

ДОСЛІДЖЕННЯ МОЖЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ Zr-Ti-Nb-СПЛАВІВ ЗАМІСТЬ ТИТАНОВОГО СПЛАВУ Ti-6Al-4V ДЛЯ ВИРОБІВ БІОМЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

Капустян О.Є.¹, Овчинников О.В.¹, Волчок І.П.¹
¹Національний університет «Запорізька політехніка»

Анотація. Розглянута можливість отримання методом вакуумно-дугового переплаву сплаву на основі цирконію для застосування в медицині як матеріалів для імплантатів. Досліджено макро- і мікроструктура отриманого цирконієвого сплаву. Забезпечено якісний розподіл легуючих елементів в обсязі злитка і виготовленого з нього прутка. Визначено механічні властивості й модуль нормальної пружності.

Ключові слова: β -сплави цирконію, титану і ніобію, технологія виготовлення, модуль пружності.

Вступ

В останні десятиріччя все більш поширеного розвитку набуває медичне матеріалознавство, головним завданням якого є розробка металевих матеріалів для виготовлення імплантатів. Ведучими організаціями в цій царині в нашій країні є Інститут металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України та Інститут проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАН України. Зростання потреб сучасної медицини у відносно дешевих матеріалах із спеціальними властивостями можна задовольнити застосуванням нових сплавів.

Аналіз публікацій

Однією із основних вимог до матеріалів біомедичного використання є біохімічна сумісність із тканинами організму, що виражається у відсутності імунних реакцій та запальних процесів. За даними Фірстова С.О. [1], коло біосумісних матеріалів становлять Pt, Ta, Nd, Zr, Ti; до умовно сумісних (через капсулу із сполучної тканини) належать Fe, Mo, Au, Ag, Al, Co, Cr, Nb; до несумісних Co, Cu, Ni, V. Другою, не менш важливою характеристикою матеріалів є біомеханічна сумісність, що виражається в максимальному наближенні модуля їх нормальної пружності до модуля пружності кісткової тканини. Проблема полягає в тому, що цей показник для кісток людини дорівнює 15...30 ГПа, а для біосумісних матеріалів має більш високі значення: цирконій – 95 ГПа, ніобій – 105 ГПа, титан – 110 ГПа, гафній – 135 ГПа, сталь – 220 ГПа [1–4]. Унаслідок різниці в модулях пружності кістки й імплантату відбувається спотворення природного розподілу напружень і деформацій у кістковій тканині навко-

ло імплантату та виникнення мікротертя на межі кістка-імплантат [5–7].

Для виробництва імплантатів застосовуються здебільшого сплави на основі заліза, титану, кобальту. Довгі роки найкращим матеріалом для цих цілей вважався титан і його сплави завдяки високій стійкості до корозії. Промислово чистий титан типу VT1-0 має обмеження через порівняно невисоку міцність (480 МПа). Саме тому найбільш широким застосуванням в медицині отримали титанові сплави типу VT6 (ГОСТ 19807-91) – аналог американського Grade5 (Ti-6Al-4V за ASTM B348) (міцність понад 895 МПа). Ці сплави задовольняють вимоги до міцності, пластичності, опору знакозмінним навантаженням, технологічності в отриманні пруткових заготовок діаметром до 2 мм. Проте сплави типу Ti-6Al-4V мають низку серйозних недоліків: низьку біохімічну сумісність – можливість виділення в тканини організму іонів токсичних металів Al і V [8–9]; а також низьку біомеханічну сумісність – модуль їхньої нормальної пружності більш ніж утричі перевищує модуль пружності кісткової тканини.

О.М. Івасішиним зі співробітниками [10] запропонована низка матеріалів, які забезпечують задовільні біохімічну й біомеханічну сумісності. Серед цих матеріалів слід відзначити широку гаму однофазних сплавів на базі титану, цирконію, ніобію, гафнію, танталу, що дозволяють знизити модуль нормальної пружності до 47–60 ГПа за умови межі міцності від 980 МПа до 1485 МПа. Перевагою зазначених матеріалів є хороша біосумісність і відсутність токсичності для клітин [11]. Проте за даними сплавів обмежена кількість порівняльних оцінок за механічними

властивостями і технологічності отримання порівняно з наявними сплавами.

Мета і постановка завдання

Мета роботи полягала в розробці технології виробництва заготовки (дроту діаметром 6 мм) для зубних протезів зі сплаву Zr-Ti-Nb, а також порівняно до однакових умов його властивостей із властивостями сплаву Ti-6Al-4V, який широко застосовується.

Порівняння хімічного складу, механічних властивостей та характеру руйнування досліджуваних сплавів

Виплавку Zr-Ti-Nb-сплаву здійснювали у вакуумній дуговій печі в мідному водоохолоджуваному кристалізаторі із використанням вольфрамового електрода. Маса шихти становила 7 кг, що було необхідним для отримання прутків діаметром 6 мм і довжиною понад 3000 мм (з урахуванням втрат на обробку). Для рівномірного розподілу легуючих елементів і домішок по всьому об'єму злитка був виконаний потрійний перепплав кожного злитка. Процес плавлення характеризувався такими параметрами: сила струму 400–600 А; напруга 62–64 В; попередній вакуум 1×10^{-2} Па; захисне середовище – аргон (99,999 % Ar) за умови тиску 5×10^{-2} Па. Після потрійного перепплаву отриманий злиток діаметром 120 мм і висотою 100 мм використовували для дослідження хімічного складу й механічних властивостей сплаву.

Наступний етап роботи полягав в отриманні із злитків прутка діаметром 6 мм. Після обробки на токарному верстаті злитку надавали квадратний перетин на ковальському молоті за умови температури 800 °С. Далі нагрівання злитка до 800 °С і прокатка до діаметра 18 мм, яка здійснювалася на тривалковому поперечно-спіральному прокатному стані 10–30 за 6 проходів. Далі заготовку нагрівали до 400–600 °С і деформували в поздовжньому прокатному стані за схемою: діаметр 18 мм → квадрат 16 мм × 16 мм → овал 14 мм × 12,7 мм → квадрат 12 мм × 12 мм → овал 8 мм × 6 мм → діаметр 7 мм. Після поздовжньої прокатки була проведена термічна обробка за умови 600 °С з метою зменшення і вирівнювання напружень по довжині зразка. Далі здійснювали волочіння зі зменшенням діаметра дроту з 7 мм на 6,2 мм у холодному стані та позацентрове шліфування (27 проходів) зі зменшенням діаметра дроту з 6,2 мм на 6,0 мм для імплантатів у стоматології.

Металографічні дослідження макро- і мікроструктури нетравленого і травленого металу й аналіз фрактограм литого і деформованого сплавів були виконані на оптичному мікроскопі «NEOPHOT-32» (Carl Zeiss Jena, Йена, Німеччина). Для аналізу макроструктури зразки травили в розчині: 20 % плавикова і 20 % азотна кислоти на гліцериновій основі.

Механічні властивості сплаву й кінцевого прутка були визначені за кімнатної температури (ГОСТ 1497-84) на установці INSTRON 8801 (Instron, Норвуд, Массачусетс, США) з оцінкою таких параметрів: межа міцності в разі розтягування (σ_B , МПа), межа плинності ($\sigma_{0,2}$, МПа), відносне подовження (δ , %) і поперечне звуження (ψ , %), модуль пружності (Е, ГПа).

У табл. 1 представлений хімічний склад дослідного сплаву, а на рис. 1 – розподіл основних легуючих елементів.

Таблиця 1 – Хімічний склад дослідних сплавів, мас. %

Сплав	Вміст легуючих елементів				
	Ti	Al	V	Zr	Nb
Ti-6Al-4V	основа	6,23	3,88	-	-
Zr-Ti-Nb	18,06	-	-	основа	21,84

Результати хімічного аналізу показали відповідність хімічного складу сплаву ВТ6 ГОСТ 19807-91, а також отримання Zr-Ti-Nb-сплаву запланованого складу.

Можна також зробити висновок про те, що структура дослідних сплавів характеризується високою однорідністю за всіма елементами.

Порівняльний аналіз (табл. 2) показує, що дослідний сплав Zr-Ti-Nb має рівень міцності, близький до рівня деформованого сплаву марки ВТ6 (ГОСТ 19807-91). Водночас показники пластичності мали достатньо високі значення та були близькими до аналогічних показників (відносне подовження та звуження) повністю відповідають аналогічним показникам сплаву марки ВТ6.

Найбільш важливою характеристикою сплавів для імплантатів, як зазначалося вище, є модуль нормальної пружності:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon},$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l},$$

де σ – напруження на ділянці пружної деформації зразка в дослідженнях на

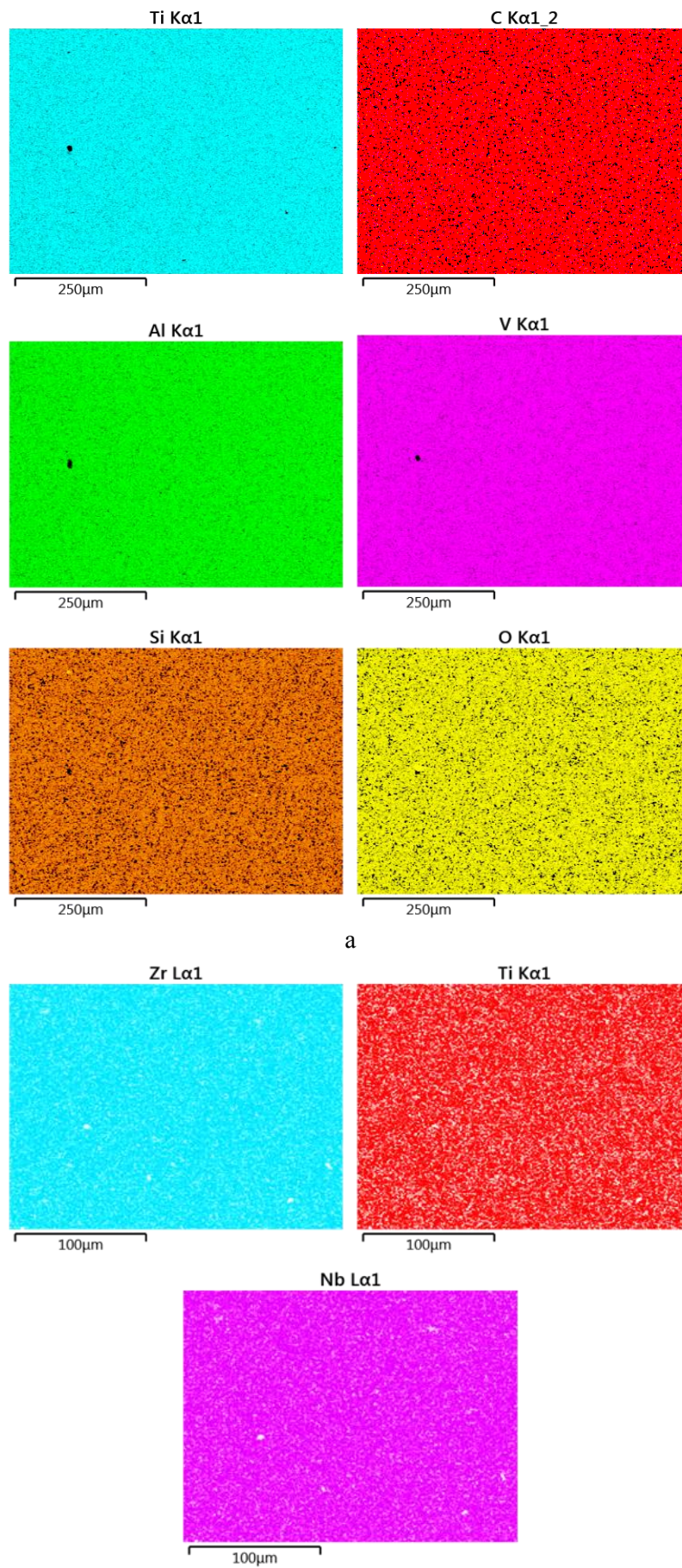


Рис. 1. Розподіл основних легуючих елементів сплавів (а) Ti-6Al-4V та (б) Zr-Ti-Nb

розтяг; ε – величина пружної деформації; Δl – приріст довжини зразка на ділянці l .

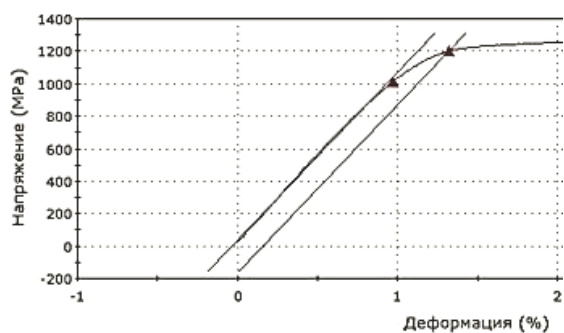
Таблиця 2 – Порівняльна характеристика титанового сплаву та пруткової заготовки з дослідного сплаву

Сплави	Механічні властивості				
	σ_B , МПа	$\sigma_{0,2}$, МПа	E, ГПа	δ , %	ψ , %
Ti-6Al-4V (BT6)	1110,7... 1317,8	980,4... 1201,3	103... 110	10,4... 13,5	-
Zr-Ti-Nb	747...920	692,1... 775	35... 37	8,1... 13,3	40,7... 58,2

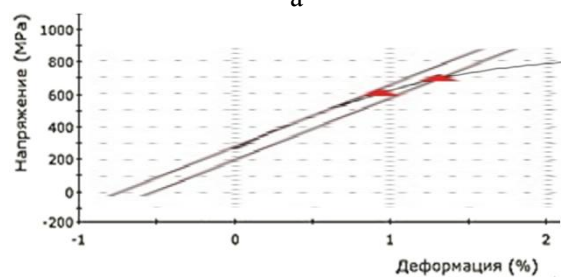
Аналіз матеріалів, які представлені в табл. 2 і на рис. 2, дозволяє зробити висновок, що пруткова заготовка з цирконієвого сплаву Zr-Nb-Ti мала модуль пружності $E = 35\text{--}37$ ГПа, тобто майже втричі нижчий, ніж модуль сплаву Ti-6Al-4V ($E = 103$ ГПа). Ця величина модуля наближається до значення модуля пружності людської кістки $E \leq 30$ ГПа, що дає підставу говорити про підвищення біосумісності дослідного сплаву. Цей результат можна пояснити тим, що обробка тиском в отриманні пруткової заготовки була мультиосовою деформацією або всебічним ізотермічним куванням. Відомо [12], що внаслідок такої обробки формується субмікроскопічна структура, яка веде до підвищення міцності, зниження пластичності й модуля нормальної пружності.

Результати металографічного аналізу та фрактограм показали (рис. 3 і 4), що поверхні руйнування зразків сплаву Zr-Ti-Nb після випробувань на розтяг були аналогічні сплаву Ti-6Al-4V і характеризувалися чашковим зламом, типовим для в'язкого руйнування. Аналіз не виявив ділянок крихкого руйнування, пор і інших дефектів, що свідчить про високу якість деформаційної обробки.

Отже, сплав Zr-Ti-Nb має рівень міцності, близький до рівня сплаву Ti-6Al-4V, рівень пластичних характеристик на рівні сплаву Ti-6Al-4V, характер руйнування в разі розтягання сплаву Zr-Ti-Nb такий самий, як і сплаву Ti-6Al-4V. Водночас модуль нормальної пружності сплаву Zr-Ti-Nb майже втричі нижчий, ніж сплаву Ti-6Al-4V, крім того сплав Zr-Ti-Nb, на відміну від Ti-6Al-4V, не містить шкідливих для організму людини ванадію й алюмінію і може бути рекомендований для виготовлення імплантатів.

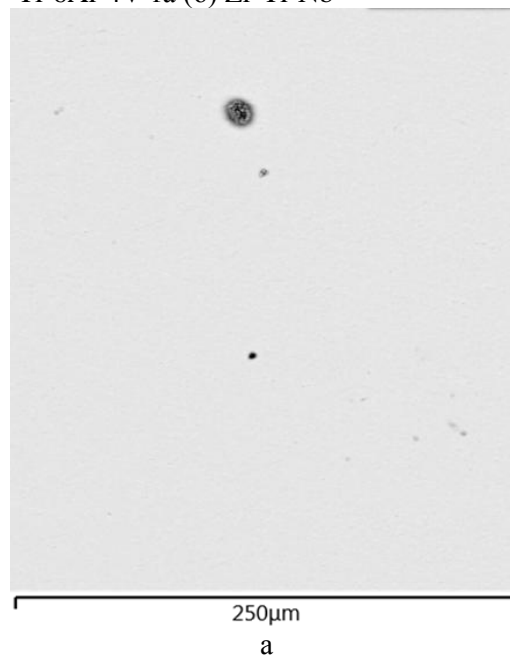


а

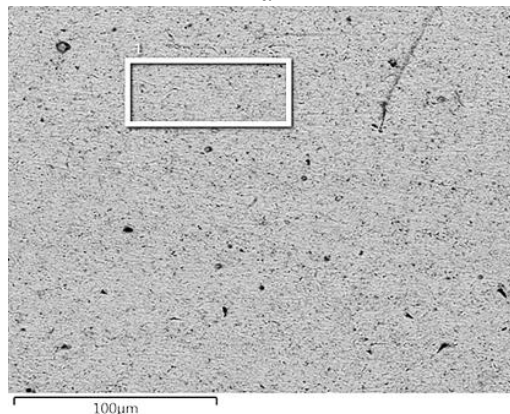


б

Рис. 2. Діаграми розтягнення сплавів (а) Ti-6Al-4V та (б) Zr-Ti-Nb



а



б

Рис. 3. Мікроструктура прутка (а) Ti-6Al-4V та (б) Zr-Ti-Nb

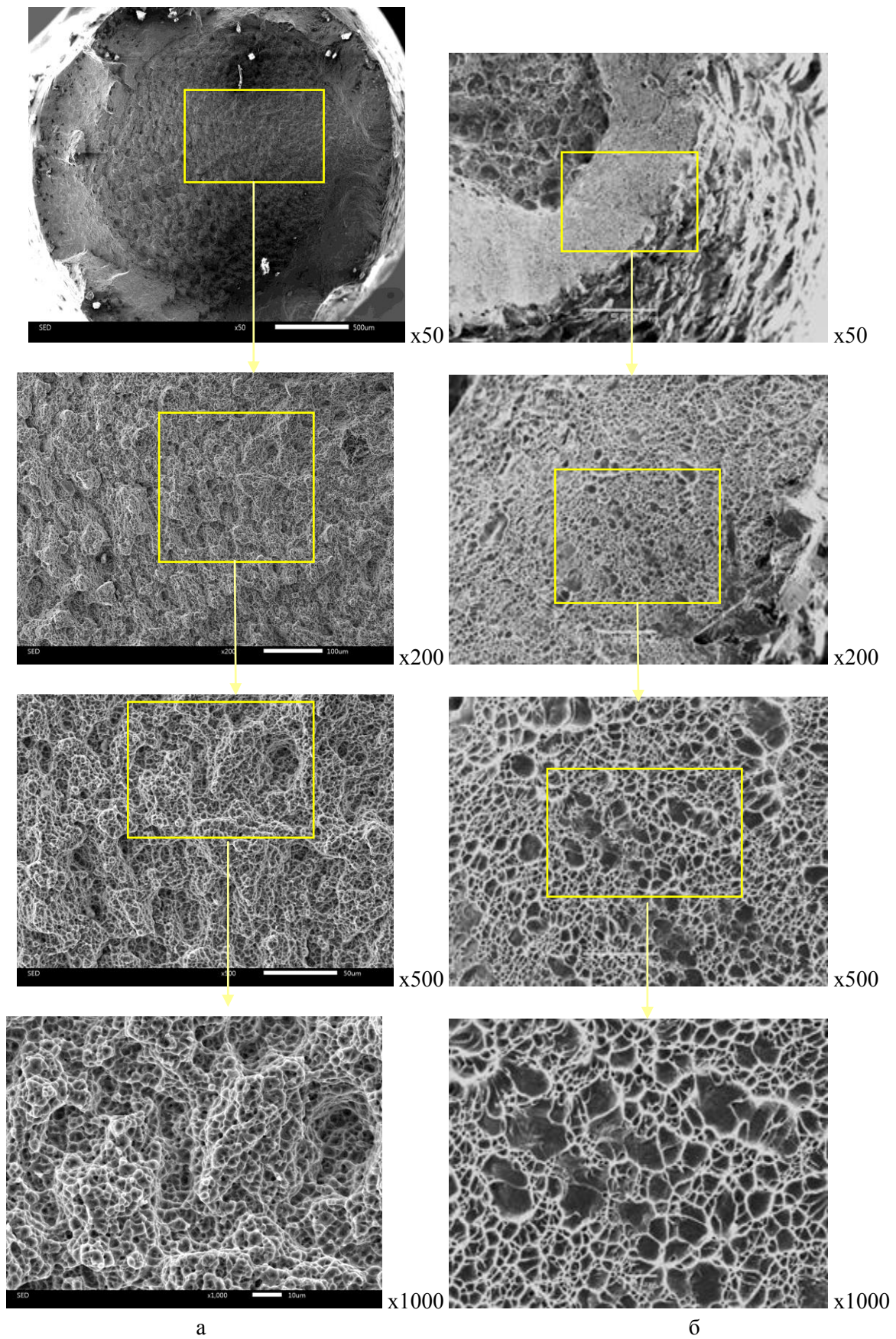
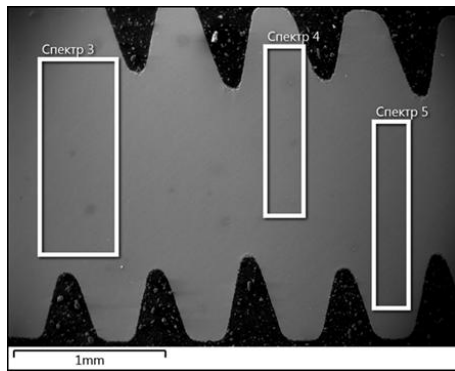


Рис. 4. Фрактограма поверхні руйнування зразків сплавів (а) Ti-6Al-4V та (б) Zr-Ti-Nb



Для подальших досліджень зі сплаву Zr-Ti-Nb було виготовлено імплантати. Досліджена їхня структура та розподіл основних легуючих елементів (рис. 5, 6).

Номер спектра	Ti	Zr	Nb	Сума
3	17,57	60,32	22,01	100,00
4	17,51	60,34	22,05	100,00
5	17,64	60,38	21,89	100,00

Рис. 5. Зовнішній вигляд та хімічний склад імплантату зі сплаву Zr-Ti-Nb

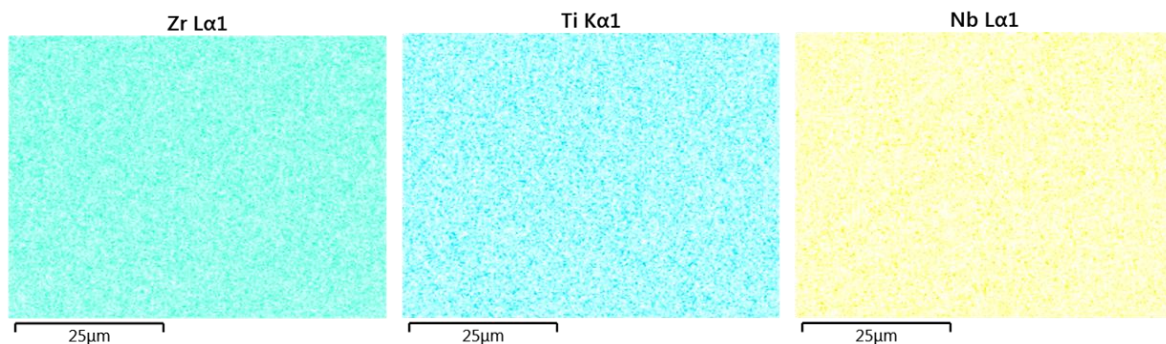


Рис. 6. Розподіл легуючих елементів в імплантаті

Проаналізувавши рис. 5, 6, видно, що мікроструктура імплантата рівномірна, без пор та інших дефектів. Дослідження хімічного складу підтверджує відсутність включень, хімічної неоднорідності, що дозволяє зробити висновок: цей імплантат із пруткової заготовки відповідає всім вимогам якості дентальних імплантатів.

Висновки

Проведено порівняння механічних властивостей за умови температури 20 °C сплавів Zr-Ti-Nb і Ti-6Al-4V. Показано, що сплав Zr-Ti-Nb має рівень міцності, близький до рівня сплаву ВТ6 (ГОСТ 26492-85) – величина межі міцності на розрив для сплаву Zr-Ti-Nb σ_B становить 747...920 МПа, а для сплаву ВТ6 $\sigma_B \geq 885$ МПа, пластичність сплаву Zr-Ti-Nb відповідає вимогам ГОСТ 26492-85 для сплаву ВТ6.

Проведено порівняння характеру руйнування в процесі розтягування сплавів Zr-Ti-Nb і Ti-6Al-4V. Показано, що сплав Zr-Ti-Nb поводить себе так само, як і сплав Ti-6Al-4V.

Проведено порівняння модулів нормальної пружності сплавів Zr-Ti-Nb і Ti-6Al-4V. Показано, що сплав Zr-Ti-Nb має модуль нормальної пружності майже втричі нижчий, ніж сплаву Ti-6Al-4V.

Дослідження показали, що сплав Ti-6Al-4V, отриманий методом ВДП, відпо-

відає за механічними властивостями сплаву Ti-6Al-4V і може бути рекомендований для виготовлення імплантатів.

Розроблено технологію виробництва заготовки для зубних імплантатів зі сплаву Zr-Ti-Nb з модулем нормальної пружності 35-37 МПа.

Більш низький модуль пружності сплаву Zr-Ti-Nb, порівняно зі сплавом Ti-6Al-4V, забезпечує зниження та відсутність післяопераційних ускладнень за умови його використання для виготовлення зубних імплантатів.

Література

1. Фірстов С.О. Нові матеріали біомедичного призначення. *Вісник НАН України*. 2015. № 8. С. 20–23.
2. Branemark R., Branemark P.I., Rydevik B., Myers R.R. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2001. 38. P. 175–181.
3. Abdel-Hady Gepreel M., Niinomi M. Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013. 20. P. 407–415. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2012.11.014.
4. Oleshko O., Deineka V.V., Husak Y., Kornienko V., Mishchenko O., Holubnycha V., Pisarek M., Michalska J., Kazek-Kesik A., Jakó bik-Kolon A. et al. Ag nanoparticle-decorated ox-

- ide coatings formed via plasma electrolytic oxidation on ZrNb alloy. *Materials*. 2019. 12. 3742. DOI: 10.3390/ma12223742.
5. Schulze C., Weinmann M., Schweigel C., Kebler O., Bader R. Mechanical properties of a newly additive manufactured implant material based on Ti-42Nb. *Materials (Basel)*. 2018. 11(1). DOI: 10.3390/ma11010124.
 6. Beck S., Patsalis T., Busch A., Dittrich F., Wegner A., Landgraeber S., Jäger M. Long-term radiographic changes in stemless press-fit total shoulder arthroplasty. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2020 Feb 25. DOI: 10.1055/a-1079-6549.
 7. Driessen MLS., Goessens MLMJ. Complications of implant removal after healed hip fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2020 Apr 6. DOI: 10.1007/s00402-020-03435-1.
 8. Balachandran S., Zachariah Z., Fischer A., Mayweg D., Wimmer MA., Raabe D., Herbig M. Atomic scale origin of metal ion release from hip implant taper junctions. *Adv Sci (Weinh)*. 2020 Jan 21. 7(5). 1903008. DOI: 10.1002/advs.201903008.
 9. Reiner T., Sorbi R., Müller M., Nees T., Kretzer JP., Rickert M., Moradi B. Blood metal ion release after primary total knee arthroplasty: a prospective study. *Journal of orthopaedic surgery*. 2020 Feb 5. DOI: 10.1111/os.
 10. Біосумісний сплав із низьким модулем пружності на основі системи цирконій-титан (варіанти): пат. 102455 Україна: МПК (2013.01) A61L 27/00, A61F 2/02 (2006.01), C22C 16/00, B82B 3/00; заявл. 26.12.2011; опубл. 10.07.2013, Бюл. № 13. 8 с.
 11. Mishchenko O., Ovchynnykov O., Kapustian O., Pogorielov M. New Zr-Ti-Nb alloy for medical application: development, chemical and mechanical properties, and biocompatibility. *Materials*. 2020. Volume 13. Issue 6. DOI:10.3390/ma13061306.
 12. Богуслаєв В.О., Качан О.Я., Калініна Н.Є., Мозговий В.Ф., Калінін В.Т. Наноматеріали і нанотехнології. Запоріжжя: Мотор Січ, 2015. 200 с.

References

1. Firstov, S.O. (2015). Novi materialy biomedychnoho pryznachennia [New materials for biomedical purposes]. *Visnyk NAN Ukrainy*, 8, 20–23 [in Ukrainian].
2. Branemark, R., Branemark, P.I., Rydevik, B., Myers, R.R. (2001). Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38, 175–181 [in English].
3. Abdel-Hady Gepreel, M., Niinomi, M. (2013). Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 407–415. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2012.11.014. [in English].
4. Oleshko, O., Deineka, V.V., Husak, Y.,

- Korniienko, V., Mishchenko, O., Holubnychya, V., Pisarek, M., Michalska, J., Kazek-Kesik, A., Jak ó bik-Kolon, A. et al. (2019). Ag nanoparticle-decorated oxide coatings formed via plasma electrolytic oxidation on ZrNb alloy. *Materials*, 12, 3742. DOI: 10.3390/ma12223742. [in English].
5. Schulze, C., Weinmann, M., Schweigel, C., Kebler, O., Bader, R. (2018). Mechanical properties of a newly additive manufactured implant material based on Ti-42Nb. *Materials (Basel)*, 11(1). DOI: 10.3390/ma11010124. [in English].
6. Beck, S., Patsalis, T., Busch, A., Dittrich, F., Wegner, A., Landgraeber, S., Jäger, M. (2020). Long-term radiographic changes in stemless press-fit total shoulder arthroplasty. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, Feb 25, DOI: 10.1055/a-1079-6549 [in English].
7. Driessen, MLS., Goessens, MLMJ. (2020). Complications of implant removal after healed hip fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Apr 6, DOI: 10.1007/s00402-020-03435-1 [in English].
8. Balachandran, S., Zachariah, Z., Fischer, A., Mayweg, D., Wimmer, MA., Raabe, D., Herbig, M. (2020). Atomic scale origin of metal ion release from hip implant taper junctions. *Adv Sci (Weinh)*, Jan 21, 7(5), 1903008. DOI: 10.1002/advs.201903008. [in English].
9. Reiner, T., Sorbi, R., Müller, M., Nees, T., Kretzer, JP., Rickert, M., Moradi, B. (2020). Blood metal ion release after primary total knee arthroplasty: a prospective study. *Journal of orthopaedic surgery*, Feb 5, DOI: 10.1111/os [in English].
10. Pat. 102455 Ukrainy. Biosumisnyi spлав iz nyzkym modulem pruzhnosti na osnovi systemy tsyrkonii-tytan (varianty) [Biocompatible alloy with low modulus of elasticity based on zirconium-titanium system (options)]. Opubl. 10.07.2013 [in Ukrainian].
11. Mishchenko, O., Ovchynnykov, O., Kapustian, O., Pogorielov, M. (2020). New Zr-Ti-Nb alloy for medical application: development, chemical and mechanical properties, and biocompatibility. *Materials*, Volume 13, Issue 6, DOI:10.3390/ma13061306 [in English].
12. Bohuslaiev, V.O., Kachan, O.Ya., Kalinina, N.Ye., Mozghovyi, V.F., Kalinin, V.T. (2015). Nanomaterialy i nanotekhnolohii [Nanomaterials and nanotechnology]. Zaporizhzhia: AT «Motor sich» [in Ukrainian].

Капустян Олексій Євгенович, к.т.н., доц. кафедри «Обладнання та технологія зварювального виробництва», aek@zntu.edu.ua,

тел. +38 096 256-72-60,

Овчинников Олександр Володимирович, д.т.н., зав. кафедри «Обладнання та технології зварювального виробництва», тел. +38 061 769-82-61, kafedra_otzv@zntu.edu.ua

Волчок Іван Петрович, д.т.н., проф. каф. «Композиційні матеріали, хімія та технології»,

vol-chok@gmail.com, тел. +38 067 612-55-32,
Національний університет «Запорізька політехні-
ка», вул. Жуковського, 64, м. Запоріжжя, 69063,
Україна.

Studying the possibility of application of Zr-Ti-Nb alloys instead of titanium alloy Ti-6Al-4V for products of biomedical purpose

Abstract. Problem. Titanium alloys of the VT6 type are the most widely used in medicine. However, these alloys have a number of serious disadvantages: low biochemical and biomechanical compatibility. **Goal.** The aim is development of a technology for the production of a workpiece for dental prostheses from the Zr-Ti-Nb alloy, as well as comparing its properties with those of the Ti-6Al-4V alloy under the same conditions. **Methodology.** Smelting of the Zr-Ti-Nb alloy was carried out in a vacuum arc furnace in a water-cooled copper crystallizer using a tungsten electrode. After triple remelting, the resulting ingot with a diameter of 120 mm and a height of 100 mm was used to study the chemical composition and mechanical properties of the alloy. A rod with a diameter of 6 mm was obtained from the ingots by deformation processing. **Results.** The Zr-Ti-Nb alloy has a strength level close to that of the Ti-6Al-4V alloy, the level of plastic characteristics is at the level of the Ti-6Al-4V alloy, the nature of tensile fracture of the Zr-Ti-Nb alloy is the same as that of the Ti-6Al-4V, the modulus of normal elasticity of the Zr-Ti-Nb alloy is up to 3 times lower than that of the Ti-6Al-4V alloy. **Originality.** The work provides the expanded information on the effect of deformation processing on the properties of zirconium alloys of the Zr-Ti-Nb system. **Practical value.** A technology for the production of a workpiece for dental implants from Zr-Ti-Nb alloy has been developed.

Key words: β -alloys of zirconium, titanium and niobium, manufacturing technology, modulus of elasticity.

Kapustian Oleksii, PhD, Associate Professor of the Department of Welding Technology and Equipment, tel.: +38 096 256-72-60, aek@zntu.edu.ua,

Ovchynnykov Oleksandr, Doctor of Technical Sciences, Professor, Head of the Department of Welding Technology and Equipment, tel.: +38 061 769-82-61, kafedra_otzv@zntu.edu.ua.

Volchok Ivan, Doctor of Science, Professor of the Composite Materials, Chemistry and Technology Department vol-chok@gmail.com,

tel.: +38 067 612-55-32,
Zaporizhzhia Polytechnic National University,
Zaporizhzhia, Zhukovsky str, 64, 69063,
Zaporozhye, Ukraine.

Исследование возможности применения Zr-Ti-Nb-сплавов вместо титанового сплава Ti-6Al-4V для изделий биомедицинского назначения

Аннотация. Рассмотрена возможность получения методом вакуумно-дугового переплава сплава на основе циркония для применения в медицине в качестве материалов для имплантатов. Исследована макро- и микроструктура полученного циркониевого сплава. Обеспечено качественное распределение легирующих элементов в объеме слитка и изготовленного из него прутка. Определены механические свойства и модуль нормальной упругости.

Ключевые слова: β -сплавы циркония, титана и ниобия, технология изготовления, модуль упругости.

Капустян Алексей Евгеньевич, к.т.н., доц. каф. «Оборудование и технология сварочного производства»,

тел.: +38 096 256-72-60, aek@zntu.edu.ua,

Овчинников Александр Владимирович, д.т.н., зав. каф. «Оборудование и технология сварочного производства», тел.: +38 061 769-82-61, kafedra_otzv@zntu.edu.ua.

Волчок Иван Петрович, д.т.н., проф. каф. «Композиционные материалы, химия и технологии», тел.: +38 067 612-55-32, vol-chok@gmail.com,

Национальный университет «Запорожская политехника», ул. Жуковского, 64, г. Запорожье, 69063, Украина.