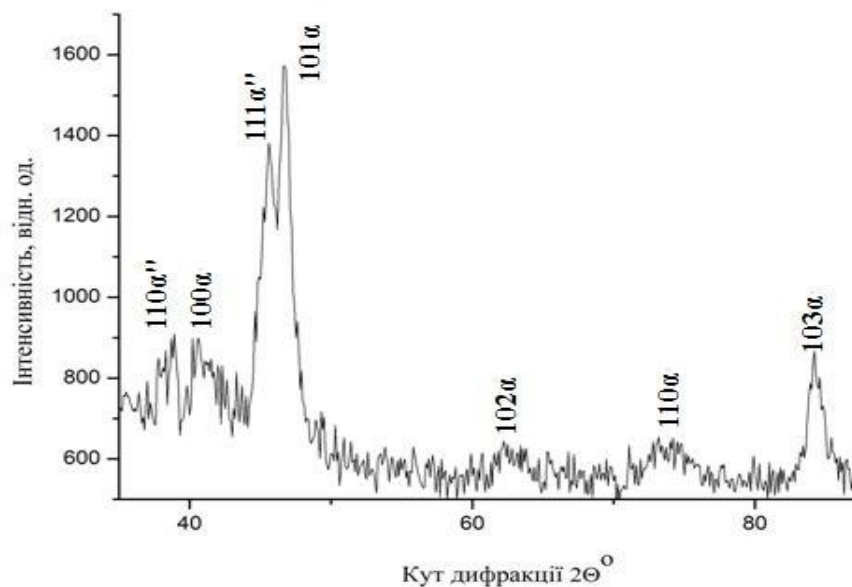


Рисунок 3.2 – Рентгенограма зразка № 2 в литому стані

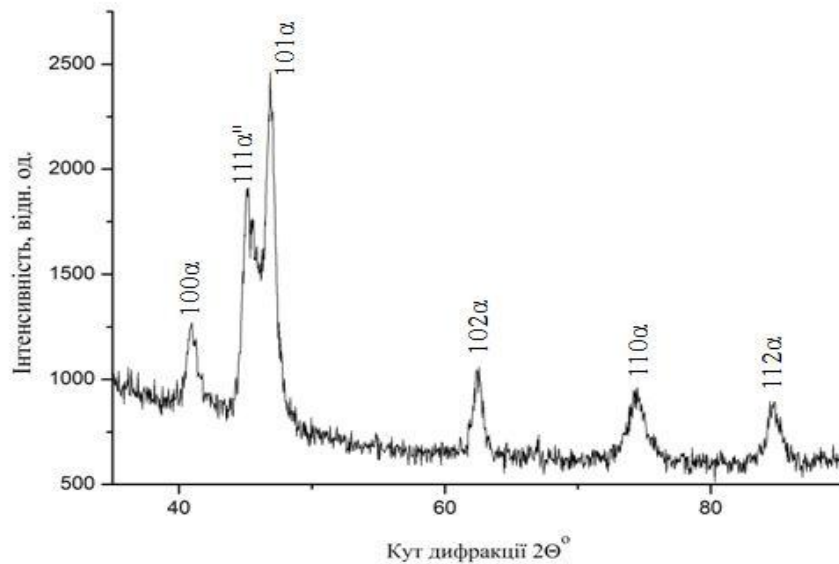


Рисунок 3.3 – Рентгенограма зразка № 3 в литому стані

Як видно з рисунків 3.1 – 3.3 основною фазою зразків № 1 - № 3 в литому стані є  $\alpha$ -фаза, а також присутня невелика кількість  $\alpha''$ -мартенситу. Відсоткове співвідношення фаз та параметри елементарної комірки представлено у таблицях 3.1 - 3.3

Таблиця 3.1 – Результати рентгенофазового аналізу зразку № 1

Фаза	Кількість, %	Параметри ґратки, Å			
		a	b	c	тип
$\alpha$ -фаза	91,9	2,9522	2,9522	4,6767	ГЦП
$\alpha''$ -фаза	8,1	3,1907	4,9779	4,7003	ромбічна

Таблиця 3.2 – Результати рентгенофазового аналізу зразку № 2

Фаза	Кількість, %	Параметри ґратки, Å			
		a	b	c	тип
$\alpha$ -фаза	75,4	2,9624	2,9624	4,6644	ГЦП
$\alpha''$ -фаза	24,6	3,1060	4,9655	4,6770	ромбічна

Таблиця 3.3 – Результати рентгенофазового аналізу зразку № 3

Фаза	Кількість, %	Параметри ґратки, Å			
		a	b	c	тип
$\alpha$ -фаза	63,6	2,9574	2,9571	4,6590	ГЦП
$\alpha''$ -фаза	36,4	3,1541	4,9800	4,6599	ромбічна

Фазовий склад зразку № 4 відрізняється від трьох інших, це пов'язано з найбільшим вмістом Мо –  $\beta$ -стабілізатору у хімічному складі.

Як видно на рисунку 3.4 основною фазою зразку № 4 в литому стані є  $\beta$ -фаза, а також присутня невелика кількість  $\alpha$ -фази. Відсоткове співвідношення фаз та параметри елементарної комірки представлено у таблиці 3.4.

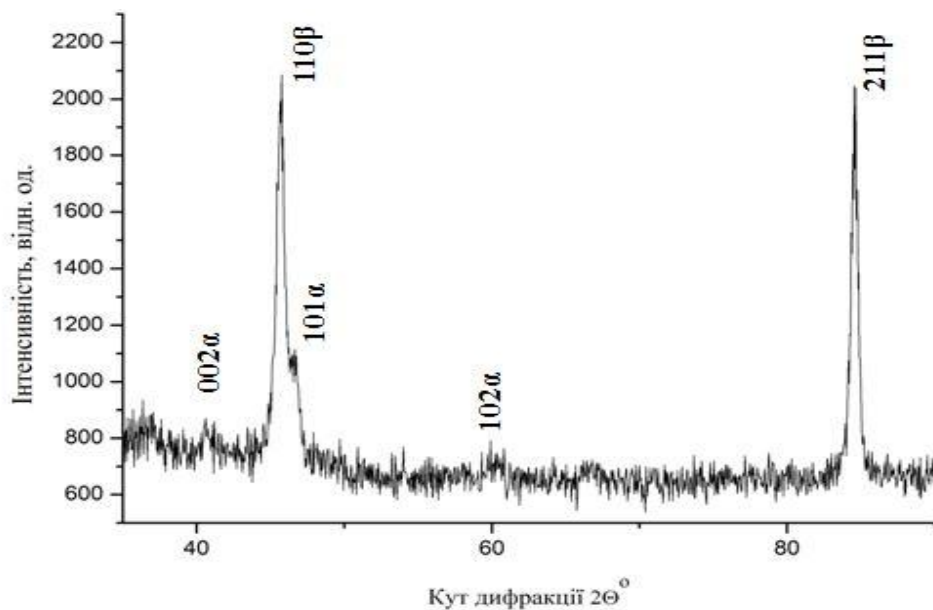


Рисунок 3.4 – Рентгенограма зразка № 4 в литому стані

Таблиця 3.4 – Результати рентгенофазового аналізу зразку № 4

Фаза	Кількість, %	Параметри ґратки, Å			
		a	b	c	тип
$\alpha$ -фаза	29,6	2,9541	2,9541	4,6626	ГЦП
$\beta$ -фаза	70,4	3,2515	3,2515	3,2515	ОЦК

Термообробка істотно впливає на фазовий склад досліджуваних сплавів.

Як видно на рисунках 3.5 – 3.8 основною фазою у зразках в загартованому стані є  $\alpha''$ -фаза.

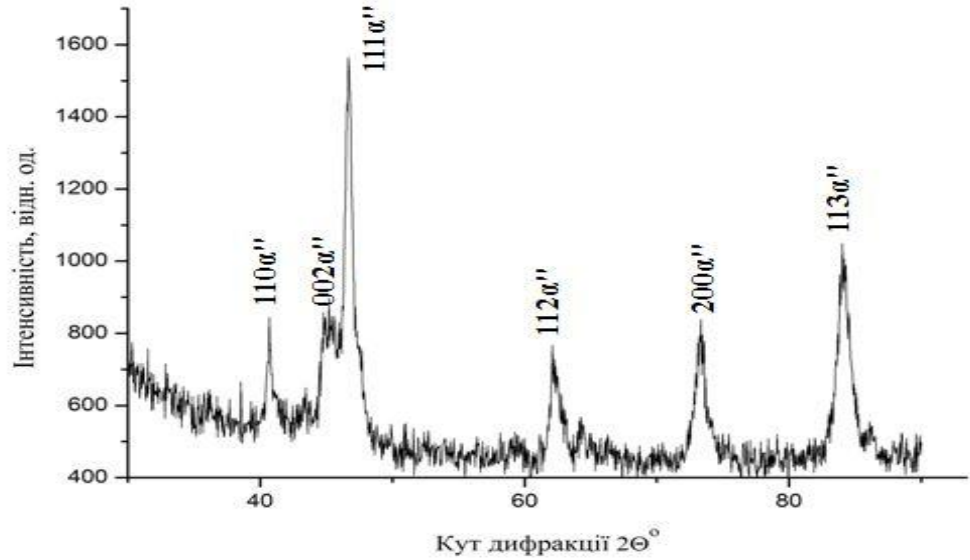


Рисунок 3.5 – Рентгенограма зразку № 1 в загартованому стані

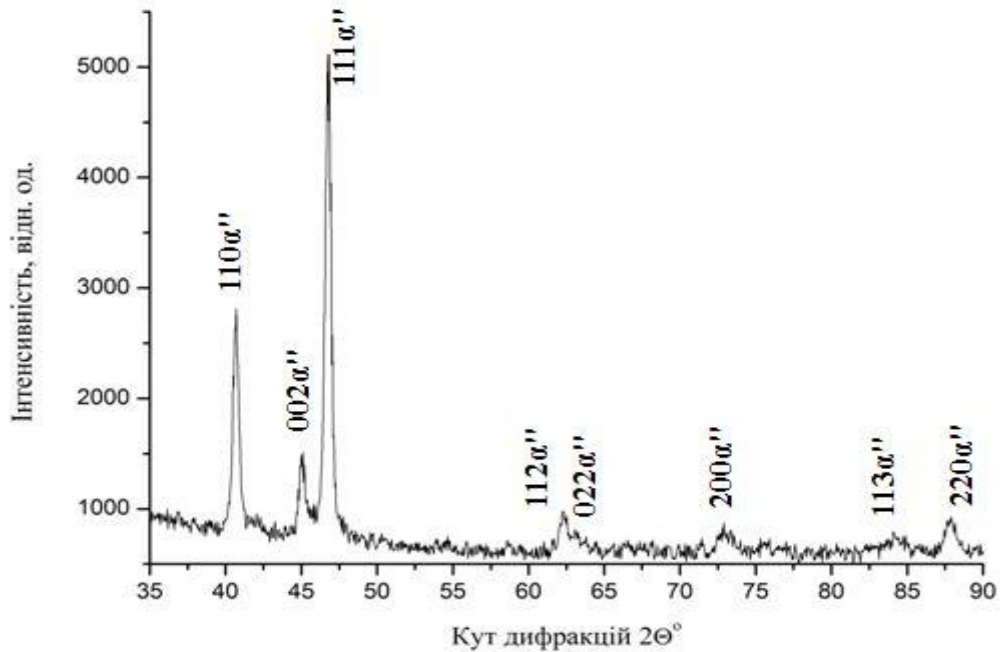


Рисунок 3.6 – Рентгенограма зразку № 2 в загартованому стані

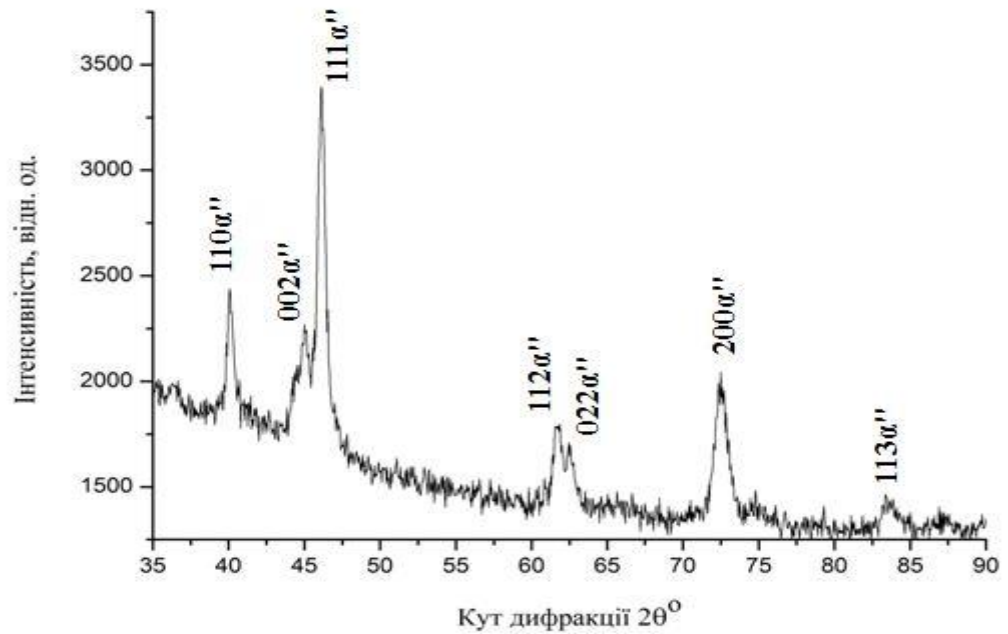


Рисунок 3.7 – Рентгенограма зразку № 3 в загартованому стані

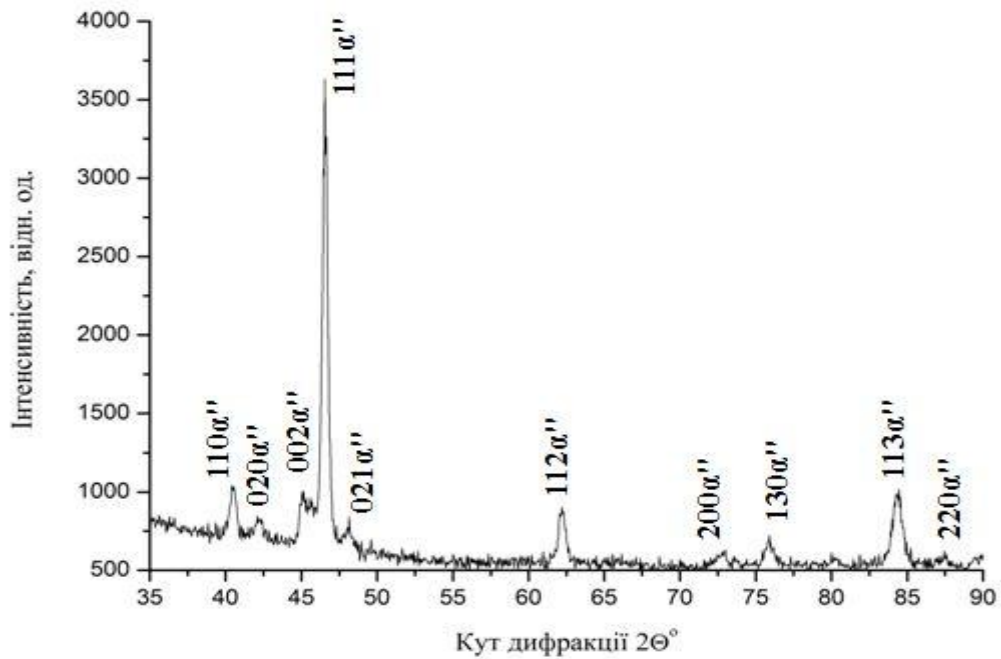


Рисунок 3.8 – Рентгенограма зразку № 4 в загартованому стані

Таким чином, за результатами рентгенівського фазового аналізу можна стверджувати про формування в зразках після термічної обробки однофазної структури, яка складається з  $\alpha''$ -фази, що має найбільш сприятливу для реалізації ефекту пам'яті форми структуру.

### 3.2 Результати досліджень мікроструктури

Як було зазначено у розділі 2.2.1 мікроструктура литих зразків досліджувалась на скануючому мікроскопі Jeol Superprobe-8200. В результаті було отримано наступні знімки при 100-кратному збільшенні (рис. 3.9 – 3.12).

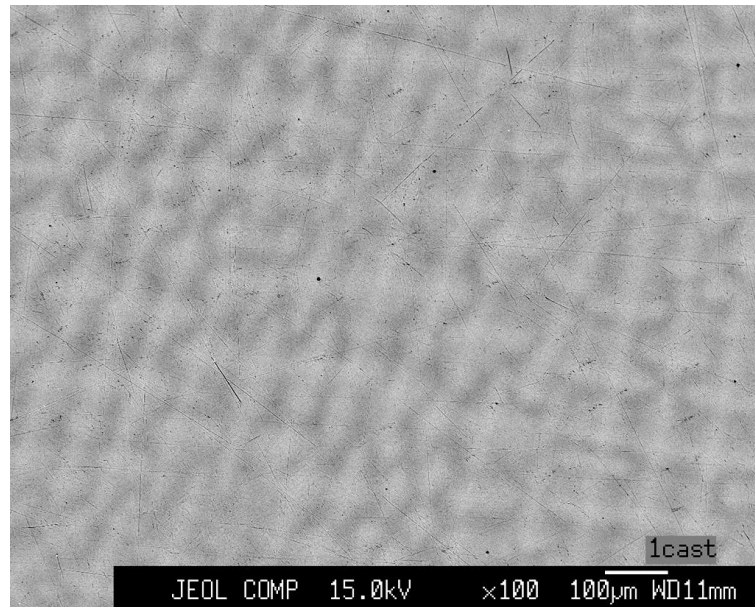


Рисунок 3.9 – Мікроструктура зразка № 1

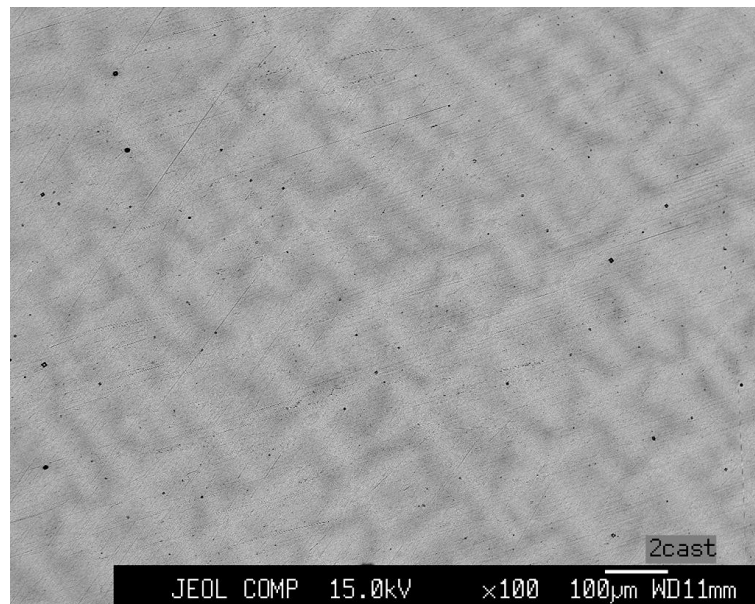


Рисунок 3.10 – Мікроструктура зразка № 2

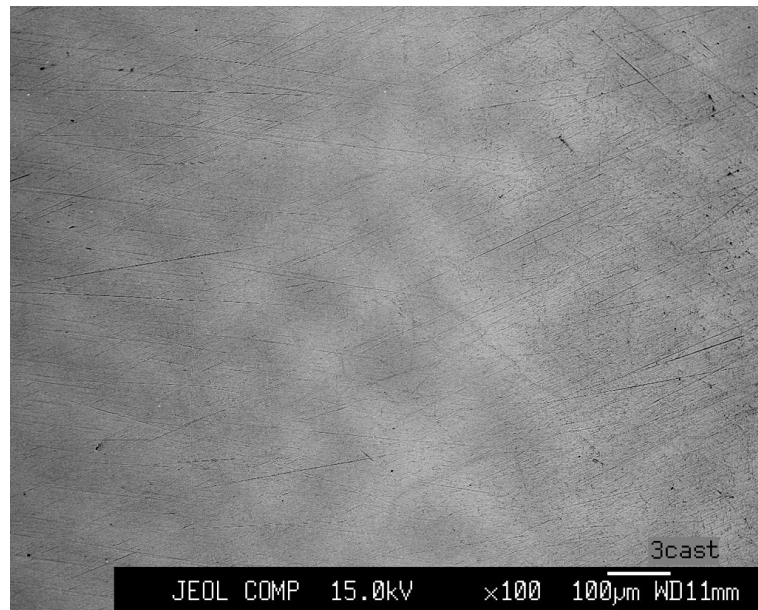


Рисунок 3.11 – Мікроструктура зразка № 3

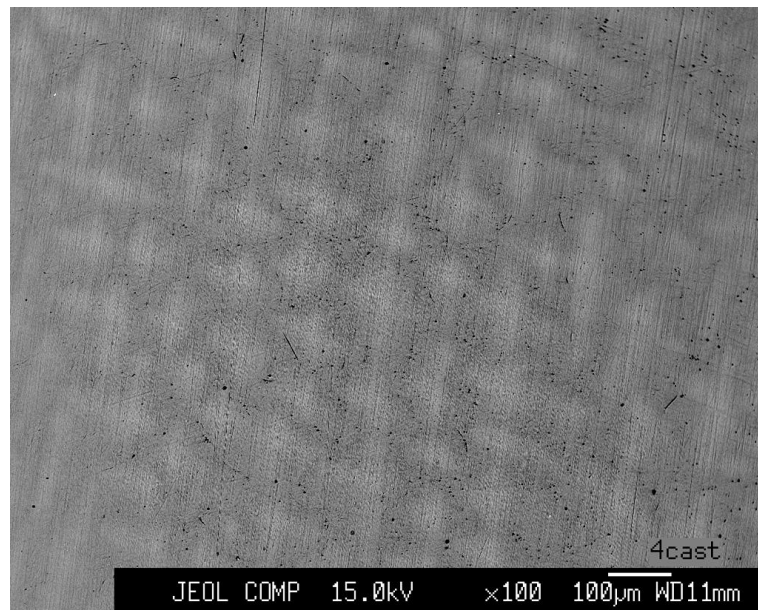


Рисунок 3.12 – Мікроструктура зразка № 4

Як видно на знімках в усіх структурах присутні дві області: світла і темна, тому було проведено локальний хімічний аналіз, результати якого представлено у таблиці 3.5.

Таблиця 3.5 – Результати локального хімічного аналізу

Зразок №	Місце аналізу	Елемент, % атомні		
		Ti	Nb	Mo
№ 1 - Ti-4Nb-2Mo	Світла область	93,84	4,11	2,05
	Темна область	94,52	3,61	1,87
№ 2 - Ti-5Nb-2,5Mo	Світла область	92,32	5,06	2,62
	Темна область	93,48	4,65	1,87
№ 3 - Ti-1,5Nb-3Mo	Світла область	95,32	1,53	3,15
	Темна область	96,04	1,27	2,69
№ 4 - Ti-2Nb-4Mo	Світла область	93,63	2,08	4,29
	Темна область	94,40	1,82	3,78

З даних, наведених у таблиці 3.5 бачимо, що темна область збагачена титаном, а світла – легуючими елементами. У відповідності до розподілу поверхонь солідусу в системі Ti-Nb-Mo (рис. 2.4), можна зробити висновок, що першою кристалізується світла область, формуючи дендритний остов. Проміжки між дендритами заповнені дещо збагаченим титаном матеріалом.

Наявність дендритної будови підтверджує необхідність проведення субсолідусного відпалу для розчинення дендритів та гомогенізації структури.

### 3.3 Результати мікродюретричного аналізу

Мікродюретричний аналіз проводився на литих зразках. Розміри діагоналей відбитку було отримано в результаті дослідження на ПМТ-3.

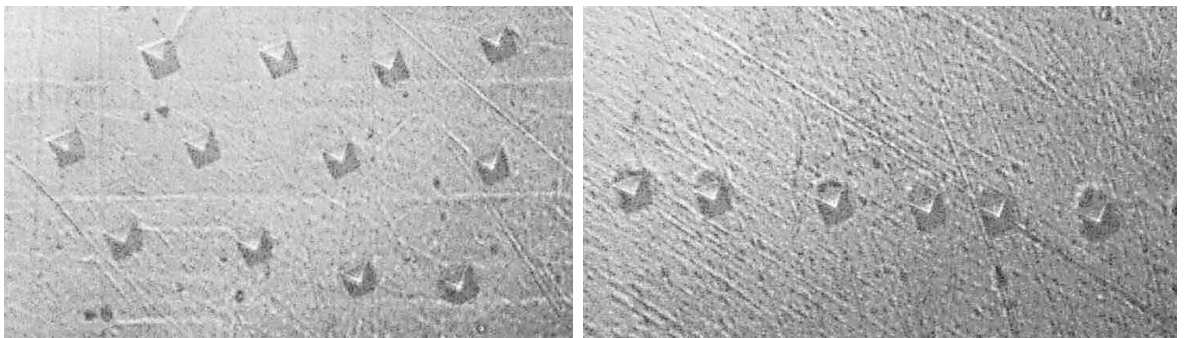
Оцінка аномальності вимірювання проводилась автоматично при розрахунку мікротвердості (результати наведено у таблиці 3.6). Аномальних значень не було виявлено. Розрахунки проводилися за допомогою програми для розрахунку мікротвердості за методикою наведеною в розділі 2.2.2.

Таблиця 3.6 – Результати вимірювання мікротвердості

Зразок №	Мікротвердість, Н <sub>μ</sub> , ГПа	Абсолютна похибка, ΔН <sub>μ</sub> , ГПа	Відносна похибка, δ, %
№ 1 - Ti-4Nb-2Mo	2,9	0,06	1,9
№ 2 - Ti-5Nb-2,5Mo	3,0	0,2	7,5
№ 3 - Ti-1,5Nb-3Mo	3,7	0,3	8,4
№ 4 - Ti-2Nb-4Mo	5,2	0,4	7,5

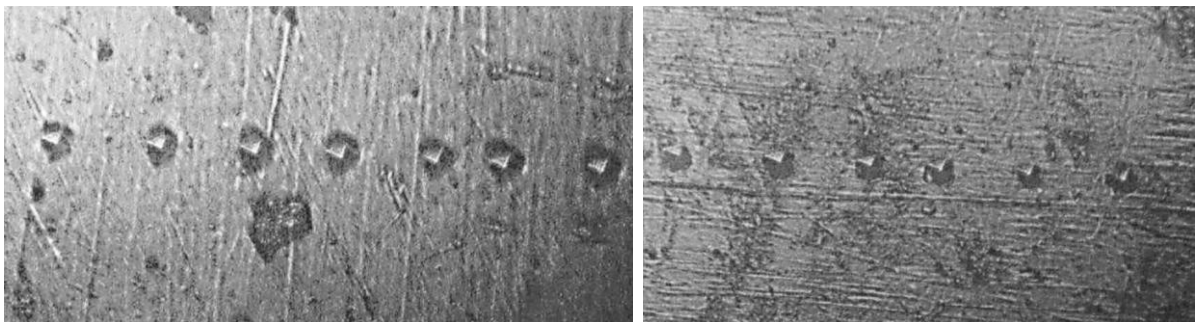
Похибка отриманих результатів зумовлена відмінністю діагоналей відбитку більше ніж на 5 %. Це можна пояснити саме дендритною будовою матеріалу у вихідному стані.

Мікроструктури поверхні зразків після індентування наведено на рис. 3.13.



а

б



в

г

а – Ti-4Nb-2Mo, х 500; б – Ti-5Nb-2,5Mo, х 500; в – Ti-1,5Nb-3Mo, х 570;  
г – Ti-2Nb-4Mo, х 570

Рисунок 3.13 – Результати мікродюретричного аналізу

З отриманих даних бачимо, що збільшення вмісту Мо в два рази призводить до зростання мікротвердості на 2,3 ГПа, що становить 55 %. Підвищення мікротвердості в зразках № 1 - № 3 є наслідком збільшення вмісту міцної  $\alpha''$ -фази, яка має мартенситну будову. Істотне зростання мікротвердості в зразку №4 може бути пояснено формуванням в структурі значної частки твердішої  $\beta$ -фази титану.

Практично однакове значення мікротвердості зразків № 1 та № 2 підтверджує пластифікуючу роль ніобію в сплаві.

### 3.4 Результати вимірювання модуля Юнга ультразвуковою методикою

Модуль нормальної пружності матеріалів  $E$  визначали на литих, відпалених та загартованих зразках за методикою описаною в розділі 2.3.4. Результати дослідження представлено у таблиці 3.7.

Таблиця 3.7 – Результати дослідження модуля пружності

Зразок №	Модуль Юнга $E$ , ГПа		
	Литий стан	Відпалений стан	Загартований стан
№ 1 - Ti-4Nb-2Mo	78,4	93,4	56,4
№ 2 - Ti-5Nb-2,5Mo	72,3	86,8	66
№ 3 - Ti-1,5Nb-3Mo	79	100	72,3
№ 4 - Ti-2Nb-4Mo	105,7	79,7	66,2

Як видно з результатів вимірювання модуль Юнга в литому стані у всіх зразках знаходиться на достатньо високому рівні, який не дозволяє їх використання в імплантах без подальшої термічної обробки. Структура зразка №4, яка містить 70 %  $\beta$ -фази титану призводить до високих значень

модуля пружності у вихідному стані, який, однак, є дуже чутливим до термічної обробки.

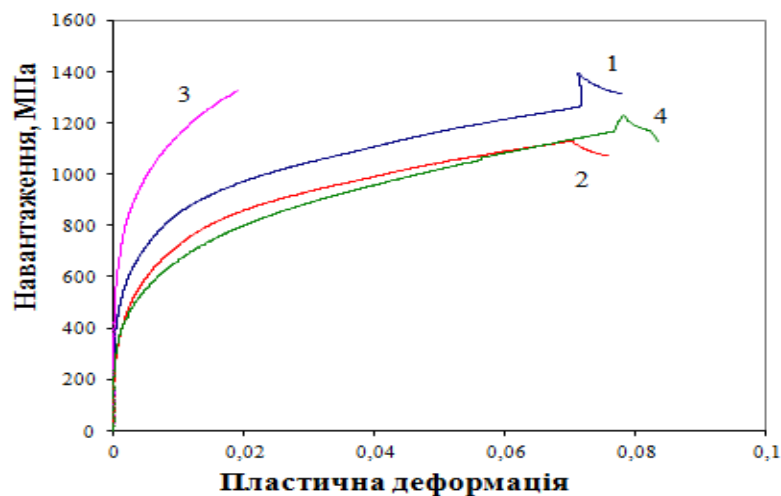
Після гомогенізуючого відпалу модуль нормальної пружності зростає, а після гартування – зменшується. Таким чином, внаслідок двоступеневої термічної обробки значення модуля Юнга всіх сплавів зменшуються, порівняно з вихідними на 10 % - 25 % для зразків з мартенситною фазою, та на 35 % для зразка з  $\beta$ -фазою титану.

Однак, встановлені рівні пружних характеристик майже вдвічі перевищують необхідні для експлуатації значення (20 ГПа – 30 ГПа).

З літератури відомо, що подальше зменшення модуля Юнга можливе за рахунок проведення додаткової термомеханічної обробки [45], яка полягає у деформації вальцюванням з наступним рекристалізаційним відпалом. В результаті повинна сформуватися дрібнодисперсна структура з високою міцністю, але задовільною пластичністю та мінімальним модулем Юнга.

### 3.5 Результати випробування на згин

За результатами випробування на згин за трьохточковою методикою було побудовано криві в координатах «навантаження-деформація» (рис. 3.14). Випробування проводились на зразках після термічної обробки.



1 – Ti-4Nb-2Mo; 2 – Ti-5Nb-2,5Mo; 3 – Ti-1,5Nb-3Mo; 4 – Ti-2Nb-4Mo

Рисунок 3.14 – Деформаційні криві досліджених зразків

З деформаційних кривих було отримано значення границі плинності, загальної деформації, а також визначено модуль Юнга графічним шляхом. Результати розрахунків наведено у таблиці 3.8.

Таблиця 3.8 – Значення механічних характеристик за результатами дослідження на згин

Зразок №	Модуль Юнга, $E^*$ , ГПа	Границя плинності, $\sigma_{0.2}$ , МПа	Пластична деформація, $\epsilon$ , %
№1 Ti-4Nb-2Mo	51	582	7,2
№2 Ti-5Nb-2,5Mo	64	463	7,1
№3 Ti-1,5Nb-3Mo	72	826	1,9
№4 Ti-2Nb-4Mo	67,5	440	7,7

Результати, які наведено в таблиці 3.8 та рис. 3.14 підтверджують висновки, зроблені протягом вищенаведених досліджень, стосовно відчутної пластифікуючої ролі ніобію. Також чітко прослідковується зростання міцностних характеристик при збільшенні вмісту молібдену.

Аномально низькі значення деформації перед руйнуванням які були зафіксовані у зразку № 3 можуть бути пояснені найбільшим вмістом крихкої мартенситної  $\alpha''$ -фази.

### 3.6 Висновки до розділу 3

1. Рентгенофазовий аналіз виявив присутність мартенситоподібної  $\alpha''$ -фази в зразках з меншим вмістом молібдену. Додавання молібдену у кількості 4 % спричинює формування до 70 %  $\beta$ -фази титану. Таким чином, для подальшого використання можна рекомендувати легувати сплав на основі титану не більше ніж 3 % молібдену.

2. За допомогою скануючої електронної мікроскопії встановлено, що в вихідних зразках кристалізація відбувається послідовно, з формуванням дендритної структури, збагаченої тугоплавкими легуючими елементами з наступним заповненням міждендритного простору розчином, збагаченим титаном. Після проведення тривалого гомогенізуючого відпалу, дендрити розчиняються і матеріал набуває однорідної будови.

3. За результатами мікродюрOMETричного аналізу встановлено, що найбільша мікротвердість 5,2 ГПа спостерігається в четвертому зразку, що пов'язано з найбільшим вмістом молібдену в хімічному складі внаслідок чого в матеріалі формується  $\beta$ -фаза титану.

4. У вихідному стані всі досліджувані зразки демонструють високі значення модуля Юнга. Внаслідок двоступеневої термічної обробки значення модуля пружності всіх сплавів зменшуються, порівняно з вихідними на 10 % - 25 % для зразків з мартенситною фазою, та на 35 % для зразка з  $\beta$ -фазою титану. Однак, для можливості ефективного використання матеріалу в якості імплантів необхідне подальше зменшення модуля Юнга. Це можливе за рахунок проведення додаткової термомеханічної обробки, яка полягає у деформації вальцюванням з наступним рекристалізаційним відпалом.

5. Випробування на згин, як найбільш наближена схема навантаження до умов експлуатації підтвердили достатній рівень міцностних характеристик сплавів.

## 4 ОРГАНІЗАЦІЙНО – ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

### 4.1 Науково-технічна актуальність НДР

Пошук нових матеріалів які б збільшували строк служби імплантів, підвищували їх стабільність, а найголовніше – були біосумісними з людським організмом є одною з важливих задач сучасного матеріалознавства.

Металеві матеріали з яких виготовляють сучасні імпланти мають значно вищий модуль Юнга – більше 100 ГПа, ніж кісткова тканина – (20-30) ГПа. Така відмінність призводить до порушення механіко-біологічної рівноваги в організмі людини. Задовільні значення модуля Юнга, а також надпружну поведінку близьку до кісткової тканини демонструють сплави з ефектом пам'яті форми, особливо сплави Ti-Ni. Саме тому дані сплави широко застосовуються в медицині. Однак внаслідок токсичного впливу нікелю на організм людини, ряд розвинутих країн обмежує використання таких сплавів в медицині.

Мета даної роботи полягає в дослідженні властивостей сплавів системи Ti-Nb-Mo, які можуть стати чудовою заміною сплавів Ti-Ni.

### 4.2 Мета і завдання НДР

Метою даної дослідницької роботи є вивчення впливу хімічного складу на механічні властивості сплавів медичного призначення системи Ti-Nb-Mo. Важливим завданням є розробка нових матеріалів, що могли б використовуватись у якості матеріалів для виготовлення кісткових імплантів. Отже, актуальним питанням є пошук, дослідження та виробництво високоякісних продуктів.

Для досягнення поставленої мети потрібно вирішити наступні задачі:

- 1) ознайомитись із сучасними дослідницькими роботами, що проводяться на дану тему;
- 2) розробити актуальний комплекс методів досліджень;

- 3) вивчення впливу хімічного складу на механічні властивості сплавів медичного призначення системи Ti-Nb-Mo;
- 4) проаналізувати отримані результати.

### **4.3 Розрахунок планових витрат на проведення НДР**

Науково-дослідницька робота проводилась на кафедрі фізики металів інженерно-фізичного факультету національного технічного університету України «Київського політехнічного інституту імені Ігоря Сікорського». Кошторисна вартість НДР є важливим показником роботи для науково-дослідницької установи або її підрозділу. Планова кошторисна вартість НДР визначається у відповідності з наступними калькуляційними статтями видатків:

- 1) витрати на оплату праці;
- 2) визначення розміру єдиного соціального внеску;
- 3) вартість матеріалів необхідних для проведення досліджень;
- 4) витрати на спеціальне обладнання;
- 5) витрати на службові відрядження;
- 6) інші прямі невраховані витрати по темі;
- 7) накладні витрати;

#### **4.3.1 Витрати на оплату праці**

Витрати за цією статтею включають заробітну плату працівників всіх категорій, зайнятих при виконанні даної роботи.

Заробітна плата вираховується окремо для кожного робітника, і на основі даних по трудомісткості. Розрахунок проводиться в людино-днях. Перелік робіт та трудомісткість представлена в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Розрахунок трудомісткості виконання дипломної роботи

Етапи НДР	Трудомісткість, людино-дні		
	Старший науковий співробітник	Інженер-дослідник	Лаборант
Підготовчий	5	5	-
Проведення експерименту	15	35	30
Написання записки	-	15	-
Оформлення роботи, захист	5	10	-
Разом	25	65	30

Денні зарплати визначаються як відношення місячного окладу до умовного місяця (для НДР з п'ятиденним робочим тижнем складає 21,2 дня).

Перемножуючи середньоденну заробітну плату за кожною категорією виконавців на відповідну планову трудомісткість робіт, розраховується плановий фонд заробітної плати всіх виконавців. Результати розрахунку фонду заробітної плати з теми зведено у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Розрахунок фонду заробітної плати виконавців теми

Посада	Трудомісткість, людино-днів.	Місячний оклад, грн	Денна заробітна плата, грн	Сумарна заробітна плата, грн
Старший науковий співробітник	25	12828	605,09	15 127,25
Інженер- дослідник	65	6646	313,49	20 376,85
Лаборант	30	4480	211,32	6 339,60
Разом				41 843,70

#### 4.3.2 Визначення розміру єдиного соціального внеску

Згідно з діючим законодавством відрахування на соціальні заходи складають 22 % від заробітної плати. Таким чином, єдиний соціальний внесок складає:  $V_C = 0,22 \cdot 41\,843,70 = 9\,205,61$  грн.

#### 4.3.3 Вартість матеріалів необхідних для проведення досліджень

Визначення витрат на матеріали, які необхідні для проведення експерименту, проводяться виходячи із вартості та необхідної кількості матеріалів. Дані про основні матеріали, які необхідні для проведення експерименту наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Розрахунок вартості основних матеріалів

Найменування матеріалів	Одиниця вимірювання	Кількість	Ціна, грн/кг	Сума, грн.
Титан високої чистоти (99,99 %)	г	53,3	1160	61,8
Ніобій високої чистоти (99,99 %)	г	3,4	4500	15,3
Молібден високої чистоти (99,99 %)	г	3,3	4500	14,85
В цілому				91,95

Транспортно-заготівельні витрати складають 10 % від планової вартості використаних матеріалів, тоді загальні витрати складають:  
 $V_M = 91,95 \cdot 1,1 = 101,15$  грн.

#### 4.3.4 Витрати на спеціальне обладнання

При виконанні НДР усі роботи проводилися тільки з використанням наявного обладнання в лабораторіях національного технічного університету України «Київського політехнічного інституту імені Ігоря Сікорського».

#### 4.3.5 Вартість послуг сторонніх організацій

У виконанні даної НДР сторонні організації не приймали участі.

#### 4.3.6 Визначення витрат на службові відрядження

При виконанні НДР усі роботи проводилися в лабораторіях національного технічного університету України «Київського політехнічного інституту імені Ігоря Сікорського».

#### 4.3.7 Інші прямі невраховані витрати по темі

Інші прямі невраховані витрати плануються у розмірі 10 % від врахованих:  $I_B = 0,1 \cdot (41\ 843,70 + 9\ 205,61 + 101,15) = 5\ 115,05$  грн.

#### 4.3.8 Накладні витрати

До накладних витрат відносяться витрати на заробітну плату адміністративно-управлінського, господарчого та допоміжного персоналу (разом з єдиним соціальним внеском), витрати на допоміжні виробництва, витрати на охорону праці, техніку безпеки та екологію, фінансування підготовки кадрів, витрати на воєнну охорону і деякі інші .

Норматив відрахувань на накладні витрати у національному технічному університеті України «Київському політехнічному інституті імені Ігоря Сікорського» встановлений в розмірі 20 % планової сумарної вартості виконання НДР. Розраховуємо величину накладних витрат наступним чином:  $H_B = 0,2 \cdot (41\ 843,70 + 9\ 205,61 + 101,15 + 5\ 115,05) = 11\ 253,10$  грн.

#### 4.3.9 Визначення планової кошторисної вартості теми

Планова кошторисна вартість НДР визначається як сума витрат за окремими статтями вартості. Результати визначення вартості наведені у таблиці 4.3.

Виконані розрахунки дозволяють визначити загальну планову кошторисну вартість НДР. Плановий кошторис витрат по темі досліджень наведено в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Планова кошторисна вартість НДР з теми

Назва статей	Умова призначення	Сума, грн.	Сума, %	Обґрунтування
1	2	3	4	5
Заробітна плата виконавців теми	ФЗП	41 843,70	62	За розрахунком
Єдиний соціальний внесок	В <sub>с</sub>	9 205,61	13,6	22 % від ЗП

Продовження таблиці 4.4

1	2	3	4	5
Вартість основних матеріалів	В <sub>м</sub>	101,15	0,15	За розрахунком
Вартість спец. обладнання	В <sub>об</sub>	-	-	Не планується
Витрати на послуги сторонніх організацій	В <sub>стор</sub>	-	-	Не планується
Витрати на службові відрядження	В <sub>від</sub>	-	-	Не планується
Інші прямі витрати	І <sub>в</sub>	5 115,05	7,58	10 % від суми врахованих витрати
Накладні витрати	Н <sub>в</sub>	11 253,10	16,67	20 % від суми всіх прямих витрат
Разом	В <sub>ндр</sub>	67 518,61	100	Сума всіх попередніх

#### 4.4 Науково-технічна ефективність НДР

Проведені у даній роботі дослідження мають пошуковий характер. Саме тому, розрахунок очікуваного річного економічного ефекту є надзвичайно складним, оскільки відсутні дані щодо сфер використання результатів роботи, а також вихідні дані для розрахунку єдиновременних та поточних витрат. У такому випадку слід використовувати бальну систему оцінки економічної ефективності за наступними показниками :

- 1) важливість розробки  $K_1$ ;
- 2) можливість використання результатів  $K_2$ ;
- 3) теоретичне значення та рівень новизни дослідження  $K_3$ ;
- 4) складність отриманої розробки  $K_4$ .

Частку сумарного річного економічного ефекту, що утвориться за кожною з перелічених шкал, позначають умовно відповідним номеру шкали

коефіцієнтом ( $K_1, K_2, K_3, K_4$ ). Нижче наведена система оцінки за кожною шкалою [56].

Коефіцієнт  $K_1$  може приймати наступні значення:

- 1) ініціативна робота, яка не входить до складу комплексної програми та не є завданням директивних органів - 1 бал;
- 2) робота виконується за угодою про науково-технічне співробітництво - 3 бали;
- 3) робота являє собою частину відомчої програми - 5 балів;
- 4) робота являє собою частину комплексної міжвідомчої програми з елементами впровадження результатів - 7 балів;
- 5) робота є частиною міжнародної комплексної програми - 8 балів.

Коефіцієнт  $K_2$  може приймати такі значення:

- 1) результати розробки можна використати тільки в даному підрозділі - 1 бал;
- 2) результати розробки можуть бути використані тільки однією організацією - 3 бали;
- 3) результати розробки можуть бути використані багатьма організаціями - 5 балів;
- 4) результатами розробки можуть користуватися споживачі в межах однієї галузі - 8 балів;
- 5) результатами розробки можуть користуватися споживачі в різних галузях - 10 балів.

Коефіцієнт  $K_3$  може приймати такі значення:

- 1) робота являє собою аналіз, узагальнення або класифікацію відомої інформації, подібні результати раніше були відомі в досліджуваній галузі - 2 бали;
- 2) під час виконання роботи отримана нова інформація, яка доповнює уявлення про сутність досліджуваних процесів - 3 бали;
- 3) внаслідок виконання роботи отримана нова інформація, яка частково змінює уявлення про природу досліджуваних процесів - 5 балів;

4) внаслідок виконання НДР створені нові теорії, методики або щонебудь подібне - 6 балів;

5) отримана інформація формує принципово нові уявлення, які не були відомі раніше - 8 балів.

Коефіцієнт  $K_4$  може приймати такі значення:

1) роботу виконує один підрозділ, витрати до 10 000 гривень - 1 бал;  
2) роботу виконує один підрозділ, витрати (10 000 - 50 000) гривень - 3 бали;

3) роботу виконує один підрозділ, витрати (50 000 - 100 000) гривень - 5 балів;

4) робота виконується багатьма підрозділами, витрати (100 000 - 200 000) гривень - 7 балів;

5) робота виконується багатьма організаціями, витрати більше 200 000 гривень - 9 балів

Бальна оцінка економічної ефективності даної науково-дослідної роботи наведена у таблиці 4.5.

Таблиця 4.5 – Бальна оцінка ефективності НДР

Показники оцінки ефективності НДР	Умовне позначення показника	Характеристика даної розробки	Кількість балів
1	2	3	4
Важливість розробки	$K_1$	Робота являє собою частину відомчої програми	5
Можливість використання результатів розробки	$K_2$	Результатами розробки можуть користуватися споживачі в різних галузях	10

Продовження таблиці 4.5

1	2	3	4
Теоретична значимість та рівень новизни розробки	$K_3$	Під час виконання роботи отримана нова інформація, яка доповнює уявлення про сутність досліджуваних процесів	3
Складність дослідження	$K_4$	Роботу виконує один підрозділ, витрати від 50 000 до 100 000 гривень	5

Отже, загальна оцінка Б визначається як добуток коефіцієнтів [56]:

$$B = K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \cdot K_4 \quad (4.1)$$

Тому в даному випадку бальна оцінка ефективності згідно таблиці 4.5:  
 $B = 5 \cdot 10 \cdot 3 \cdot 5 = 750$ .

Умовний річний економічний ефект науково-дослідницької роботи визначається [56]:

$$E_{\text{НДР}}^y = 500 \cdot B - E_{\text{Н}} \cdot V_{\text{НДР}}, \quad (4.2)$$

де 500 - умовна вартість одного балу, грн.;

$E_{\text{Н}}$  - нормативний коефіцієнт економічної ефективності (для нашого розрахунку обираємо  $E_{\text{Н}} = 0,2$ );

$V_{\text{НДР}}$  - витрати на виконання НДР (планова річна кошторисна вартість виконання НДР).

Отже, умовний річний економічний ефект становить:  
 $E_{\text{НДР}}^y = 500 \cdot 750 - 0,2 \cdot 67\,518,61 = 361\,496,28$  грн.

Коефіцієнт економічної ефективності:

$$E_{\text{НДР}} = E_{\text{НДР}}^y / B_{\text{НДР}} = 358693,9 / 67\,518,61 = 5,4.$$

Отримана розрахункова величина коефіцієнта економічної ефективності НДР свідчить про доцільність виконання даної роботи.

#### **4.5 Висновки до розділу 4**

1. Було розраховано планову кошторисну вартість (собівартість) НДР, яка склала 67 518,61 грн.
2. У ході проведення економічного аналізу доцільності даної науково-дослідницької роботи було виявлено, що дане дослідження має коефіцієнт  $E_{\text{НДР}} = 5,4$  і є доцільним з економічної точки зору.

## 5 ОХОРОНА ПРАЦІ

Головне завдання охорони праці – це створення на робочому місці безпечних умов праці, безпечної експлуатації обладнання, зменшення або повна нейтралізація дії шкідливих і небезпечних виробничих факторів на організм людини і, як наслідок, зниження виробничого травматизму та професійних захворювань.

Метою розділу є аналіз небезпечних та шкідливих виробничих факторів, які можуть мати місце при дослідженні механічних властивостей сплавів медичного призначення, а також розробка заходів, спрямованих на їх максимальне усунення. Науково-дослідницька робота проводилася на кафедрі фізики металів КПІ ім. Ігоря Сікорського в кімнаті № 511, 5 поверху, корпусу № 9.

### 5.1 Правові та організаційні основи охорони праці

Основними нормативними документами з охорони праці є Закон України «Про охорону праці», Кодекс законів про працю України, Закон України "Про загальнообов'язкове державне соціальне страхування від нещасного випадку на виробництві та професійного захворювання, які спричинили втрату працездатності" та прийняті відповідно до них нормативно-правові акти.

Згідно статті 13 Закону України «Про охорону праці» роботодавець зобов'язаний забезпечити на робочому місці та у кожному структурному відділенні умови праці відповідно до нормативно-правових актів, а також забезпечення нормативно-правових вимог законодавства щодо прав працівників у галузі охорони праці [58].

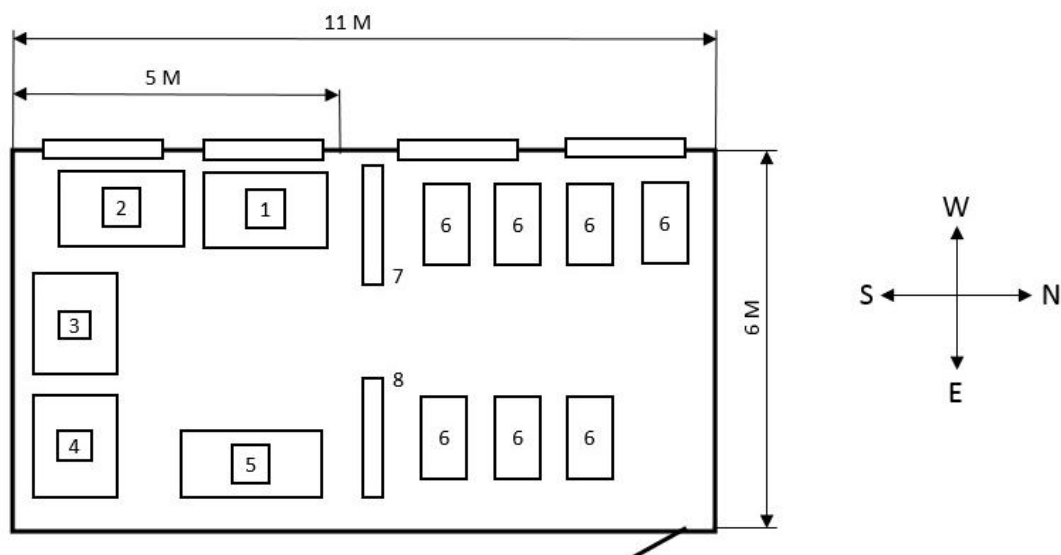
У статті 14 описано обов'язки працівника: виконання вимог нормативно-правових актів з охорони праці, знання правил поведінки з машинами, механізмами та іншим устаткуванням, проходження медичних оглядів та інше [58]. Працівник несе безпосередню відповідальність за порушення зазначених вимог. Відповідно до статті 15, на підприємстві з

кількістю працюючих осіб 50 і більше, роботодавець зобов'язаний створити на робочому місці в кожному структурному підрозділі умови праці відповідно до нормативно-правових актів, а також забезпечити додержання вимог законодавства щодо прав працівників у галузі охорони праці [58].

Служба охорони праці підпорядковується безпосередньо ректору КПІ ім. Ігоря Сікорського М. З. Згуровському. Начальником відділу охорони праці КПІ ім. Ігоря Сікорського є Е. Г.Луцик, за пожежну безпеку в кімнаті № 511 відповідальним є А. І. Мазур.

## 5.2 Аналіз параметрів приміщення

Схематичне зображення кімнати № 511 корпусу № 9 КПІ ім. Ігоря Сікорського, в якій проводились дослідницькі роботи, а також розташування всіх елементів представлено на рис. 5.1. У даній кімнаті виконувалась підготовка зразків, проведення експерименту на приладі для визначення мікротвердості.



1 – оптичний мікроскоп; 2 – комп'ютер; 3 – мікротвердомір ПМТ-3; 4 – твердомір ТП-2; 5 – дилатометр з катком; 6 – стіл письмовий; 7 – шафа для документів; 8 – шафа для матеріалів.

Рисунок 5.1 – Схема кімнати № 511

Також були виміряні параметри приміщення, значення яких наведено в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Розміри кімнати № 511

Розміри приміщення			Розміри вікна	
Ширина, м	Довжина, м	Висота, м	Ширина, м	Висота, м
6	11	3	2	1,8

Кімната має площу 66 м<sup>2</sup> та об'єм 198 м<sup>3</sup>. На одного працівника припадає 13,2 м<sup>2</sup> площі, 39,6 м<sup>3</sup> об'єму, що згідно вимогам ДСанПіН 3.3.2-007-98 [59] відповідає нормі.

### 5.3 Аналіз мікроклімату приміщення

Для забезпечення оптимального мікроклімату «Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень» ДСН 3.3.6.042-99 встановлюють оптимальні і допустимі температуру, відносну вологість та швидкість руху повітря в робочій зоні в залежності від пори року та категорії важкості робіт [60].

Фактичні значення та нормовані величини параметрів мікроклімату в робочій зоні кімнати № 511 наведені в табл. 5.2.

Таблиця 5.2 – Мікроклімат кімнати № 511 та допустимі значення

Період року	Температура, °С		Відносна вологість, %		Швидкість руху повітря, м/с	
	Фактична	Допустима	Фактична	Допустима	Фактична	Допустима
Холодний	16	21...24	69	<75	0,15	0,2
Теплий	25	21...28	53	55	0,2	0,1...0,3

Згідно ДСН 3.3.6.042-99 категорія важкості робіт – І б. Ця категорія включає легкі фізичні роботи до 150 ккал/год, що супроводжуються деяким фізичним навантаженням та виконуються сидячи, стоячи або пов'язані з ходьбою.

Отже, мікроклімат в лабораторії не відповідає вимогам санітарних норм ДСН 3.3.6.042-99. Для створення необхідних параметрів мікроклімату в виробничому приміщенні необхідно підвищити температуру повітря в холодну пору року на (5-8) °С.

#### **5.4 Аналіз освітленості приміщення**

Залежно від джерел світла освітлення може бути природним, штучним та суміщеним. Природне у свою чергу поділяється на бічне, верхнє та комбіноване, штучне на загальне і місцеве.

Недостатня або надмірна освітленість, нерівномірність освітлення в полі зору втомлює очі, призводить до зниження продуктивності праці; при цьому зростає потенційна небезпека помилкових дій і нещасних випадків. Надмірна яскравість джерел світла може спричинити головний біль, різь в очах, розлад гостроти зору, а світлові відблиски – тимчасове засліплення.

У лабораторії присутнє природне бокове (вікна з північного боку), а також штучне освітлення.

Для загального освітлення використовуються люмінесцентні лампи ЛБ-40 (24 одиниці у лабораторії) [61].

#### **5.5 Електробезпека**

Основним завданням електробезпеки є мінімізація негативного впливу електричного струму на людину. Кімната, де проводилися дослідження, відноситься до класу І - вірно виконане захисне заземлення корпусів, електроустаткування і приладів. Розташування робочих місць таке, що виключає можливість одночасного доторкання до корпусів, електроустаткування і приладів.

На дію електричного ураження впливає ряд факторів: величина струму (1 мА); рід струму (струм перемінний); частота струму (50 Гц); шлях струму в організмі; тривалість дії струму; стан організму; виробниче середовище.

Категорія приміщення визначається наявністю в приміщенні чинників підвищеної або особливої небезпеки електротравм. До чинників підвищеної небезпеки належать: температура в приміщенні, що впродовж доби перевищує 35 °С; відносна вологість більше 75 %, але менше повного насичення (100 %); струмопровідна підлога — металева, бетонна, цегляна, земляна тощо; струмопровідний пил; можливість одночасного доторкання людини до неструмовідних частин електроустановки і до металоконструкцій, що мають контакт із землею.

Проходячи через людину, електричний струм здійснює термічний, електролітичний та біологічний вплив. Термічний вплив проявляється в опіках окремих частин тіла, пошкодження судин, нервів та інших тканин.

Електролітичний вплив проявляється в розкладенні крові та інших органічних рідин, в результаті чого виникає значне порушення їх фізико-хімічного складу. Біологічний вплив проявляється як особливий специфічний процес, який властивий лише живій тканині: подразнення та збудження живих тканин організму, що супроводжується невимушеним скороченням м'язів; порушення внутрішніх біоелектричних процесів.

Безпека експлуатації при нормальному режимі роботи електроустановок забезпечується наступними захисними заходами: застосуванням ізоляції, недоступністю струмопровідних частин, застосуванням малих напруг, захисним заземленням і використанням електрозахисних засобів [62, 63, 64].

## **5.6 Пожежна безпека**

Відповідно до ДСТУ Б В.1.1-36:2016 [65], приміщення за вибухопожежною та пожежною небезпекою поділяють на п'ять категорій:

а) категорія А (вибухонебезпечна) - горючі гази, легкозаймісті речовини з температурою спалаху не більше 28 °С в такій кількості, що можуть утворюватися вибухонебезпечні парогазоповітряні суміші, при спалахуванні котрих розрахунковий надлишковий тиск вибуху в приміщенні перевищує 5 кПа. Речовини та матеріали здатні вибухати та горіти при взаємодії з водою, киснем, повітрям або одне з одним.

б) категорія Б (вибухопожежонебезпечна) - вибухонебезпечний пил і волокна, легкозаймісті рідини з температурою спалаху більше 28 °С та горючі рідини за температурних умов і в такій кількості, що можуть утворюватися вибухонебезпечні пилоповітряні або пароповітряні суміші, при спалахуванні котрих розвивається розрахунковий надлишковий тиск вибуху в приміщенні, що перевищує 5 кПа.

в) категорія В (пожежонебезпечна) - горючі рідини, тверді горючі та важкогорючі речовини, матеріали, здатні при взаємодії з водою, киснем повітря або одне з одним горіти лише за умов, що приміщення, в яких вони знаходяться або використовуються, не належать до категорій А та Б.

г) категорія Г - негорючі речовини та матеріали в гарячому, розжареному або розплавленому стані, процес обробки яких супроводжується виділенням променистого тепла, іскор, полум'я; горючі гази, спалимі рідини, тверді речовини, які спалюються або утилізуються як паливо.

г) категорія Д - негорючі речовини та матеріали в холодному стані

Згідно з ДСТУ Б В.1.1-36:2016 приміщення кімнати № 511 за пожежонебезпекою відноситься до категорії "Д" (в приміщенні знаходяться негорючі речовини і матеріали в холодному стані.). У приміщенні найбільш пожежонебезпечним місцем є місце, де прокладена електропроводка. Загоряння може відбутися через коротке замикання в електропроводці.

Із засобів пожежогасіння у кімнаті № 511 є вогнегасники ОУБ-2 (вуглекислотно-брометилловий). Умови роботи задовольняють обмеження на використанні вогнегасників цих типів (напруга електропристроїв не більш

ніж 1000 В). Засобами виявлення й оповіщення про пожежу є автоматичні датчики-сигналізатори про пожежу типу ДТП, що реагують на підвищення температури. Засобом оповіщення співробітників про пожежу служить внутрішній службовий зв'язок. На випадок пожежі є план евакуації працівників з будівлі (рис. 5.2).

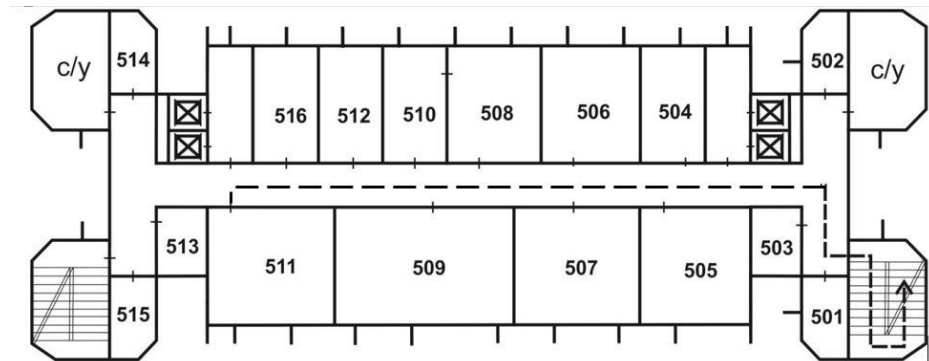


Рисунок 5.2 – План евакуації з кімнати № 511, 5 поверху, корпусу № 9

### 5.7 Висновки до розділу 5

1. У результаті проведення аналізу параметрів приміщення було встановлено, що мікроклімат у кімнаті № 511, яка знаходиться на кафедрі фізики металів КПІ ім. Ігоря Сікорського, не відповідає вимогам санітарних норм ДСН 3.3.6.042-99. Для досягнення необхідних норм необхідно підвищити температуру повітря в холодну пору року на (5-8) °С.

2. Аналізуючи результати досліджень рівня освітленості, електробезпеки та пожежної безпеки можна стверджувати, що приміщення є придатними для безпечної праці.

## ВИСНОВКИ

1. Проаналізовано літературні дані з теми та обрано об'єктом дослідження титановий сплав системи Ti-Nb-Mo у вигляді 4 зразків різних концентрацій, оскільки, згідно з літературними джерелами, даний сплав володіє усіма характеристиками, необхідними для використання у якості матеріалу для медичних імплантів.

2. Обрано комплекс досліджень: мікроскопічний, мікродюрOMETричний, рентгенофазовий аналізи, ультразвукове дослідження модуля Юнга, випробовування на згин для дослідження механічної поведінки, ефективний для виконання завдань, поставлених в даній роботі, оскільки дозволяє повністю оцінити механічні характеристики сплавів.

3. Рентгенофазовий аналіз виявив присутність мартенситоподібної  $\alpha''$ - фази в зразках з меншим вмістом молібдену. Додавання молібдену у кількості 4% спричинює формування до 70 %  $\beta$ -фази титану. Таким чином, для подальшого використання можна рекомендувати легувати сплав на основі титану не більше ніж 3 % молібдену.

4. За допомогою скануючої електронної мікроскопії встановлено, що в вихідних зразках кристалізація відбувається послідовно, з формуванням дендритної структури, збагаченої тугоплавкими легуючими елементами з наступним заповненням міждендритного простору розчином, збагаченим титаном. Після проведення тривалого гомогенізуючого відпалу, дендрити розчиняються і матеріал набуває однорідної будови.

5. За результатами мікродюрOMETричного аналізу встановлено, що найбільша мікротвердість 5,2 ГПа спостерігається в 4 зразку, що пов'язано з найбільшим вмістом молібдену в хімічному складі внаслідок чого в матеріалі формується  $\beta$ -фаза титану.

6. У вихідному стані всі досліджувані зразки демонструють високі значення модуля Юнга. Внаслідок двоступеневої термічної обробки значення модуля пружності всіх сплавів зменшуються, порівняно з вихідними на 10 %-

25 % для зразків з мартенситною фазою, та на 35 % для зразка з  $\beta$ -фазою титану.. Однак, для можливості ефективного використання матеріалу в якості імплантів необхідне подальше зменшення модуля Юнга. Це можливе за рахунок проведення додаткової термомеханічної обробки, яка полягає у деформації вальцюванням з наступним рекристалізаційним відпалом.

7. Випробування на згин, як найбільш наближена схема навантаження до умов експлуатації підтвердили достатній рівень міцностних характеристик сплавів.

8. У ході проведення економічного аналізу доцільності даної науково- дослідницької роботи було виявлено, що дане дослідження має коефіцієнт  $E_{\text{НДР}} = 5,4$  і є доцільним з економічної точки зору.

9. Аналізуючи результати досліджень рівня освітленості, електробезпеки та пожежної безпеки можна стверджувати, що приміщення є придатними для безпечної праці.

## CONCLUSIONS

1. The literature on the subject is analyzed and the subject of research is the Ti-alloy of the Ti-Nb-Mo system in the form of 4 samples of various concentrations, since, according to literary sources, this alloy possesses all the characteristics necessary for use as a material for medical implants .

2. A set of researches was chosen: microscopic, microdyrometric, X-ray diffraction analyzes, ultrasound examination of Young's module, bending test for the study of mechanical behavior, effective for the tasks performed in this paper, since it allows us to fully evaluate the mechanical characteristics of the alloys.

3. X-ray diffraction analysis revealed the presence of martensite-like  $\alpha$ -phase in samples with less molybdenum content. The addition of 4% molybdenum results in the formation of up to 70% of the  $\beta$ -phase of titanium. Therefore, for further use, it is recommended to dop the titanium-based alloy of no more than 3% molybdenum.

4. With the aid of scanning electron microscopy, it was found that in the initial samples crystallization occurs consistently, with the formation of a dendritic structure enriched with refractory doping elements, followed by filling the interdendritic space with a solution enriched with titanium. After prolonged homogenizing annealing, the dendrites dissolve and the material acquires a homogeneous structure.

5. According to the results of microdistrometric analysis, it was found that the highest microhardness of 5.2 GPa is observed in 4 samples, which is related to the highest content of molybdenum in the chemical composition, as a result of which the titanium  $\beta$ -phase is formed in the material.

6. In the initial state, all samples tested show high values of Young's module. Due to the two-stage thermal treatment, the value of the elastic modulus of all alloys is reduced compared with the initial values of 10% -25% for martensitic phase samples and 35% for the sample with the  $\beta$ -phase of the titanium. However, for the possibility of efficient use of the material as implants it is necessary Further

reduction of the Young module. This is possible due to the additional thermomechanical treatment, which consists in deformation by rolling with subsequent recrystallization annealing.

7. Bending tests, as the most approximate loading scheme to the operating conditions, have confirmed the sufficient level of strength characteristics of alloys.

8. During the economic analysis of the expediency of this research, it was found that this study has a coefficient of UNR = 5,4 and is economically feasible.

9. Analyzing the results of studies on the level of illumination, electrical safety and fire safety, it can be argued that premises are suitable for safe work.

**ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ**

1. Davis J. R. Handbook of Materials for Medical Devices / J. R. Davis // Materials Park. – 2004. – pp. 341.
2. Katti K. S. Biomaterials in total joint replacement / K. S. Katti // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. – 2004. – v. 39. – no. 3. – pp. 133-142.
3. Niinomi M. Metals for biomedical devices / M. Niinomi // Woodhead Publishing Limited. – 2010. – pp. 420.
4. Long M. Rack HJ Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective / M. Long // Biomaterials. – 1998. – v. 19. – pp. 1621-1639.
5. Баринов С. М. Биокерамика на основе фосфатов кальция / С. М. Баринов ; Москва: Наука, 2005. – 204 с.
6. Проблемы и перспективы применения титановых сплавов в медицине [Электронный ресурс] / М. Ю. Колеров и др. // Режим доступа – URL: [https://www.implants.ru/files/Science/articles\\_technology/38.pdf](https://www.implants.ru/files/Science/articles_technology/38.pdf) (дата звернення: 10.04.2019).
7. The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage / H-W. Wei, S-S. Sun, E. Jao et al. // Medical Engineering & Physics. – 2007. – v. 27. – pp. 295-304.
8. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue / H. H. Bayraktara, E. F. Morgana, G. L. Nieburb et al. // Journal of Biomechanics. – 2004. – v. 37. – pp. 27–35.
9. Compressive axial mechanical properties of rat bone as functions of bone volume fraction, apparent density and micro-ct based mineral density / E. Cory, A. Nazarian, V. Entezari et al. // Journal of Biomechanics. – 2010. – v. 43. – pp. 953-960.
10. Fractal dimension and mechanical properties of human cortical bone / D. Sanchez-Molinaa, J. Velazquez-Ameijidea, V. Quintanaa et al. // Medical

Engineering & Physics. – 2013. – v. 35. – pp. 576–582.

11. Williams D. F. Implants in Surgery / D. F. Williams, R. Roaf // Saunders, Philadelphia. – 1973.

12. Stevens M. M. Biomaterials for bone tissue engineering / M. M. Stevens // MaterialsToday. – 2008. – v. 11. – no. 5. – pp. 18-25.

13. Fractal dimension analysis of mandibular bones: towards a morphological compatibility of implants / Y. Oshida, A. Hashem, T. Nishihara et al. // Bone Materials Engineering. – 1994. – v. 4. – pp. 397– 407.

14. Anchorage of TiO<sub>2</sub>-blasted, HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits / K. Gotfredsen, A. Wennerberg, C. Johansson et al. // Journal of Biomedical Materials Research. – 1995. – v. 29. – no. 10. – pp. 1223-1231.

15. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography / A. Wennerberg, T. Albrektsson, C. Johansson et al. // Biomaterials. – 1996. – v. 17. – pp. 15-22.

16. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure / G. Zhao, Z. Schwartz, M. Wieland et al. // Journal of Biomedical Materials Research A. – 2005. – v. 74. – pp. 49–58.

17. Застосування титану в медицині [Електронний ресурс] / О. О. Вольф // – Режим доступу – URL: [http://www.fhotm.kpi.ua/sworks/05/volf2\\_article\\_2010.pdf](http://www.fhotm.kpi.ua/sworks/05/volf2_article_2010.pdf) (дата звернення: 10.04.2019).

18. Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine 2ed / B. D. Ranter et al. // San Diego: Elsevier Academic Press. – 2004. – pp. 863.

19. Титан [Електронний ресурс] / Химическая энциклопедия. Режим доступу – URL: <http://www.xumuk.ru/encyklopedia/2/4478.html> (дата звернення: 10.04.2019).

20. Тантал [Електронний ресурс] / Химическая энциклопедия. Режим доступу – URL: <http://www.xumuk.ru/encyklopedia/2/4312.html> (дата

звернення: 10.04.2019).

21. Цирконий [Электронный ресурс] / Химическая энциклопедия. Режим доступа – URL: <http://www.xumuk.ru/encyklopedia/2/5212.html> (дата звернення: 10.04.2019).

22. Mechanical properties of porous metastable beta Ti-Nb-Zr alloys for biomedical applications / V. Brailovski, S. Prokoshkin, M. Gauthier et al. // *Journal of Alloys and Compounds*. – 2013. – v. 577. – suppl. 1. – pp. 413-417.

23. Collings E. W. *The Physical Metallurgy of Titanium Alloys* / E. W. Collings; Ohio: ASM: Metals Park. – 1984. – pp. 224.

24. Wood R. A. *Titanium Alloys Handbook* / R. A. Wood // *Metals and Ceramics Information Center*. – 1972. – Publication No. MCIC-HB-02, Dec.

25. Меркулова Г. А. *Металловедение и термическая обработка цветных сплавов: учеб. Пособие* / Г. А. Меркулова. – Красноярск: Сибирский федеральный университет. – 2008. – с. 312.

26. Кашапов О. С. *Исследование термической стабильности сплава BT41 после различной термической обработки* / О. С. Кашапов, Т. В. Павлова, Н. А. Ночевная // *Металловедение и термическая обработка металлов*. – 2010. – с 30-34.

27. *In vitro corrosion of titanium* / R. Strietzel, A. Hösch, H. Kalbfleisch et al. // *Biomaterials*. – 1998. – v. 19. – pp. 1495-1499.

28. Niinomi M. *Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications* / M. Niinomi // *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. – 2008. – v. 1. – pp. 30-42.

29. Курдюмов Г. В. *О термоупругом равновесии фаз при мартенситных превращениях* / Г. В. Курдюмов, Л. Г. Хандрос // *Доклады Академии наук СССР*. – 1949. – т. 66. – № 2. – с. 211-214.

30. *Ультрамелкозернистые сплавы с памятью формы: учеб. пособие* / С. Д. Прокошкин, И. Ю. Хмелевская, Е. П. Рыклина и др. – Москва: МИСиС, 2005. – с. 40.

31. Хунджуа А. Г. *Эффект памяти формы и сверхупругость: учебное*

пособие / А. Г. Хунджуа. – Москва: Физический факультет МГУ, 2010. – с. 32.

32. Otsuka K. Shape Memory Materials / K. Otsuka, C. M. Wayman // Cambridge University Press. – 1998. – p. 284.

33. Application of titanium nickelide based alloys in medicine / S. D. Prokoshkin, V. G. Pushin, E. P. Rykлина et al. // Physics of Metals Metallography. – 2004. – v. 97. – suppl. 1. – pp. 56-96.

34. Хлусов И. А. Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей : учебное пособие / И. А. Хлусов, В. Ф. Пичугин, М. А. Рябцева. – Томск : Издательство Томского политехнического университета. – 2007. – с. 149.

35. Dubinskiy S. Ti-Nb-(Zr,Ta) Superelastic alloys for medical implants: termomechanical processing, structure, phase transformations and functional properties : Ph.D. Thesis / S. Dubinskiy // Montreal. – 2013.

36. Медицинские материалы с памятью формы / В. Э. Гюнтер, В. Н. Ходоренко, Т. Л. Чекалкин и др. // Томск: издательство МИЦ. – 2011. – т.1. – с. 534.

37. Miyazaki S. Development and characterization of Ni-free Ti-base shape memory and superelastic alloys / S. Miyazaki, H. Y. Kim, H. Hosoda // Materials Science and Engineering A. – 2006. – v. 438-440. – pp. 18-24.

38. Shape memory characteristics of Ti-22Nb-(2-8)Zr(at. %) biomedical alloys / J. I. Kim, H. Y. Kim, T. Inamura et al. // Materials Science and Engineering A. – 2005. – v. 403. – pp. 334-339.

39. Effect of Ta addition on shape memory behavior of Ti-22Nb alloy / H. Y. Kim, S. Hashimoto, J. I. Kim et al. // Materials Science and Engineering A.. 2006. – v. 417. – pp. 120-128.

40. Baker C. The shape-memory effect in a Titanium 35 wt.% Niobium alloy / C. Baker // Metallurgical Science. – 1971. – v. 5. – pp. 92-100.

41. Petrzhik M. Dynamics of martensitic structure at TiNb-based quenched alloys under heating and loading / M. Petrzhik // Journal of Physics:

Conference Series. – 2013. – v. 438. – pp. 1-5.

42. Theoretical study of the effects of alloying elements on the strength and modulus of  $\beta$ -type bio-titanium alloys [Электронный ресурс] / Y. Song, D. S. Xu, R. Yanga et al. // – Режим доступа – URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0921509398008867> (дата звернення: 10.04.2019).

43. The microstructure and properties of Ti–Mo–Nb alloys for biomedical application [Электронный ресурс] / L. Y. Xu, Y. Y. Chen, Zh. G. Liu et al. // – Режим доступа – URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0925838806019049> (дата звернення: 10.04.2019).

44. Shape memory properties of Ti–Nb–Mo biomedical alloys [Электронный ресурс] / Y. Al-Zain, H. Y. Kim, H. Hosoda // – Режим доступа – URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1359645410002296> (дата звернення: 10.04.2019).

45. Metastable beta Ti-Nb-Mo alloys with improved corrosion resistance in saline solution [Электронный ресурс] / R. Chelariu, G. Bolat, J. Izquierdo // – Режим доступа – URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0013468614012031> (дата звернення: 10.04.2019).

46. Голосова О. А. Структура и свойства титанового  $\beta$ -сплава системы Ti-Nb-Mo-Zr / О. А. Голосова // Материаловедение и металлофизика легких сплавов: международная научная школа для молодежи. — Екатеринбург. – 2010. — С. 191-193.

47. Диаграммы состояния металлических систем [Электронный ресурс]. – Режим доступа – URL: <https://markmet.ru/content/diagrammy-splavov> (дата звернення: 10.04.2019).

48. Mo-Nb-Ti Ternary Phase Diagram Evaluation / V. Cheverikin, G. Ghosh, A. Makudera et al. // MSI, Materail Science International, Stuttgart. – 2015. – p. 11.

49. JXA-8100/8200. Прибор для микроанализа поверхности [Электронный ресурс]. – Режим доступа – URL: <http://www.rusnanonet.ru/>

equipment/jeol\_jxa8100 (дата звернення: 10.04.2019).

50. Твердомер ПМТ-3М [Електронний ресурс]. – Режим доступу – URL: <http://asma.com.ua/content/tverdomery/tverdomery/207> (дата звернення: 10.04.2019).

51. Омельченко Т.А. Програма для розрахунку мікротвердості / Т.А. Омельченко, І.О. Балацький, В.В. Холявко // Матеріали одинадцятої міжнародної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених "Перспективні технології на основі новітніх фізико-матеріалознавчих досліджень та комп'ютерного конструювання матеріалів", 19 – 20 травня 2018 р., Київ Україна. – С. 256-258.

52. Холявко В. В. Фізичні властивості та методи дослідження матеріалів: навчальний посібник для студентів галузі знань 13 – Механічна інженерія спеціальності 132 – Матеріалознавство денної та заочної форм навчання / В. В. Холявко, І. А. Владимирський, О. О. Жабинська. – Київ: Центр учбової літератури. – 2016. – 156 с.

53. Сидоренко С.І. Методичні вказівки до комп'ютерного практикуму з дисципліни «Комп'ютерні методи в фізичному матеріалознавстві» / С.І. Сидоренко, С.М. Волошко, Г.Д. Холмська, С.І. Конорев //: Навч. посіб. – К.: ІВЦ „Політехніка”. – 2013. – 203 с.

54. Рентгеновские дифрактометры ДРОН-3 и ДРОН-3М с гониометрами ГУР-8: технические описания [Електронний ресурс]. – Режим доступу – URL: [https://vnii.ucoz.ru/load/rentgenovskie\\_difraktometry\\_dron3\\_dron\\_3m\\_s\\_goniometrami\\_gur\\_8\\_tekhnicheskie\\_opisanija/1-1-0-22](https://vnii.ucoz.ru/load/rentgenovskie_difraktometry_dron3_dron_3m_s_goniometrami_gur_8_tekhnicheskie_opisanija/1-1-0-22)

55. Кузьменко В. А. Звуковые и ультразвуковые колебания при динамических испытаниях материалов / В. А. Кузьменко // Киев: Изд-во АН УССР. – 1963. – 152 с.

56. Експрес метод прогнозування довготривалої міцності та опору повзучості в високотемпературних сплавах на основі титану / Ю.М. Подрезов, Д. Г. Вербило, В.І. Даниленко, Н.І. Циганенко, Б.В. Шуригін // Електронна мікроскопія і міцність матеріалів, #24, Київ: ІПМ

ім.І.М.Францевича НАН України. – С.35-46.

57. Гавриш О.А. Методичні рекомендації до розробки економічної частини дипломних проектів і робіт / О.А. Гавриш, В.І. Кривда, С.В. Нараєвський. – К.: ІВЦ “Політехніка”. – 2010.

58. Закон України «Про охорону праці» від 1992р., № 49, ст.668 // (Відомості Верховної Ради України (ВВР). – 1992. – №49

59. ДСанПіН 3.3.2-007-98 – Про затвердження Правил охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин.

60. ДСН 3.3.6.042-99 – Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.

61. ДБН В.2.5.28-2006 – Природне та штучне освітлення..

62. ДНАОП 0.00-1.21-98 – Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів.

63. ДНАОП 0.00-1.32-01 – Правила будови електроустановок. Електрообладнання спеціальних установок.

64. ПУЕ-2017 – Правила улаштування електроустановок. – К.: Міненерговугілля України. – 2017. – 617 с.

65. ДСТУ Б В.1.1-36:2016 – Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою.