



**ХРІПТА**

**Наталія Ігорівна** – кандидат фізико-математичних наук, науковий співробітник відділу фізичних основ інженерії поверхні Інституту металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України

## ПРОБЛЕМА БІОМЕХАНІЧНОЇ СУМІСНОСТІ МЕТАЛЕВИХ МАТЕРІАЛІВ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ ТА ШЛЯХИ ЇЇ ВИРІШЕННЯ

За матеріалами наукового повідомлення на засіданні Президії НАН України 27 лютого 2019 року

*Проаналізовано вимоги до властивостей металевих біоматеріалів з огляду на їхню біохімічну/біомеханічну сумісність, високу рентгеноконтрастність і знижену магнітну сприйнятливість. Встановлено, що за допомогою цілеспрямованого легування та/або термомеханічного оброблення можна досягти прийнятних характеристик біосумісності металевих матеріалів. Розроблено метод ультразвукової ударної обробки (УЗУО) для наноструктуризації та механохімічного окиснення поверхневих шарів металів і сплавів інтенсивною пластичною деформацією. Ефективність методу проілюстровано експериментальними результатами з підвищення корозійної стійкості, величини оборотної деформації й опору втомі за циклічних навантажень сплавів  $Zr_4Nb$ ,  $Ti_6Al_4V$ ,  $ZrTiNb$ ,  $ZrTiNbTa$ . Показано переваги ультразвукової ударної обробки в розв'язанні проблеми біомеханічної сумісності металевих матеріалів.*

**Ключові слова:** цирконій-титанові сплави, структура, ультразвукова ударна обробка, ультрадисперсні нанозерна, деформація, окиснення, корозійна стійкість.

З розвитком сучасних технологій упродовж останніх десятиліть біоматеріалознавство набуло значного поширення. Вчені-матеріалознавці докладають великих зусиль для створення і впровадження різних металевих біоматеріалів для лікування широкого спектру захворювань людини. Остеосинтез, стентування, протезування, створення нанорозмірних порошків для транспортування ліків до хворого органа стають альтернативою традиційним медикаментозним засобам лікування (рис. 1).

Успішність лікування за допомогою біоматеріалів залежить від спроможності конструкцій з них витримувати значні функ-

ціональні навантаження, перебуваючи в агресивному біологічному середовищі (крові, слині тощо) протягом тривалого проміжку часу. Стан поверхні дентальних, ортопедичних та ендovasкулярних металевих імплантатів відіграє вирішальну роль у забезпеченні їхньої біологічної та біомеханічної сумісності з тканинами людського організму.

Основними вимогами до біологічної сумісності металевих імплантатів є: відсутність шкідливих для здоров'я пацієнта хімічних елементів, високий опір корозії в живому середовищі, відсутність або унеможливлення хімічних реакцій між матеріалом протезів і біологічними рідинами, м'якими і твердими тканинами в тілі людини. Біомеханічна складова сумісності включає: високу циклічну витривалість і втомну міцність, низький модуль пружності для запобігання можливому руйнуванню кісткової тканини, високу зносостійкість, яка унеможливує утворення частинок під час тертя між імплантатом і тканинами організму (кісткою, хрящовою тканиною та ін.). Структурний і хімічний стан найтоншої поверхневої області шириною в декілька нанометрів визначає механізм і кінетику поверхневих процесів, які зумовлюють взаємодію поверхні сплавів з рідинами й тканинами організму людини. Отже, для металевих імплантатів важливими є дві групи властивостей — об'ємні, що забезпечують механічні характеристики, і поверхневі, що зумовлюють біосумісність з навколишнім біологічним середовищем.

Нині в біомедицині широко застосовують нержавіючі сталі, нікелід титану, кобальтові та титанові сплави. На противагу біоінертним сплавам, які капсулюються у біологічному середовищі, найбільш біосумісними, за даними з наукової літератури, є тантал, ніобій, цирконій і титан [1, 2].

Титан та сплави на його основі, зокрема Ti-6Al-4V, широко застосовують як біоматеріали завдяки їх ліпшим властивостям порівняно з нержавіючими сталями та сплавами на основі кобальту. Альтернативою є нові  $\beta$ -титанові сплави, що мають поліпшені властивості завдяки заміщенню шкідливих компонентів (V

Металеві спіралі (coils) для закриття аневризм

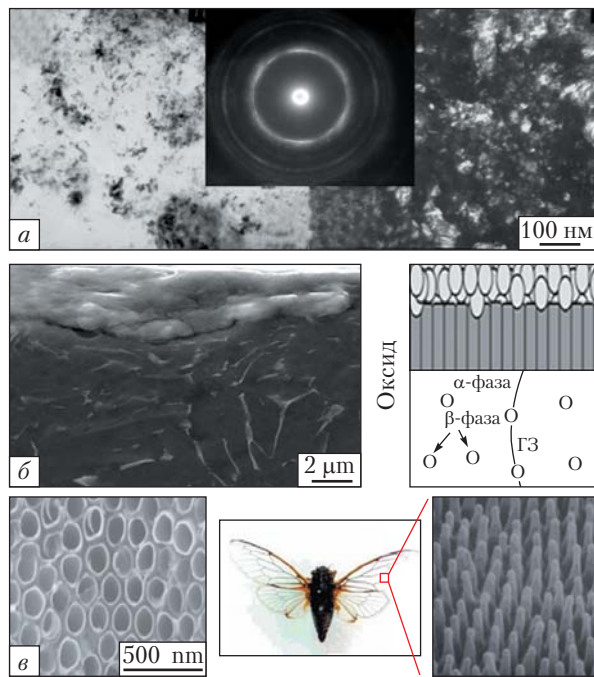


Рис. 1. Розмаїття використання конструкцій медичного призначення

та Al) нетоксичними елементами, такими як Zr і Nb [3–5]. Згідно з результатами нещодавніх досліджень, осадження тонких плівок з Ti-Nb-Zr на нержавіючій сталі [6], а плівок з Zr-Nb-C-N на Ti-6Al-4V [7] істотно поліпшує біосумісність, корозійну стійкість і механічні властивості матеріалу-підкладки. Крім того, останніми роками розробляють сплави на основі цирконію (Zr-Ti [8], Zr-Nb [9], Zr-Ti-Nb [10]), які мають високий потенціал для застосувань як біомедичні матеріали; зокрема, сплав Zr-2,5Nb використовують для створення колінного імплантату та ендопротезування колінного суглоба [11, 12].

Рентгеноконтрастність металевого матеріалу, яка підвищується зі зростанням атомного номера хімічного елемента, є важливим чинником при створенні біосумісних імплантатів, оскільки сучасні методи малоінвазивного лікування потребують рентген-контролю. Цирконій/титан та сплави на їх основі мають підвищену рентгеноконтрастність порівняно з іншими матеріалами, які зараз використовують у медицині.

Розвиток магніторезонансних методів діагностики зумовлює важливість контролю магнітної сприйнятливості металевих імплантатів,



**Рис. 2.** Структурний стан поверхні та поверхневого шару сплаву Ti-6Al-4V. Модифікована наноструктурована поверхнева структура (а), формування оксидних плівок (б), формування нанокристалічної структури у поверхневих шарах, яка сприяє утворенню поверхневого рельєфу, що імітує природні наносистеми (в) [14, 15]

яка, згідно з літературними даними, є низькою для цирконію [13].

Механічна міцність і пластичність металевих матеріалів, зокрема цирконію/титану та сплавів на їх основі, залежать від хімічного складу, режимів термічної та механічної обробки, а властива цим сплавам корозійна стійкість уможливує їх використання для роботи в умовах дії агресивних робочих середовищ.

Добре відомо, що багато експлуатаційних характеристик металевих матеріалів залежать від структури та властивостей поверхневого шару.

Часто руйнування виробів починається з поверхневих тріщин, виникнення яких залежить від структурного стану як самої поверхні, так і приповерхневих шарів матеріалу. Тому модифікація поверхневої структури, що веде

до формування нанорозмірних зерен (рис. 2а) та оксидних плівок (рис. 2б), має визначальне значення для подовження терміну служби матеріалів. У зв'язку з цим значний інтерес становлять нові технології оброблення металевих поверхонь, що забезпечують формування нанокристалічної структури в поверхневих шарах і можуть сприяти утворенню поверхневого рельєфу, який імітує природні наносистеми (рис. 2в).

Одним з найефективніших методів подрібнення зерен у поверхневих шарах металевих матеріалів є ультразвукова ударна обробка (УЗУО), яка спричиняє інтенсивну пластичну деформацію та швидку модифікацію структури і фазового складу поверхневих шарів. Нещодавно було показано успішне застосування УЗУО для модифікації структури, хімічного стану та поліпшення механічних і корозійних властивостей біомедичних сплавів Ti-6Al-4V (рис. 2) [15] та Co-Cr-Mo [16, 17].

Механізм утворення ультрадисперсних зерених структур та їх вплив на корозійну стійкість було описано в роботах [18, 19].

Нещодавно було показано можливість механохімічної взаємодії атомів навколишнього середовища, насамперед кисню, з поверхнею металів за умов УЗУО [20, 21].

Зараз у науковій літературі багато уваги приділяється створенню оксидних плівок на поверхні цирконієвих сплавів [22]. За наявності в середовищі кисню на поверхні цирконію/титану та сплавів на їх основі утворюється захисна оксидна плівка, яка є самовідновлюваною і захищає основний метал від хімічного впливу за температур до 300 °С.

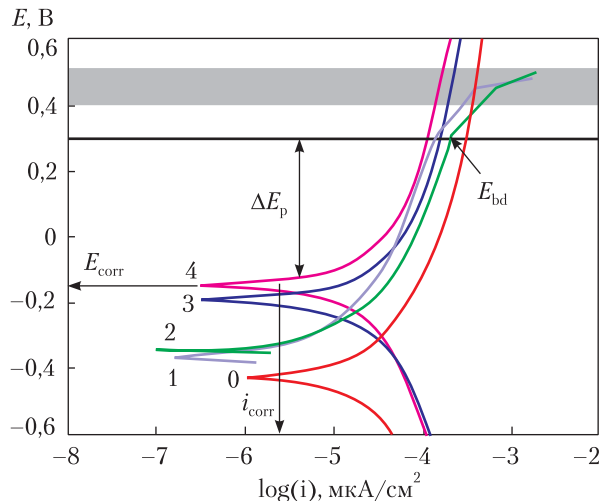
Основною причиною швидкого формування тонких (1–3 нм) плівок діоксиду цирконію  $ZrO_2$  навіть за кімнатної температури є висока спорідненість цирконію до кисню  $\Delta H_{ZrO_2} = 1194$  кДж/моль (для порівняння  $\Delta H_{TiO_2} = 938$  кДж/моль). Таким чином підвищується корозійна стійкість більшості мінеральних і органічних кислот, сильних лугів і сольових розчинів.

Полегшеному утворенню оксидних плівок сприяє проникнення кисню в матеріал зразка

внаслідок високошвидкісної деформації, локального розігрівання, формування більшого числа меж зерен в ультрадисперсній зеренній структурі при УЗУО та інших деформаційних впливів. Змінюючи режими і середовище УЗУО, можна керувати кількістю тетрагонального оксиду  $t\text{-ZrO}_2$ , який є більш щільним, міцним та корозійностійким порівняно з моноклінною модифікацією оксиду  $m\text{-ZrO}_2$  [18]. Оксидні покриття на сплавах цирконію широко застосовують у виробництві медичних конструкцій та імплантатів [22]. Тому цілеспрямоване створення оксидних плівок на цирконієвих/титанових/кобальтових сплавах шляхом механохімічного окиснення, ініційованого інтенсивною деформацією при УЗУО [17, 20, 21], є перспективним, оскільки їх наявність забезпечує високу корозійну стійкість і біохімічну сумісність металевих імплантатів.

При розгляді корозійної поведінки металевих матеріалів керуються потенціалом ( $E_{\text{corr}}$ ) корозії, який є загально визнаним критерієм оцінки корозійної поведінки. Матеріали з більш від'ємним потенціалом зазнаватимуть більшого впливу корозії, тоді як додатний потенціал свідчатиме про більшу корозійну стійкість. Величина корозійного струму  $i_{\text{corr}}$  — ще один критерій ступеня деградації матеріалу при корозії: чим нижчий  $i_{\text{corr}}$ , тим ліпші корозійні властивості обраного матеріалу. Потенціал руйнування оксидної плівки  $E_{\text{bd}}$  — це потенціал, за якого сильно підвищується анодний струм. Фактично інтервал потенціалів між  $E_{\text{corr}}$  і  $E_{\text{bd}}$  є областю пасивації, в якій корозія є послабленою [5, 23]. Важливим параметром, що впливає на корозійну поведінку, є також шорсткість поверхні, яка прямо пропорційна питомій поверхні дії агресивних середовищ. Згідно з експериментальними даними [15, 21, 24], УЗУО знижує шорсткість поверхні та підвищує стійкість до корозії.

Проведені нами корозійні дослідження стандартних сплавів (Ti-6Al-4V) і розроблених високоентропійних сплавів (систем Zr-Ti-Nb, Zr-Ti-Nb-Ta) у розчині штучної фізіологічної рідини (рис. 3) дають змогу зробити висновок



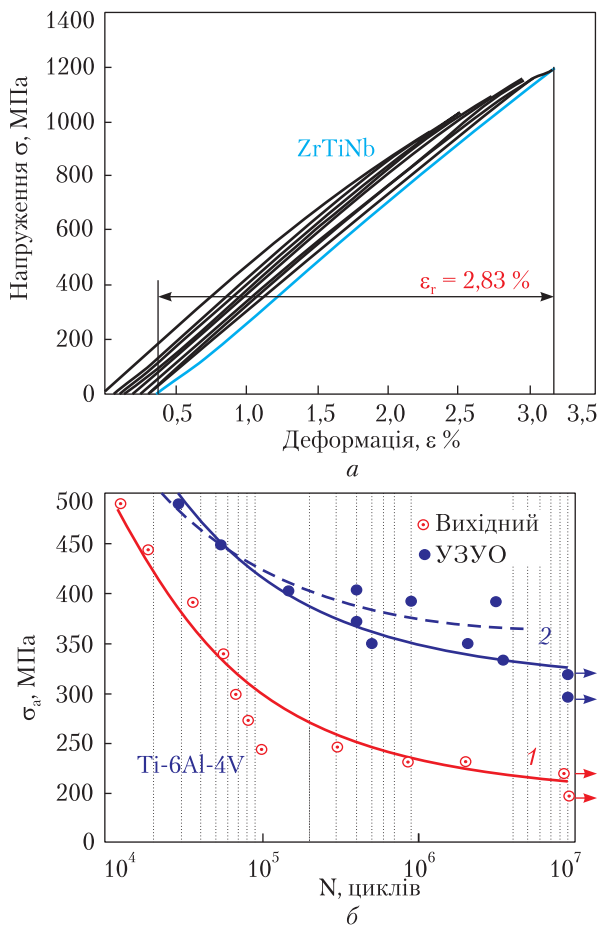
**Рис. 3.** Характеристика корозійної поведінки сплавів Ti-6Al-4V (0), Zr-18Nb (1), Zr-31Ti-18Nb (2), Ti-51Zr-18Nb (3), Ti-Zr-Nb-Ta (4) після УЗУО за потенціодинамічними кривими

про позитивний вплив УЗУО на їх корозійну поведінку, що проявляється в чотирьох ключових моментах: 1) підвищення потенціалу в зоні активного розчинення  $E_{\text{corr}}$ ; 2) підвищення потенціалу  $E_{\text{bd}}$ ; 3) розширення області пасивації  $\Delta E_p$ ; 4) зниження струму корозії  $i_{\text{corr}}$ . Сформовані оксидні плівки залишаються стійкими, зокрема, й в інтервалі потенціалів від 0,4 до 0,5 В (позначеному на рис. 3 затемненою ділянкою), які виникають між біологічними тканинами та металевими біоматеріалами у фізіологічних умовах [5].

Іншим визначальним чинником біосумісності є механічна сумісність. Потрібно, щоб металеві матеріали та конструкції з них мали високу циклічну витривалість і високу втомну міцність, а також відповідне значення модуля пружності, що унеможливить руйнування тканин організму людини в процесі експлуатації імплантату.

Проведений аналіз механічної поведінки за умов циклічного розтягу-розвантаження дроту, який зазвичай застосовують для створення медичних конструкцій, продемонстрував великий ступінь оборотної деформації ( $\epsilon_r$ ) та високу циклічну міцність (наприклад,





**Рис. 4.** Механічна поведінка сплавів Zr–31Ti–18Nb і Ti–6Al–4V: *a* – деформаційні криві циклічного розтягу–розвантаження дрогоного зразка сплаву Zr–31Ti–18Nb після деформації волочінням ( $\epsilon \cong 95\%$ ,  $\epsilon_r$  – оборотна деформація); *b* – криві тривалої міцності (за Веллером) порошкового сплаву Ti–6Al–4V у вихідному (1) й обробленому УЗУО (2) станах

сплав Zr–Ti–Nb на рис. 4а). Було показано, що цілеспрямованим легуванням або термомеханічним обробленням можна досягти зниження модуля пружності та підвищення ступеня оборотної деформації, як, наприклад, у сплавах систем Zr–Ti–Nb, Zr–Ti–Nb–Ta [1, 25, 26].

Величина оборотної деформації визначає верхню межу робочих напружень конструкційних матеріалів, у тому числі на основі цирконію/титану, за заданої розмірної ста-

більності деталей і конструкцій, а також такі їх характеристики, як релаксація напружень, механічний гістерезис і циклічна стійкість. Це повною мірою стосується металевих пружних конструкцій медичного призначення (стенди, кава-фільтри).

Стосовно механічної стійкості матеріалів імплантатів в Інституті металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України було отримано важливий результат на сплаві Ti–6Al–4V, виробленому за допомогою новітнього методу порошкової металургії із застосуванням гідриду титану [15]. Вибором режимів спікання та термооброблення порошкового матеріалу можна керувати залишковою пористістю, а отже, і величиною модуля пружності. Було показано, що УЗУО здатна істотно підвищити втомну міцність цього сплаву (рис. 4б) завдяки зниженню шорсткості поверхні, виникненню стискальних напружень і формуванню безпористих наноструктурованих шарів на його поверхні (рис. 2а) [15]. Така ієрархічна структура металу подібна до структури кістки, що складається з пористої серцевини та ущільненої поверхні. Оскільки руйнування матеріалу найчастіше розпочинається з поверхні та із зон із залишковими напруженнями розтягу, то зниження рівня цих напружень і шорсткості поверхні є дуже важливим. Сформовані в процесі УЗУО напруження стиску нівелюють напруження розтягу, одночасно підвищуючи втомну довговічність і корозійну стійкість матеріалу та, як наслідок, циклічну витривалість конструкцій, які працюють в агресивних (біохімічних) середовищах.

Отже, встановлені в роботі закономірності пластичної деформації та формування градієнтних наномікроструктур і напруженого стану в поверхневих шарах сплавів на основі цирконію/титану за умов УЗУО можуть бути використані для керування комплексом властивостей і ширшого застосування дентальних, ортопедичних та ендovasкулярних імплантатів. Було показано, що УЗУО є одним з найефективніших деформаційних оброблень поверхні для модифікації структури на мікро- і нанорівні, хімічного та фазового

складу поверхневих шарів біосумісних сплавів, що може забезпечувати поліпшену якість протезів та імплантатів, у тому числі й завдяки формуванню шарів з оксидних нанотрубок або гідроксіапатитних структур. Саме зараз актуально стає апробація одержаних матеріалів з наноструктурованими поверхнями *in vivo* та випробувань *in vitro*.

Метод УЗУО з використанням режимів оброблення, встановлених у цій роботі, можна застосовувати в промислових масштабах для фінішного оброблення протезів та імплантатів.

Цілеспрямованим легуванням або термомеханічним обробленням можна досягти прийнятних характеристик біохімічної та біомеханічної сумісності металевих матеріалів, а саме, високої корозійної стійкості в біологічних рідинах, зниження модуля пружності, підвищення ступеня оборотної деформації та втомної довговічності. Перспективними є багатокомпонентні (так звані високоентропійні) сплави. Модифікація поверхневих шарів методом інтенсивної пластичної деформації поверхні (УЗУО) є ефективним засобом вирішення проблеми біомеханічної сумісності металевих матеріалів.

## REFERENCES

## [СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ]

1. Kuroda D., Niinomi M., Morinaga M., Kato Y., Yashiro T. Design and mechanical properties of new  $\beta$  type titanium alloys for implant materials. *Mater. Sci. Eng. A*. 1998. **243**(1-2): 244. [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(97\)00808-3](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(97)00808-3)
2. Chen Q., Thouas G.A. Metallic implant biomaterials. *Mater. Sci. Eng. R*. 2015. **87**: 1. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>
3. Khan M.A., Williams R.L., Williams D.F. The corrosion behaviour of Ti–6Al–4V, Ti–6Al–7Nb and Ti–13Nb–13Zr in protein solutions. *Biomaterials*. 1999. **20**(7): 631. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00217-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00217-8)
4. Martins D.Q., Souza M.E.P., Souza S.A., Andrade D.C., Freire M.A., Caram R. Solute segregation and its influence on the microstructure and electrochemical behavior of Ti–Nb–Zr alloys. *J. Alloys Compd.* 2009. **478**(1-2): 111. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2008.11.030>
5. Eisenbarth E., Velten D., Müller M., Thull R., Breme J. Biocompatibility of  $\beta$ -stabilizing elements of titanium alloys. *Biomaterials*. 2004. **25**(26): 5705. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.01.021>
6. Tallarico D.A., Gobbi A.L., Paulin Filho P.I., Maia da Costa M.E.H., Nascente P.A.P. Growth and surface characterization of TiNbZr thin films deposited by magnetron sputtering for biomedical applications. *Mater. Sci. Eng. C*. 2014. **43**: 45. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.07.013>
7. Cotrut C.M., Balaceanu M., Titorencu I., Braic V., Braic M. ZrNbCN thin films as protective layers in biomedical applications. *Surf. Coat. Technol.* 2012. **211**: 57. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2011.08.016>
8. Hsu H.-C., Wu S.-C., Sung Y.-C., Ho W.-F. The structure and mechanical properties of as-cast Zr–Ti alloys. *J. Alloys Compd.* 2009. **488** (1): 279. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2009.08.105>
9. Khripta N.I., Mordiyuk B.N., Karasevskaya O.P. et al. Effect of structural and phase transformations induced by ultrasonic impact peening on the corrosion resistance of Zr-based alloys. *Металлофізика і Новішіє Текhnології*. 2008. **30**: 369 (in Russian).  
[Н.И. Хрипта, О.П. Карасевская, Б.Н. Мордюк, и др. Влияние структурных и фазовых превращений, инициированных ультразвуковой ударной обработкой, на сопротивление коррозии сплавов на основе циркония. *Металлофізика і новішіє технології*. 2008. Т. 30, спецвыпуск. С. 369–382.]
10. Aguilar Maya A.E., Grana D.R., Hazarabedian A., Kokubu G.A., Luppo M.I. Vigna G. Zr–Ti–Nb porous alloys for biomedical application. *Mater. Sci. Eng. C*. 2012. **32**(2): 321. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2011.10.035>
11. Hernigou P., Mathieu G., Poignard A., Filippini P., Demoura A. Oxinium, a new alternative femoral bearing surface option for hip replacement. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 2007. **17**(3): 243. <https://doi.org/10.1007/s00590-006-0180-2>
12. Sonntag R., Reinders J., Kretzer J.P. What's next? Alternative materials for articulation in total joint replacement. *Acta Biomater.* 2012. **8**(7): 2434. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.03.029>

13. Nomura N. et al. Proc. of Eighteenth International Conference on Processing and Fabrication of Advanced Materials (PFAM-XVIII). 2009. **3**: 1205.
14. Bauer S., Schmuki P., von der Mark K., Park J. Engineering biocompatible implant surfaces. Part I: Materials and surfaces. *Progress Mater. Sci.* 2013. **58**(3): 261. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2012.09.001>
15. Dekhtyar A.I., Mordyuk B.N., Savvakina D.G., Bondarchuk V.I., Moiseeva I.V., Khripta N.I. Enhanced fatigue behavior of powder metallurgy Ti-6Al-4V alloy by applying ultrasonic impact treatment. *Mater. Sci. Eng. A.* 2015. **641**: 348. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2015.06.072>
16. Petrov Yu.N., Prokopenko G.I., Mordyuk B.N., Vasylyev M.A., Voloshko S.M., Skorodzievski V.S., Filatova V.S. Influence of microstructural modifications induced by ultrasonic impact treatment on hardening and corrosion behavior of wrought Co-Cr-Mo biomedical alloy. *Mater. Sci. Eng. C.* 2016. **58**: 1024. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.09.004>
17. Chenakin S.P., Filatova V.S., Makeeva I.N., Vasylyev M.A. Ultrasonic impact treatment of CoCrMo alloy: Surface composition and properties. *App. Surf. Sci.* 2017. **408**: 11. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.03.004>
18. Mordyuk B.N., Karasevskaya O.P., Prokopenko G.I., Khripta N.I. Ultrafine-grained textured surface layer on Zr-1%Nb alloy produced by ultrasonic impact peening for enhanced corrosion resistance. *Surf. Coat. Technol.* 2012. **210**: 54. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2012.08.063>
19. Mordyuk B.M., Karasevskaya O.P., Khripta N.I., Prokopenko G.I., Vasylyev M.O. Structural Dependence of Corrosion Properties of Zr-1.0% Nb Alloy in Saline Solution. *Металлофізика і Новітні Технології*. 2014. **36**(7): 917. <https://doi.org/10.15407/mfint.36.07.0917>  
[Мордюк Б.М., Карасевська О.П., Хрипта Н.І. і др. Структурна залежність корозійних властивостей сплаву Zr-1,0%Nb в соляному розчині. *Металлофізика і новітні технології*. 2014. Т. 36, № 7. С. 917-933.]
20. Vasylyev M.A., Chenakin S.P., Yatsenko L.F. Ultrasonic impact treatment induced oxidation of Ti6Al4V alloy. *Acta Materialia*. 2016. **103**: 761. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2015.10.041>
21. Chenakin S.P., Mordyuk B.N., Khripta N.I. Surface characterization of a ZrTiNb alloy: Effect of ultrasonic impact treatment. *App. Surf. Sci.* 2019. **470**: 44. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2018.11.116>
22. United States Patent 7473278. Hunter G., Jani S.C., Pawar V. Method of surface oxidizing zirconium and zirconium alloys and resulting product. Pub. Date: 01.06.2009.
23. Timoshevskii A.N., Yablonovskii S.O., Ivasishin O.M. First principles calculations atomic structure and elastic properties of Ti-Nb alloys. *Functional Materials*. 2012. **19**(2): 266.
24. Lee H., Kim D., Jung J., Pyoun Y., Shin K. Influence of peening on the corrosion properties of AISI 304 stainless steel. *Corros. Sci.* 2009. **51**(12): 2826. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2009.08.008>
25. Ivasishin O.M., Popov A.A., Karasevskaya O.P., Markovskyy P.E., Mordyuk B.M., Skiba I.O., Illarionov A.G. Formation of Nanostructured omega-Phase in Deformed Metastable beta-Alloys Based on Ti and Zr. *Металлофізика і Новітні Технології*. 2011. **33**(5): 675.  
[Ивасишин О.М., Карасевська О.П., Мордюк Б.М. і др. Образование наноструктурної омега-фази в деформованих метастабільних  $\beta$ -сплавах на основі Ti і Zr. *Металлофізика і новітні технології*. 2011. Т. 33, № 5. С. 675-686.]
26. Patent of Ukraine No. 84993. Mordyuk B.N., Prokopenko G.I., Khripta N.I. et al. Method of ultrasonic surface treatment of long products. Pub. Date: 10.12.2008.  
[Патент України №84993, Мордюк Б.М., Прокопенко Г.І., Хрипта Н.І. та ін. Спосіб ультразвукової обробки поверхні довгомірних виробів. Опубл. 10.12.2008. Бюл. № 23.]

*N.I. Khripta*

Kurdyumov Institute for Metal Physics  
of the National Academy of Sciences of Ukraine (Kyiv)

#### THE PROBLEM OF BIOMECHANICAL COMPATIBILITY OF METALLIC MATERIALS AND WAYS OF SOLVING IT

According to the materials of scientific report at the meeting  
of the Presidium of NAS of Ukraine, February 27, 2019

The required properties of metallic biomaterials are analyzed in view of their biochemical/biomechanical compatibility, high X-ray contrast, and reduced magnetic susceptibility. As established, the purposeful alloying and/or thermomechanical treatment result in acceptable biocompatibility characteristics of metallic materials such as high corrosion resistance in biological fluids, reduced elastic modulus, increased degree of reversible deformation and fatigue life. The method of ultrasonic impact treatment (UIT) is developed for the nanostructuring and mechanochemical oxidation of the surface layers of metallic alloys by surface severe plastic deformation. The efficiency of the method is illustrated by experimental results indicating on the increased corrosion resistance, reversible deformation, and fatigue resistance at cyclic loads of the Zr1Nb, Ti6Al4V, ZrTiNb, and TiZrNbTa alloys. The advantages of the developed UIT process in the sense of solving the problem of biomechanical compatibility of metallic materials and producing the orthopedic constructions and implants are shown.

**Keywords:** zirconium/titanium alloys, structure, ultrasonic impact treatment, ultrafine/nano grains, deformation, oxidation, corrosion resistance.