

DOI: <https://doi.org/10.33216/1998-7927-2025-294-8-11-17>

УДК 669.295:615.46

НОВІ БІОСУМІСНІ ТИТАНОВІ СПЛАВИ З МІНІМАЛЬНИМ ЛЕГУВАННЯМ (Ti–O–Fe–C–Si–Au / Ti–Mo–In) ЯК АЛЬТЕРНАТИВА Ti-6Al-4V

Кирилаха С.В.

NEW BIOCOMPATIBLE TITANIUM ALLOYS WITH MINIMAL ALLOYING (Ti–O–Fe–C–Si–Au / Ti–Mo–In) AS AN ALTERNATIVE TO Ti-6Al-4V

Kyrylakha S.V.

У роботі розглянуто сучасні підходи до створення нових титанових сплавів для біомедичних застосувань із акцентом на контроль мікроструктури, фазового складу та експлуатаційних властивостей шляхом варіації легувальних елементів і параметрів обробки. Показано, що класичний сплав Ti-6Al-4V, попри поширене використання, має низку обмежень, зокрема невідповідність модуля пружності біомеханічним характеристикам кісткової тканини та можливі ризики, пов'язані з вивільненням токсичних компонентів Al і V. У цьому контексті актуальними є дві стратегії: багатокомпонентне легування титанової матриці елементами з підвищеною біосумісністю, зокрема системи типу Ti–O–Fe–C–Si–Au, та цілеспрямована β-стабілізація на прикладі сплавів β-Ti–Mo–In. Перша стратегія забезпечує формування дрібнозернистої α/β-структури з підвищеною дислокаційною щільністю та покращеною корозійною стійкістю, що є важливим для тривалої експлуатації у складних середовищах. Друга стратегія дозволяє стабілізувати β-фазу зі зниженим модулем пружності та підвищеною пластичністю, що сприяє оптимізації співвідношення міцності й деформаційної здатності. Аналіз експериментальних досліджень останніх років свідчить, що контрольоване легування киснем та залізом сприяє підвищенню межі плинності понад 900 МПа при збереженні відносного подовження до 15 %, тоді як легування золотом підвищує біосумісність без зниження пластичності. У свою чергу, β-сплави Ti–Mo–In характеризуються стабільною фазою та модулем пружності, ближчим до властивостей кісткової тканини. Встановлено, що поєднання мінімального легування та оптимізованої термомеханічної обробки дозволяє

одночасно досягти високих механічних характеристик, корозійної стійкості та біосумісності. Додатково відзначено, що введення Mo сприяє утворенню стабільної β-фази з ефектом зниження еластичного модуля, тоді як домішки In покращують опір корозійно-втомному руйнуванню. Для системи Ti–O–Fe–C–Si–Au встановлено, що навіть малі концентрації домішок дозволяють керувати фазовими перетвореннями та зменшувати схильність до крихкого руйнування завдяки твердорозчинному зміцненню та дисперсійному розподілу фаз. Практична цінність запропонованих систем полягає у можливості отримання матеріалів із прогнозованим ресурсом роботи в агресивному біологічному середовищі та більш точною відповідністю механічним характеристикам кісткової тканини. Зроблено висновок про перспективність подальших досліджень у напрямку керованих фазових перетворень, текстуроутворення, механізмів зміцнення та оптимізації технологічних параметрів, що відкриває нові можливості для розроблення матеріалів наступного покоління з покращеним комплексом експлуатаційних властивостей.

Ключові слова: титанові сплави; мікроструктура; легування; β-стабілізація; біосумісність; механічні властивості; імплантологія.

Вступ. Титан та його сплави відіграють ключову роль у сучасному матеріалознавстві завдяки поєднанню високої питомої міцності, корозійної стійкості та біосумісності. Найбільш поширеним є сплав Ti-6Al-4V, який активно застосовується в авіакосмічній та медичній промисловості. Проте його використання обмежене через наявність у складі алюмінію та

ванадію, що потенційно можуть проявляти токсичність та негативний вплив на біологічні тканини [Long, Rack, 1998] [1]. Додатковим фактором є ефект невідповідності модуля пружності кістковій тканині, що може призводити до зниження довговічності імплантів [Geetha et al., 2009] [2].

У зв'язку з цим активізувались дослідження, спрямовані на розроблення нових титанових сплавів із підвищеною біосумісністю та зниженим модулем пружності. Значну увагу приділено β -стабілізаторам (Nb, Mo, Ta, Zr), які дозволяють формувати структури з покращеними експлуатаційними властивостями [Geetha et al., 2009] [2]. Проте такі підходи супроводжуються складністю технологічної реалізації та високою вартістю легуючих елементів.

Важливим внеском у цю проблематику стали дослідження Haase та співавт. (2022) [3], де було запропоновано концепцію мінімального легування титанових сплавів елементами O, Fe, C, Si, Au та Mo. Автори показали, що контрольоване мікролегування дозволяє зберегти міцність матеріалу та забезпечити стабільність мікроструктури без використання токсичних елементів [Haase et al., 2022] [3].

Додатково варто відзначити роботу Romero-Reséndiz та ін. (2023), у якій розроблено новий β -сплав Ti-15Mo-5In. Використання індію як біосумісного легувальника у поєднанні з молібденом дозволило знизити модуль пружності та підвищити корозійну стійкість, що розширює перспективи застосування таких матеріалів у високотехнологічних галузях [Romero-Reséndiz et al., 2023] [4].

Таким чином, проблеми токсичності та надмірного модуля пружності Ti-6Al-4V ефективно вирішуються шляхом мінімального або альтернативного легування титану, що дозволяє зберегти високу міцність, стабільну мікроструктуру та покращену біосумісність [1-8].

Актуальність і новизна. Відомо, що один із найпоширеніших медичних титанових сплавів Ti-6Al-4V має суттєві обмеження, зумовлені токсичністю елементів Al і V, а також підвищеним модулем пружності, що не відповідає властивостям кісткової тканини [Sarraf et al., 2021]. У зв'язку з цим упродовж останніх років активно досліджуються альтернативні системи, зокрема β -сплави Ti-Nb, Ti-Zr, Ti-Mo та їх комбінації, які забезпечують зниження модуля пружності та підвищену біосумісність [J. Alloys & Compounds, 2020;

Scientific Reports, 2023]. Проте більшість таких матеріалів характеризуються складним легуванням та неоднозначним балансом міцності й пластичності [3-9].

На цьому тлі особливу новизну становить підхід, запропонований у роботі Haase та співавт. [Haase et al., 2021], що полягає у концепції мінімального легування. Використання невеликих концентрацій біосумісних елементів (O, Fe, Si, Au, Mo) дозволяє досягати високого рівня механічних властивостей при збереженні пластичності та одночасно мінімізувати фазову складність. Це відкриває перспективи для створення нових біомедичних титанових матеріалів, здатних замінити традиційний Ti-6Al-4V.

Серед новітніх напрямів особливу увагу привертають титанові сплави з концепцією «мінімального легування», коли використання невеликих кількостей біосумісних елементів дозволяє досягти оптимального поєднання міцності, пластичності та корозійної стійкості. До цієї групи належить сплав Ti-0.44O-0.5Fe-0.08C-0.4Si-0.1Au, запропонований Haase [3], в якому поєднання кисню і заліза забезпечує твердорозчинне зміцнення, кремній і вуглець сприяють стабілізації структури, а золото підвищує біосумісність без зниження пластичності.

Результати показали формування дрібнозернистої $\alpha+\beta$ -мікроструктури з межею плинності понад 900 МПа та відносним подовженням близько 15 %, що робить систему перспективною для медичного застосування. Іншим прикладом є β -сплав Ti-15Mo-5In, досліджений Romero-Reséndiz [4], у якому молібден виконує роль β -стабілізатора і знижує модуль пружності, а індій забезпечує високу біосумісність. У результаті формується рівноважна β -фаза з модулем пружності близько 65–75 ГПа, що наближений до показників кісткової тканини, при міцності понад 750 МПа та пластичності вище 20 %. Таким чином, обидві системи демонструють сучасний підхід до створення альтернатив Ti-6Al-4V для імплантології.

Метою роботи є аналіз сучасних підходів до створення біосумісних титанових сплавів з мінімальним або альтернативним легуванням та оцінка їхньої перспективності у контексті заміни традиційного сплаву Ti-6Al-4V.

Виклад основного матеріалу дослідження. У роботі F. Haase та співавторів (2021) [3] досліджено вплив малих концентрацій кисню, заліза, кремнію та золота на формування

мікроструктури та механічні властивості сплавів титану. Показано, що введення обмеженої кількості кисню ($\sim 0,44$ мас. %) у поєднанні з Fe та Si забезпечує суттєве зміцнення твердого розчину при збереженні достатньої пластичності. Особливо відзначено роль золота як біосумісного легувальника, що стабілізує структуру та підвищує корозійну стійкість, що важливо для імплантаційних застосувань. Результати мікроструктурного аналізу (рис.1) демонструють різницю у розподілі зерен залежно від товщини пластин після рекристалізаційного відпалу: у тонких зразках спостерігається більш однорідна дрібнозерниста структура, тоді як у товстих формується комбінація дрібних та витягнутих зерен. Це свідчить про неоднакові умови деформації та рекристалізації при термомеханічному обробленні.

Аналіз механічних випробувань показав, що комбінація легування киснем і Fe у сплаві Ti-0.44O-0.5Fe-0.08C-0.4Si-0.1Au забезпечує суттєве підвищення міцності: межа плинності перевищує 950 МПа, а межа міцності сягає понад 1050 МПа. При цьому відносне подовження зберігається на рівні 12–15 %, що свідчить про збереження задовільної пластичності. Введення невеликої кількості Au сприяє підвищенню біосумісності без істотної втрати деформаційної здатності.

Для порівняння, β -Ti-15Mo-5In демонструє нижчі показники міцності ($\sigma_{0.2} \approx 750\text{--}800$ МПа), але значно вищу пластичність ($\delta \approx 20\text{--}25$ %), що

обумовлено стабілізацією β -фази. Отримані результати підтверджують ефективність концепції “мінімального легування”, коли додавання невеликих концентрацій біосумісних елементів дозволяє оптимізувати мікроструктуру та забезпечити збалансовані механічні характеристики (рис. 2).

Для оцінки механічних характеристик титанових сплавів систем Ti-O-Fe-Si-Au та β -Ti-Mo-In проводили стандартні випробування на розтяг при кімнатній температурі (DIN EN ISO 6892-1:2017-02). Зразки виготовляли у формі плоских пластин після остаточної прокатки та рекристалізаційного відпалу, що забезпечувало репрезентативність дослідження. Випробування показали суттєві відмінності у поведінці двох систем: для Ti-O-Fe-Si-Au зафіксовано підвищення межі плинності за рахунок модифікації киснем і залізом, тоді як β -Ti-Mo-In виявив вищу пластичність і стабільність структури у порівнянні з α + β -сплавами [10].

Для верифікації структурних спостережень було проведено стандартні випробування на розтяг (DIN EN ISO 6892-1:2017-02; DIN 50125:2016-12) [10, 11]. Зразки обох систем виготовляли у вигляді плоских пластин після прокатки та рекристалізаційного відпалу, що забезпечувало однорідність мікроструктури. Результати свідчать про суттєву різницю у поєднанні міцності та пластичності для розглянутих сплавів (табл.).

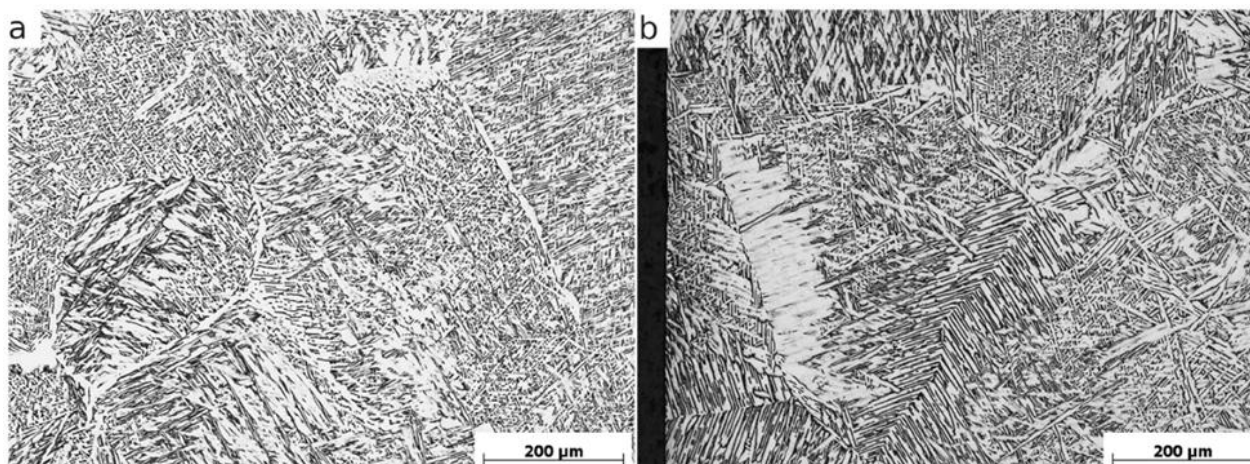


Рис. 1. Порівняння мікроструктури сплаву Ti-0,44O-0,5Fe-0,08C-0,4Si-0,1Au у поздовжньому перерізі на краю та в центрі тонкої й товстої пластини після фінальної прокатки та рекристалізаційного відпалу [3]

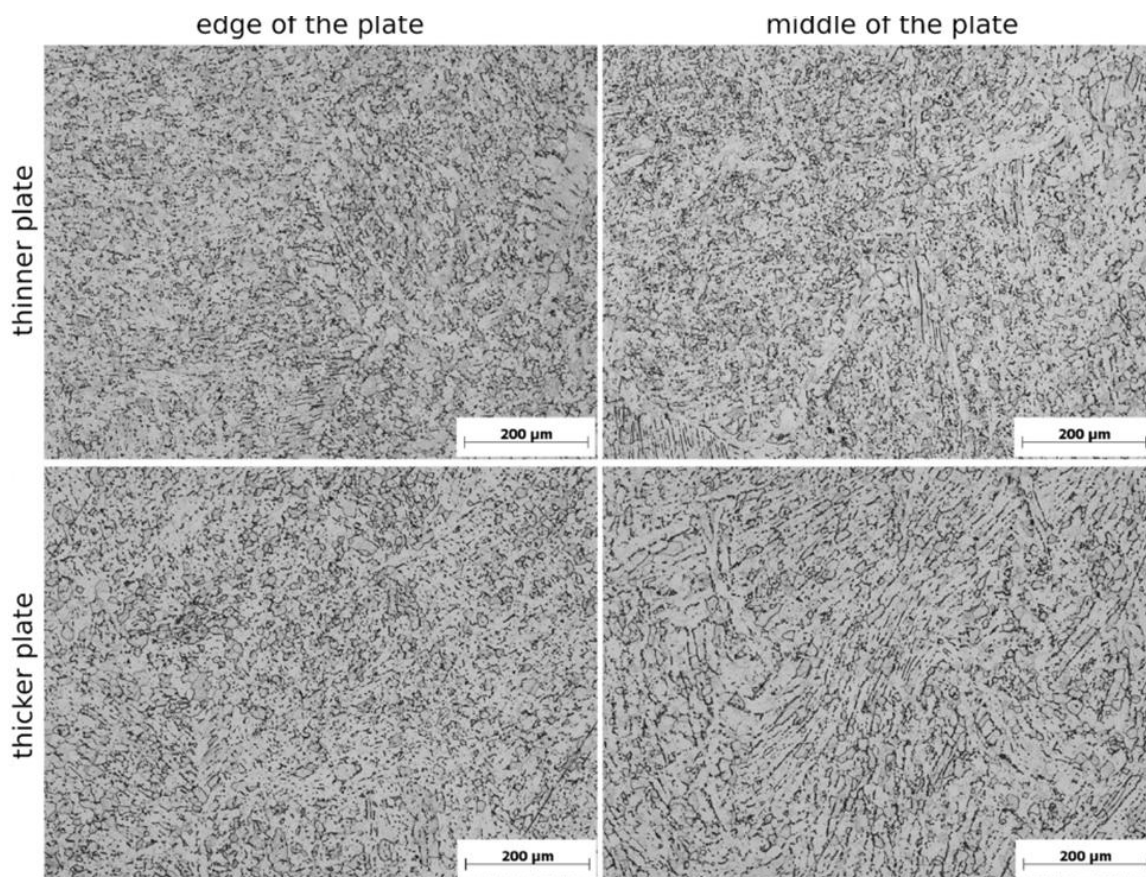


Рис. 2. Мікроструктура сплаву Ti-0.44O-0.5Fe-0.08C-0.4Si-0.1Au після прокатки та рекристалізаційного відпалу (порівняння краю й середини пластини різної товщини) [3]

Таблиця

Механічні властивості досліджуваних титанових сплавів

Сплав	Межа плинності, $\sigma_{0.2}$, МПа	Межа міцності, σ_b , МПа	Відносне подовження, δ , %	Характерна особливість
Ti-0.44O-0.5Fe-0.08C-0.4Si-0.1Au	~950-1000	~1050-1100	12-15	Підвищена міцність за рахунок O та Fe
β -Ti-15Mo-5In	~750-800	~850-900	20-25	Висока пластичність, стабільність β -фази

Як видно з табл. 1, сплав системи Ti-O-Fe-Si-Au забезпечує значне підвищення міцності завдяки комплексному легуванню, проте з деяким зниженням пластичності. Натомість β -Ti-Mo-In характеризується меншою межею міцності, проте зберігає високу пластичність і стабільність β -фази, що критично важливо для довготривалої експлуатації у біомедичних застосуваннях.

У роботі L. Romero-Reséndiz та співавт. (2023) [4] було розроблено переважно β -сплав Ti-15Mo-5In для біомедичних застосувань. Введення індію як біосумісного легувальника забезпечило значне зниження модуля пружності (до 60-70 ГПа), що наближає його до рівня кісткової тканини та мінімізує ефект «stress

shielding». Мікроструктурні дослідження виявили переважання β -фази з локальними включеннями α та α'' , причому зерен β -структури переважно нанометрового та субмікронного діапазону. Це забезпечило сприятливу комбінацію низького модуля та достатньої міцності (рис.3).

Детальний аналіз фракцій фаз показав, що понад 70 % структури становить стабільна β -фаза, тоді як α'' та α утворюють лише локальні ділянки. Саме такий фазовий баланс визначає низький модуль пружності у поєднанні з задовільною міцністю. Крім того, сплав характеризується високою корозійною стійкістю у фізіологічному середовищі, що підтверджує його потенціал для застосування в ортопедичній імплантології [12].

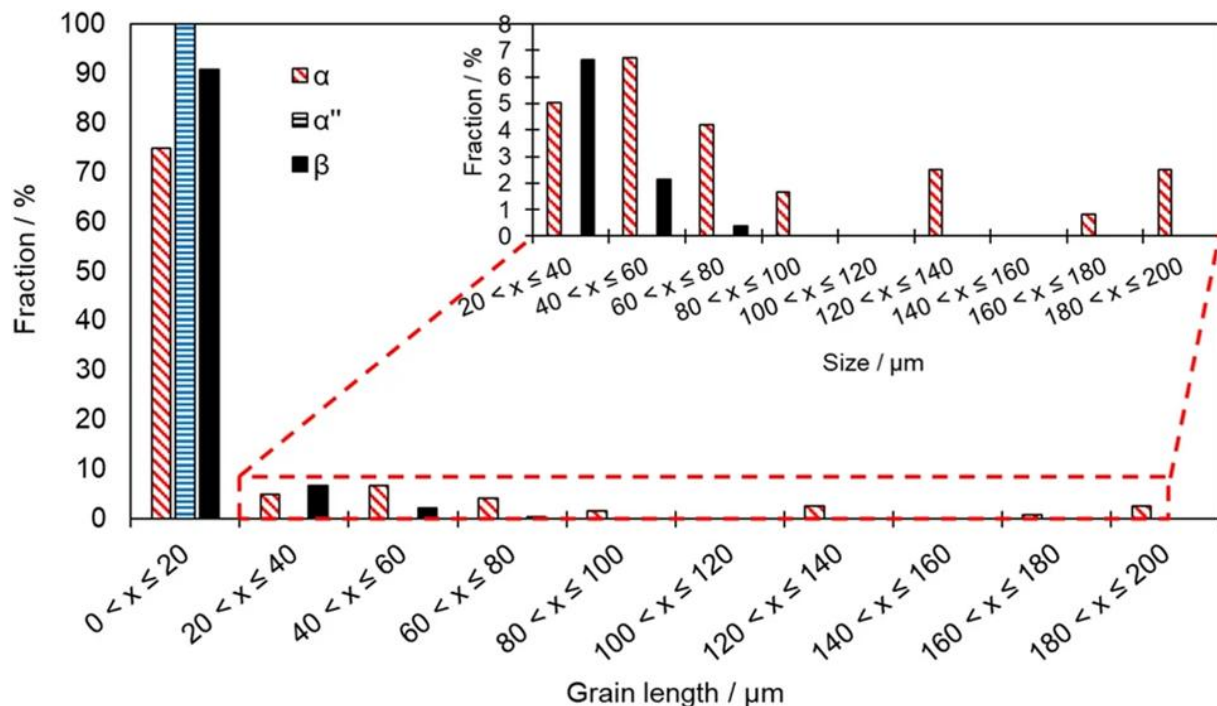


Рис. 3. Розподіл довжини зерен у сплавi Ti-15Mo-5In з виділенням фаз α , α'' та β [4]

Зіставлення результатів двох робіт демонструє різні підходи до розв'язання актуальної проблеми: Naase та співавтори використовують концепцію мікролегування киснем, Fe, Si та Au для підвищення міцності при збереженні пластичності, тоді як Romero-Reséndiz та співавт. концентруються на зниженні модуля пружності за рахунок легування β -стабілізаторами (Mo) та індієм. Таким чином, у першому випадку акцент зроблено на механічному зміцненні, у другому — на біомеханічній сумісності з кістковою тканиною.

Отримані результати свідчать, що різні підходи до легування титанових сплавів дозволяють цілеспрямовано змінювати їхню мікроструктуру та експлуатаційні характеристики для біомедичних застосувань. У роботі F. Naase та співавт. [3] застосовано комплексне легування системи Ti із залізом, кремнієм, вуглецем, киснем і невеликим вмістом золота, що сприяло формуванню дрібнозернистої структури після прокатки та рекристалізаційного відпалу. Аналіз мікроструктур (рис. 4-5) показав наявність однорідних зерен у центральній частині пластини та дещо відмінний розподіл фазових складових біля країв, що зумовлено особливостями деформаційно-термічної історії матеріалу. Важливо, що така комбінація легувальників забезпечила не лише стабільність структури, але й поліпшення корозійної

стійкості та біосумісності, зокрема завдяки введенню Au як біоінертного елемента [13-15].

На відміну від цього, L. Romero-Reséndiz та співавт. [4] запропонували інший підхід, заснований на переважно β -стабілізованому сплавi Ti-15Mo-5In. Введення молібдену забезпечує утворення стабільної β -фази, тоді як індій відіграє роль додаткового елемента, що знижує модуль пружності та підвищує сумісність із кістковою тканиною. Представлений розподіл розмірів зерен і фазових складових (рис. 6) свідчить про утворення рівномірної структури з домінуванням β -фази та мінімальним вмістом α'' -фази. Це підтверджує можливість керованого регулювання співвідношення фаз для досягнення бажаних механічних параметрів.

Порівняльний аналіз цих досліджень показує, що хоча обидва підходи спрямовані на підвищення біосумісності та зниження модуля пружності у порівнянні з традиційним Ti-6Al-4V, вони реалізуються різними шляхами. У випадку Naase та співавт. [3] акцент зроблено на комплексному легуванні з урахуванням біоінертних елементів і контрольованій термомеханічній обробці, тоді як Romero-Reséndiz та співавтори [4] роблять ставку на формування стабільної β -фази за рахунок цілеспрямованого введення Mo та In.

Обидва підходи підтверджують, що нові титанові системи здатні не лише знизити рівень

токсичних домішок, але й забезпечити більш сприятливу відповідність механічних характеристик матеріалу з біологічними тканинами. З огляду на наведені результати, актуальними залишаються подальші дослідження довготривалої стабільності фазового складу в умовах біосередовища, а також випробування на реальних імплантологічних моделях. [3, 4, 16-18]. Поєднання високої біосумісності, контрольованої мікроструктури та оптимальних механічних властивостей відкриває перспективи створення нового покоління титанових сплавів для медицини, здатних ефективно замінити сплав Ti-6Al-4V.

Висновки. 1. Показано, що нові системи титанових сплавів, зокрема Ti-0.44O-0.5Fe-0.08C-0.4Si-0.1Au та β -Ti-15Mo-5In, дозволяють цілеспрямовано регулювати мікроструктуру та фазовий склад, забезпечуючи кращу відповідність біомеханічним вимогам у порівнянні з традиційним Ti-6Al-4V.

2. Для сплаву Ti-0.44O-0.5Fe-0.08C-0.4Si-0.1Au встановлено, що комплексне легування з введенням біоінертних елементів у поєднанні з прокаткою та рекристалізаційним відпалом формує рівномірну дрібнозернисту структуру. Це сприяє підвищенню корозійної стійкості та забезпечує достатній рівень міцності й пластичності.

3. Аналіз β -Ti-15Mo-5In показав, що стабілізація β -фази за рахунок молібдену та регулюючий вплив індію забезпечують значне зниження модуля пружності й кращу сумісність з біомеханічними властивостями кісткової тканини. Структурні спостереження підтвердили рівномірний розподіл зерен із мінімальною часткою α'' -фази.

4. Узагальнення даних свідчить, що багатокомпонентний підхід (Ti-O-Fe-C-Si-Au) забезпечує структурну стабільність і біосумісність, тоді як β -орієнтований (Ti-Mo-In) дозволяє регулювати пружні властивості. Обидва напрями відкривають перспективи створення нового покоління біосумісних титанових матеріалів із контрольованим поєднанням міцності, пластичності та довговічності.

5. Подальші дослідження мають бути спрямовані на оцінку довготривалої стабільності фазового складу в умовах біологічного середовища та перевірку ефективності нових сплавів у реальних імплантологічних застосуваннях. Це визначить

можливість їх практичного впровадження замість сплаву Ti-6Al-4V.

Література

- 1 Long, M., Rack, H. J. Titanium alloys in total joint replacement — A materials science perspective. *Biomaterials*. 1998. Vol. 19(18). P. 1621–1639. DOI: 10.1016/S0142-9612(97)00146-4
- 2 Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., Gogia, A. K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*. 2009. Vol. 54(3). P. 397–425. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2008.06.004
- 3 Haase F., Siemers C., Rosler J. Two novel titanium alloys for medical applications: Thermo-mechanical treatment, mechanical properties, and fracture analysis. *Journal of Materials Research*. 2022. Vol. 37. P. 2589–2603. DOI :10.1557/s43578-022-00605-2.
- 4 Romero-Resendiz L., Rossi M. C., Segui-Esquembre C., Amigo-Borras V. Development and characterization of a new predominantly β Ti-15Mo-5In alloy for biomedical applications. *J Mater Sci*. 2023. Vol. 58. P. 15828–15844. DOI: 10.1007/s10853-023-09017-x.
- 5 Sarraf M., Ghomi E. R., Alipour S., Ramakrishna S., Sukiman N. L. A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications. *Biodes Manuf*. 2021. Vol. 5(2). P. 371–395. DOI: 10.1007/s42242-021-00170-3
- 6 Bordbar-Khiabani A. Gasik M. Electrochemical and biological characterization of Ti-Nb-Zr-Si alloy for orthopedic applications. *Scientific Reports*. 2023. Vol. 13. P. 2312. DOI: 10.1038/s41598-023-29553-5
- 7 Shen J.Y., Hu L.X., Sun Y., Feng X.Y., Fang A.W., Wan Z.P. Hot deformation behaviors and three-dimensional processing map of a nickel-based superalloy with initial dendrite microstructure. *Journal of Alloys and Compounds*. 2020. Vol. 822. P. 153735. DOI: 10.1016/j.jallcom.2020.153735
- 8 Liu J., Wang K., Li X., Zhang X., Gong X., Zhu Y., Ren Z., Zhang B., Cheng, J. Biocompatibility and osseointegration properties of a novel high strength and low modulus β -Ti10Mo6Zr4Sn3Nb alloy. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023. Vol. 11. P. 1127929. DOI: 10.3389/fbioe.2023.1127929
- 9 Mustafi L., Nguyen V.T., Song T., Deng Q., Murdoch B.J., Chen X.-B., Fabijanic D.M., Qian M. A strong and ductile biocompatible Ti40Zr25Nb25Ta5Mo5 high entropy alloy. *Journal of Materials Research and Technology*. 2024. Vol. 30. P. 7885-7895. DOI: 10.1016/j.jmrt.2024.05.118
- 10 DIN Deutsches Institut für Normung e.V., DIN EN ISO 6892-1:2017-02, Metallic Materials—Tensile Testing—Part 1: Method of Test at Room Temperature (ISO 6892-1:2016); German version

- EN ISO 6892-1:2016 (Beuth Verlag GmbH, Berlin). DOI: 10.31030/2384831
- 11 DIN Deutsches Institut für Normung e.V., DIN 50125:2016-12, Testing of Metallic Materials—Tensile Test Pieces (Beuth Verlag GmbH, Berlin). DOI: 10.31030/2577390
 - 12 Senopati Galih, Rashid Rizwan Abdul Rahman, Kartika Ika, Palanisamy Suresh Recent Development of Low-Cost β -Ti Alloys for Biomedical Applications: A Review. *Metals*. 2023. Vol. 13(2), P. 194. DOI: 10.3390/met13020194
 - 13 Alabort E., Tang Y.T., Barba D., Reed R.C. Alloys-by-design: A low-modulus titanium alloy for additively manufactured biomedical implants. *Acta Materialia*. 2022. Vol. 229. P. 117749 DOI: 10.1016/j.actamat.2022.117749
 14. Zhang, L.-C. Chen L.-Y., A Review on biomedical titanium alloys: recent progress and prospect. *Adv. Eng. Mater.* 2019. Vol. 21(4), P. 1801215. DOI: 10.1002/adem.201801215
 - 15 Li Y., Yang C., Zhao H., Qu S., Li X., Li Y. New developments of Ti-based alloys for biomedical applications. *Materials*. 2014. Vol. 7(3), P. 1709–1800 DOI: 10.3390/ma7031709
 - 16 Siemers C., Brunke F., Saksl K., Kiese J., Kohnke M., Haase F., Schlemminger M., Eschenbacher P., Fürste J., Wolter D., Sibum H. Development of advanced titanium alloys for aerospace, medical and automotive applications, in *Proceedings of the XXVIII International Mineral Processing Congress (IMPC 2016), September 11-15 2016, Québec City, Canada* (Canadian Institute of Mining Metallurgy & Petroleum (CIM), Westmount, Canada, 2016), pp. 3600–3611
 - 17 Lütjering G., Williams J.C., *Titanium*, 2nd edn. (Springer, Berlin, 2007). DOI:10.1007/978-3-540-73036-1
 - 18 Peters M., Hemptenmacher J., Kumpfert J., Leyens C. Structure and properties of titanium and titanium alloys, in *Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications*. ed. by C. Leyens, M. Peters (Wiley, Weinheim, 2003), pp. 1–36. DOI:10.1002/3527602119.ch1

Kyrylakha S.V. New Biocompatible Titanium Alloys with Minimal Alloying (Ti–O–Fe–C–Si–Au / Ti–Mo–In) as an Alternative to Ti–6Al–4V

The paper examines contemporary approaches to the design and development of advanced titanium alloys for biomedical applications, with a focus on microstructural engineering, phase composition control, and functional property optimisation through variation

of alloying additions and thermomechanical treatments. It is demonstrated that the conventional Ti–6Al–4V alloy, despite its widespread utilisation, exhibits several intrinsic drawbacks, such as a significant mismatch in elastic modulus compared to natural bone tissue and the risk of releasing cytotoxic alloying components, particularly aluminium and vanadium. In this context, two innovative alloying strategies are considered. The first involves multicomponent alloying of the titanium matrix with biocompatible elements, exemplified by Ti–O–Fe–C–Si–Au systems, which provide grain refinement, increased dislocation density, enhanced strength, and corrosion resistance under long-term exposure to aggressive physiological environments. The second strategy focuses on targeted β -stabilisation, as realised in β -Ti–Mo–In alloys, which promote the formation of a stable β -phase with reduced elastic modulus and improved ductility, ensuring superior compatibility with biomechanical requirements. Experimental investigations in recent years confirm that controlled oxygen and iron alloying increases yield strength above 900 MPa while maintaining elongation of around 15 %, whereas minor additions of gold significantly improve biocompatibility without compromising plasticity. At the same time, β -Ti–Mo–In alloys demonstrate stable phase configurations and elastic moduli close to those of bone tissue, reducing the risk of stress shielding and ensuring long-term implant reliability. It is established that the combination of minimal alloying strategies with optimised thermomechanical processing enables the simultaneous achievement of high mechanical strength, corrosion resistance, and biocompatibility. These findings underline the prospects of further research into controlled phase transformations, texture evolution, and strengthening mechanisms, opening up opportunities for the design of next-generation titanium-based materials with improved clinical efficiency and engineering applicability.

Keywords: titanium alloys; microstructure; alloying; β -stabilisation; biocompatibility; mechanical properties; implantology.

Кирилаха Світлана Вікторівна – аспірантка кафедри композиційних матеріалів, хімії та технологій, факультету будівництва, архітектури та дизайну, Національний університет «Запорізька політехніка», м. Запоріжжя, Україна, lanakirilaha@gmail.com

Стаття подана 11.09.2025