

ЕЛЕКТРОННО-ПРОМЕНЕВА ПЛАВКА СПЛАВІВ ТИТАНУ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

В.О. Березос, Д.С. Ахонін

ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України. 03150, м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11. E-mail: titan.paton@gmail.com

На основі встановлених закономірностей процесів випаровування легуючих елементів і кристалізації при електронно-променевої плавці визначено режими плавки та відпрацьовано технологію одержання бездефектних та хімічно однорідних зливок перспективного титанового сплаву медичного призначення Ti-6Al-7Nb з гомогенною дрібнозернистою структурою, в якій відсутні будь-які прояви слідів зональної ліквідації. Дослідженнями мікроструктури показано, що сплав Ti-6Al-7Nb є двофазним титановим $\alpha+\beta$ -сплавом мартенситного типу, в якому на границях первинних β -зерен спостерігаються виділення прошарків α -фази товщиною 1...2 мкм, а в тілі зерна — формування пластинчастої (відманштеттової) морфології виділень α - та β -фаз, протяжність яких всередині зерен становить 10...40 мкм. Така структура забезпечує найкраще поєднання механічних характеристик сплаву, а саме — високі значення міцності (905 МПа) і пластичності (13,5 %), що відповідають вимогам міжнародних стандартів для титанових сплавів медичного призначення. Бібліогр. 20, табл. 3, рис. 12.

Ключові слова: сплави титану; електронно-променева плавка; медицина; випаровування; хімічний склад; структура; механічні властивості

Вступ. Функціональна надійність медичних імплантатів і конструкцій, що застосовуються в ортопедії, травматології, стоматології та інших галузях медицини, перш за все залежить від комплексу експлуатаційних властивостей, які проявляються матеріалом в реальних умовах його роботи в живому організмі і впливом цього матеріалу на оточуючі тканини, біологічні рідини і організм в цілому [1–4]. Сьогодні основними матеріалами, використовуваними для виготовлення імплантатів, є металеві сплави (титанові, кобальтові), нержавіючі сталі, полімери та кераміка [5]. Незважаючи на інтенсивне використання в імплантних виробках полімерів і керамічних матеріалів, металеві матеріали зберігають свою провідну роль (рис. 1). Найкращим серед сучасних металевих біоматеріалів є титан і сплави на його основі.

В сучасній медицині використовується широкий спектр титанових сплавів, різноманітних за своїм хімічним складом та механічним параметрам. У якості легуючих в них частіше усього використовуються Al, V, Mo, Mg, Cr, Si, Sn.

Однак в титанових сплавах деяку небезпеку становить ванадій. В основному медичному сплаві Ti-6Al-4V вміст токсичного ванадію становить всього 4 % за масою, в той час як в нержавіючих сталях масова концентрація токсичних нікелю і хрому (в сукупності) перевищує 30 %.

Сьогодні на заміну традиційному Ti-6Al-4V приходять нові медичні сплави — Ti-6Al-7Nb, Ti-13Nb-13Zr і Ti-12Mo-6Zr, що не містять ванадію, який спричиняє хоча й незначну, але токсичну дію на живі тканини.

Сплав Ti-6Al-7Nb (міжнародне позначення UNS R56700) — спеціальний високоміцний титановий сплав із чудовою біосумісністю для хірургічних імплантатів [6], розроблений для використання в медичних і хірургічних цілях.

Легування є одним з ефективних методів поліпшення механічних властивостей і оскільки ніобій належить до тієї ж групи, що і ванадій, звичайно діє як елемент, що стабілізує α - β (аналогічно сплаву Ti-6Al-4V). Хоча його властивості майже ідентичні Ti-6Al-4V, проте ванадій був замінений на ніобій, як β -стабілізуючий елемент, що забез-

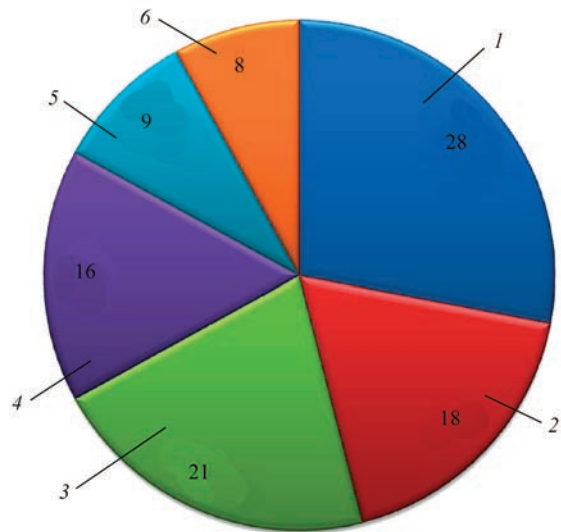


Рис. 1. Основні матеріали, що використовуються для виготовлення імплантатів, %: 1 — титанові сплави; 2 — медичні сталі; 3 — кобальтові сплави; 4 — полімери; 5 — кераміка; 6 — інші матеріали

В.О. Березос — <https://orcid.org/0000-0002-5026-7366>, Д.С. Ахонін — <https://orcid.org/0009-0000-2054-4054>

Таблиця 1. Механічні характеристики титанових сплавів

Сплав	$\sigma_{0,2}$, МПа	σ_B , МПа	σ^{-1} , МПа	E , МПа	δ , %	ψ , %
BT1-0	320	400	170	$11,1 \cdot 10^4$	25	–
Ti–6Al–4V	795	860	400	$11,5 \cdot 10^4$	10	25
Ti–6Al–7Nb	793	862	–	–	–»–	–»–
Кістка	250	–	200	$2,5 \cdot 10^4$	0,5	–

печує підвищену біосумісність [7–9]. Ti–6Al–7Nb є одним із титанових сплавів, який складається з гексагональної α -фази (стабілізованої алюмінієм) і регулярної об'ємно-центрованої β -фази (стабілізованої ніобієм). Сплав характеризується додатковими перевагами механічних властивостей, має вищу стійкість до корозії та біостійкість у порівнянні зі сплавом Ti–6Al–4V [10, 11].

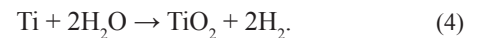
Механічні характеристики сплаву Ti–6Al–7Nb у порівнянні з іншими титановими сплавами наведено у табл. 1.

Традиційно сплав Ti–6Al–7Nb подвійно або потрійно переплавляється в умовах вакууму, щоб отримати дуже однорідний склад зливка. Зливки піддається гарячому пресуванню та обробці круглих і плоских прутків за допомогою традиційних способів обробки титанових сплавів. В останні роки проводяться дослідні роботи з одержання з титанового сплаву Ti–6Al–7Nb виробів медичного призначення за допомогою різних технологій 3D принтингу, таких як SLM та EBM [12, 13].

Титановий сплав Ti–6Al–7Nb має високу біосумісність і може застосовуватися при виготовленні пристроїв-імплантатів: штучні тазостегнові і колінні суглоби, кісткові пластини, гвинти для фіксації переломів, протези клапанів серця, кардіостимулятори та штучні серця [5, 10, 11].

Як зазначалося вище, визначальною характеристикою матеріалів медичного призначення, поряд з необхідними фізико-механічними властивостями, є їх біологічна сумісність із людським організмом. Це обумовлює необхідність застосування при отриманні таких матеріалів і виробів з них технологічних процесів, які забезпечують підвищений ступінь рафінування від шкідливих домішок (сірка, миш'як, фосфор, свинець, олово, мідь та ін.) та газів. Тому з метою широкого застосування титанових сплавів в медицині необхідно не тільки створювати нові матеріали на основі титану з більш високими експлуатаційними характеристиками, але і в подальшому вдосколювати виробництво вже існуючих титанових напівфабрикатів. Будь-які недосконалості хімічної і структурної однорідності в титанових сплавах призводять до зниження міцності і довговічності виробів. Отримання титанових сплавів пов'язано

з труднощами, зумовленими високою чутливістю титану до домішок впровадження, особливо до кисню, азоту, водню, вуглецю, і взаємодією з багатьма хімічними елементами, в результаті чого утворюються тверді розчини або хімічні сполуки. Наприклад кисень, азот і водень можуть реагувати з титаном і утворювати різні хімічні сполуки в результаті таких реакцій:



Висока активність титану призводить до протікання фізико-хімічних процесів взаємодії з газами навіть в твердому стані. Тому неметалеві включення (гідриди, нітриди, оксиди) можуть утворюватися як в процесі виплавки зливок, так і на різних етапах технологічної переробки в готову продукцію.

Крім того, однією з основних структурних недосконалостей титанових сплавів є наявність неметалевих включень [14]. Неметалеві включення в готовий виріб можуть бути внесені з шихтових матеріалів в процесі плавки, а також сформовані при термічній обробці готового виробу. Титан активно взаємодіє не тільки з газами, але й з іншими елементами, в тому числі з легуючими компонентами сплавів, тому локальне збагачення окремих обсягів зливок легуючими елементами може призводити до утворення інтерметалідних включень, наприклад, Ti_3Al , TiAl та ін.

Зараз не всі способи виробництва зливок титанових сплавів дозволяють отримати якісний метал, а при порушенні технологічного процесу виробництва сплавів титану в зливках виявляються дефекти, які знижують якість металу. Таким чином, рішення проблеми отримання якісних зливок високоміцних титанових сплавів з різних шихтових матеріалів є досить актуальним.

Сьогодні найбільш ефективно рафінування металів та сплавів реалізується під час проведення процесів їх виплавки у вакуумі. Електронно-променева плавка (ЕПП) є найбільш ефективним способом вакуумної металургії для отримання спла-

вів, в тому числі тугоплавких і високореакційних, з наднизьким вмістом газів, летких домішок і неметалевих включень. При ЕПП можливе в широких межах регулювання швидкості плавлення зливка завдяки незалежному джерелу нагріву, що, в свою чергу, дозволяє регулювати тривалість перебування металу в рідкому перегрітому стані. ЕПП є технологією, що дозволяє практично повністю забезпечити видалення тугоплавких включень високої і низької щільності [14]. Таким чином, ЕПП дозволяє значно підвищити якість злиwkів з титанових сплавів [14, 15].

Особливістю робіт із отримання матеріалів та виробів медичного призначення є те, що з використанням електронно-променевої технології можливо наряду з рафінуванням металу отримувати необхідні фізико-механічні властивості.

Однак більшість титанових сплавів має високий вміст легуючих елементів, що дещо ускладнює їх виробництво способом ЕПП, тому при виплавці злиwkів титанових сплавів медичного призначення виникає проблема забезпечення заданого хімічного складу зливка, так як плавка у відносно глибокому вакуумі сприяє виборчому випаровуванню легуючих елементів з високою пружністю пари [16, 17]. В першу чергу ця проблема стосується алюмінію, тому що у нього одне з найвищих значень пружності пари і цей елемент присутній практично у всіх титанових сплавах [14, 18]. Концентрація у зливку елементів з пружністю пари нижче пружності пари титану, в даному випадку ніобію, може навіть кілька підвищуватися.

Розрахунок технологічних режимів плавки.

Для аналізу впливу технологічних параметрів ЕПП і хімічного складу початкової шихти на хімічний склад злиwkів, що виплавляються, за допомогою математичної моделі процесів випаровування компонентів сплавів під час ЕПП [17] були визначені залежності вмісту легуючих елементів у зливку титанового сплаву Ti-6Al-7Nb діаметром 110 мм від швидкості плавки при різному хімічному складі вихідної шихти $[Al]_0$, $[Nb]_0$.

Вивчення отриманих результатів розрахунків показує, що втрати легуючих елементів на випаровування залежать від їх фізико-хімічних властивостей. Якщо вміст алюмінію в процесі плавлення зменшується (рис. 2), то вміст ніобію навпаки збільшується (рис. 3) у порівнянні з вмістом цих елементів в початковій шихті.

Така поведінка легуючих елементів в процесі плавки пояснюється тим, що пружність пари алюмінію при заданій температурі вища за пружність пари титану, тоді як пружність пари ніобію менша за пружність пари титану. Як наслідок, згідно за-

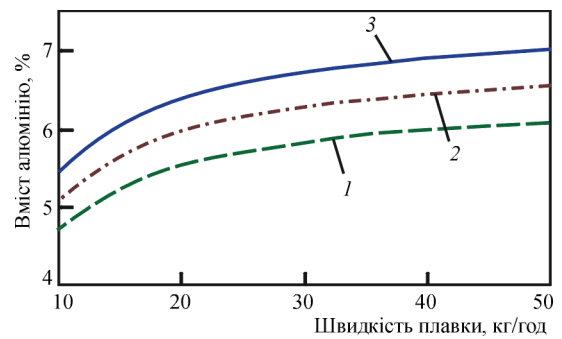


Рис. 2. Залежності вмісту алюмінію у зливку сплаву Ti-6Al-7Nb від швидкості плавки при різному вмісті алюмінію $[Al]_0$ в початковій шихті, %: 1 — 6,5; 2 — 7,0; 3 — 7,5

кону Ленгмюра [19, 20], швидкість випаровування титану менша за швидкість випаровування алюмінію та більша за швидкість випаровування ніобію. Тому концентрація алюмінію у зливку ЕПП відповідно зменшується у порівнянні з її концентрацією в початковій шихті, а концентрація ніобію — збільшується.

Для оптимізації процесу ЕПП титанового сплаву Ti-6Al-7Nb критично важливим є вивчення поведінки такого легуючого елементу, як алюміній. Це обумовлено втратами алюмінію при ЕПП та значним впливом алюмінію на структуру та механічні властивості титанових сплавів.

Залежність вмісту алюмінію у зливку ЕПП від швидкості плавки має нелінійний характер. При фіксованому складі вихідної шихти при невеликих швидкостях плавки (до 30 кг/год) втрати алюмінію на випаровування досить суттєві та сильно залежать від швидкості плавки. Так, наприклад, при вмісті алюмінію в початковій шихті 7 % зменшення швидкості плавки з 30 до 10 кг/год призводить до збільшення втрат алюмінію на випаровування з 0,72 до 1,92 %, тобто в 2,7 рази. При швидкостях плавки понад 30 кг/год втрати алюмінію на випаровування значно менші, а їх залежність від швидкості плавки доволі слабка. При збільшенні швидкості плавки з 30 до 50 кг/год втрати алю-

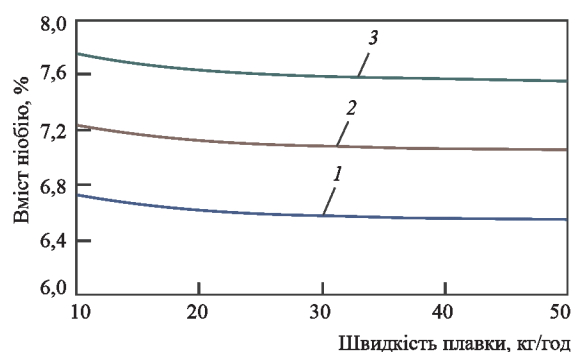


Рис. 3. Залежності вмісту ніобію у зливку сплаву Ti-6Al-7Nb від швидкості плавки при різному вмісті ніобію $[Nb]_0$ в початковій шихті, %: 1 — 6,5; 2 — 7,0; 3 — 7,5

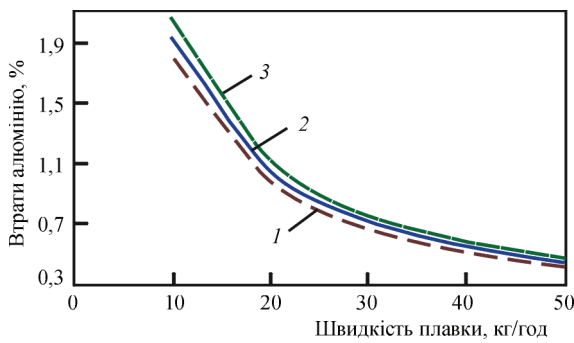


Рис. 4. Втрати алюмінію випаровуванням в залежності від швидкості плавки при різній концентрації алюмінію $[Al]_0$ в початковій шихті, %: 1 — 6,5; 2 — 7,0; 3 — 7,5

мінію на випаровування зменшуються з 0,72 до 0,45 %, тобто в 1,6 рази.

Слід зазначити, що втрати алюмінію випаровуванням сильно залежать від швидкості плавки, тобто часу знаходження титану в рідкому стані, коли алюміній інтенсивно випаровується з розплаву (рис. 4).

Незважаючи на відносно слабку залежність втрат алюмінію випаровуванням від концентрації алюмінію в початковій шихті (рис. 4), детальний аналіз залежності цих втрат від вмісту алюмінію в початковій шихті показав (рис. 5), що чим більше вміст алюмінію в початковій шихті, тим більші втрати алюмінію на випаровування.

Аналіз втрат алюмінію на випаровування на кожній стадії ЕПП (рис. 6) показав, що в залежності від швидкості плавки відносні втрати алюмінію випаровуванням складають на торці заготовки, що витрачається, приблизно 25 % від загальних втрат алюмінію в процесі ЕПП, відносні втрати алюмінію випаровуванням в проміжній ємності складають 51 % від загальних втрат алюмінію, а в кристалізаторі — близько 24 %. Такий розподіл втрат алюмінію між стадіями плавки слабо залежить від швидкості плавки і обумовлюється, в першу чергу, площею вільної поверхні розплаву на кожній стадії плавки, з якої відбувається випаровування алюмінію. Даний факт необхідно враховувати при

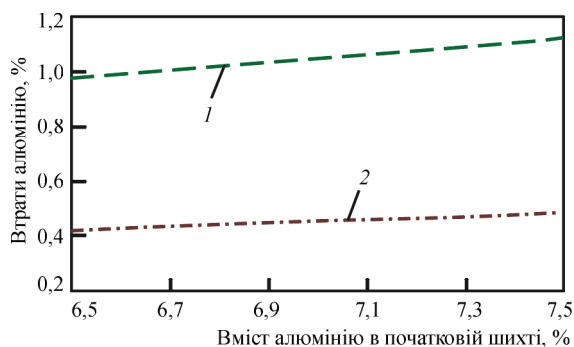


Рис. 5. Втрати алюмінію випаровуванням в залежності від вмісту алюмінію в початковій шихті при швидкості плавки, кг/год: 1 — 20; 2 — 20

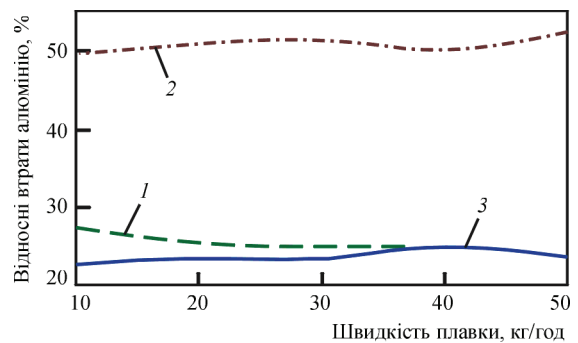


Рис. 6. Відносні втрати алюмінію випаровуванням на торці електрода (1), що витрачається, в проміжній ємності (2) та кристалізаторі (3) в залежності від швидкості плавки

проеектуванні технологічного оснащення для виплавки зливків способом ЕПП.

Проведений аналіз процесу випаровування алюмінію під час ЕПП показує, що основними чинниками, які впливають на концентрацію алюмінію у зливку ЕПП, є його вміст в початковій шихті та швидкість плавки.

За результатами проведених за математичною моделлю розрахунків встановлено, що концентрація ніобію в сплаві $Ti-6Al-7Nb$ при швидкості плавки більше 40 кг/год у зливку ЕПП практично не змінюється (див. рис. 3). Слід зазначити, що при швидкостях плавки до 30 кг/год вміст ніобію у зливку збільшується в порівнянні з їх концентрацією в вихідній шихті на 0,09...0,24 %, що пов'язано з відносно великими втратами алюмінію на випаровування при цих швидкостях плавки (див. рис. 4).

Таким чином, за результатами проведених досліджень можна зробити висновок, що для забезпечення заданого хімічного складу зливка титанового сплаву медичного призначення $Ti-6Al-7Nb$ діаметром 110 мм необхідно проводити плавку зі швидкістю 40...50 кг/год та додавати до початкової шихти алюміній в кількості на 0,5 % більше від цільового значення концентрації алюмінію у зливку.

З метою вдосконалення технології виробництва зливків сплавів титану медичного призначення в ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України були проведені роботи по виплавці зливків сплаву системи $Ti-Al-Nb$. Отримували зливки діаметром 110 мм за технологією ЕПП з проміжною ємністю і порціонною подачею рідкого металу в водоохолоджуваній кристалізатор.

Експериментальна частина досліджень. На основі досліджень процесів випаровування компонентів сплавів з розплаву у вакуумі проводили розрахунки прогнозованого хімічного складу зливків, що виплавляються, за результатами яких здійснювалося коригування складових шихткової заготовки. Легуючі компоненти з високою пруж-

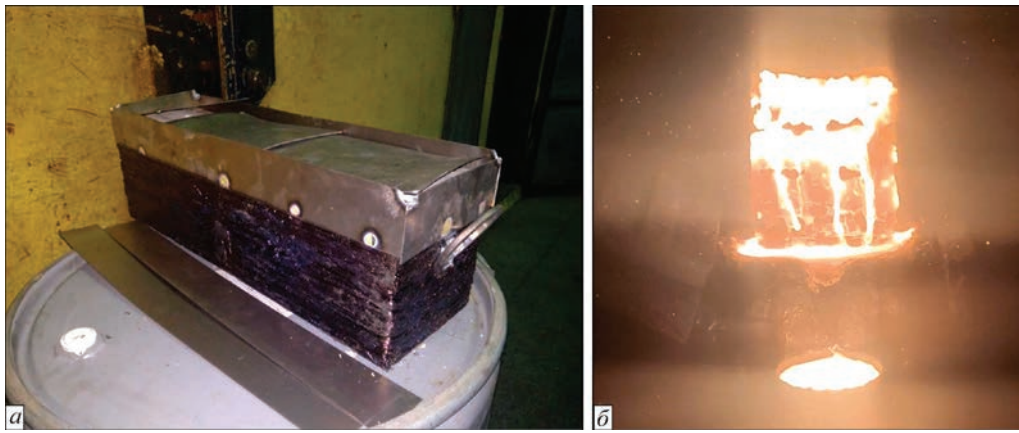


Рис. 7. Шихтова заготовка (а) і процес електронно-променевої плавки (б) зливка діаметром 110 мм титанового сплаву Ti-6Al-7Nb

Таблиця 2. Розподіл легуючих елементів і домішок по довжині зливка титанового сплаву Ti-6Al-7Nb, отриманого способом ЕПП, мас. %

Частина зливка	Al	Nb	Ta	Fe	C	H	O	N
Верхня	6,2	6,8	0,01	0,09	0,01	0,005	0,11	0,012
Середня	6,3	6,7	→→	0,10	→→	—	—	—
Нижня	6,2	→→	→→	0,08	→→	—	—	—
UNS R56700	5,6...6,6	6,5...7,5	<0,5	<0,25	<0,03	<0,05	<0,20	<0,05

ністю пари (Al) шихтувалися з урахуванням компенсації втрат на випаровування.

Шихтова заготовка являла собою попередньо одержаний з титанової губки ТГ-100 сляб з легуючими компонентами у вигляді чистого ніобію та первинного алюмінію (рис. 7).

Для проведення дослідних плавок з отримання зливків діаметром 110 мм сплаву титану Ti-6Al-7Nb використовували електронно-променеву установку УЕ-208М

В процесі плавки контролювали наступні технологічні параметри: прискорюючу напругу електронно-променевих гармат, струм променів, швидкість подачі вихідної шихти в зону плавки, швидкість витягування зливка із кристалізатора, температуру охолоджуючої води.

Чисельні значення технологічних параметрів плавки, що використовувалися при виплавці зливків діаметром 110 мм сплаву титану Ti-6Al-7Nb наступні:

швидкість плавки, кг/год	40...50
висота порцій, що одночасно заливаються в кристалізатор, мм	10
потужність в кристалізаторі, кВт	16
потужність в проміжній ємності, кВт	80

В кінці плавки проводили вивід усадки шляхом поступового зниження потужності обігріву верхнього торця зливка в кристалізаторі.

Бокова поверхня виплавлених зливків після охолодження в вакуумі до температури нижче 300 °С чиста, підвищена концентрація домішко-

вих елементів на поверхні у вигляді окисленого або альфованого шару відсутня (рис. 8). Глибина поверхневих дефектів типу гофр становить 1...3 мм, дефекти у вигляді розривів, тріщин або несплавлень відсутні.

Для оцінки якості металу отриманих зливків проводили дослідження хімічного складу зразків, відібраних по довжині зливка з верхньої, середньої та нижньої частин. Результати аналізу хімічного складу металу отриманих зливків показали, що розподіл легуючих елементів по довжині зливка рівномірний і відповідає марочному складу (табл. 2).

Приймаючи до уваги невеликі розміри зливка діаметром 110 мм сплаву титану Ti-6Al-7Nb, він був підданий механічній обробці поверхні на токарному верстаті. Поверхневий шар був видалений на глибину не більше 3 мм на сторону, торці механічно оброблені (рис. 9).

Макроструктуру зливків вивчали на поперечних темплетях, вирізаних з середини зливків. Виявлення структури проводили травленням темплетів у 15%-

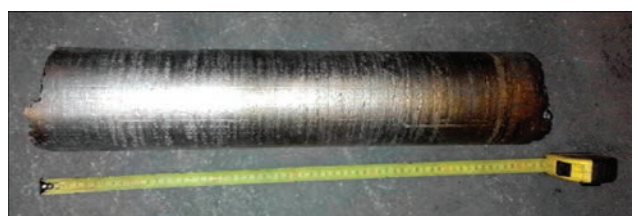


Рис. 8. Зливков діаметром 110 мм сплаву титану Ti-6Al-7Nb



Рис. 9. Механічно оброблений зливкок сплаву титану Ti-6Al-7Nb

ному розчині фтористої кислоти з додаванням 3%-ної азотної кислоти при кімнатній температурі.

Структура металу зливка щільна, однорідна, з відсутністю зон, що по різному травляться по перетину зливка (рис. 10). Істотної різниці в структурі центральної і периферійної зон зливка не спостерігалось. Дефектів у вигляді пор, раковин, тріщин, неметалевих включень та характерної для злиwkів ВДП сегрегації легуючих елементів не виявлено.

Кристалічна будова металу однакова по всій довжині зливка і характеризується кристалами за формою близькими до рівновісної. Ділянки стовбчастої структури відсутні.

Найважливішим критерієм якості злиwkів сплавів титану є відсутність в металі неметалічних включень, особливо у вигляді азотовмісних альфованих частинок або нітридів титану. При переplаві титану за технологією ЕПП з проміжною ємністю створю-

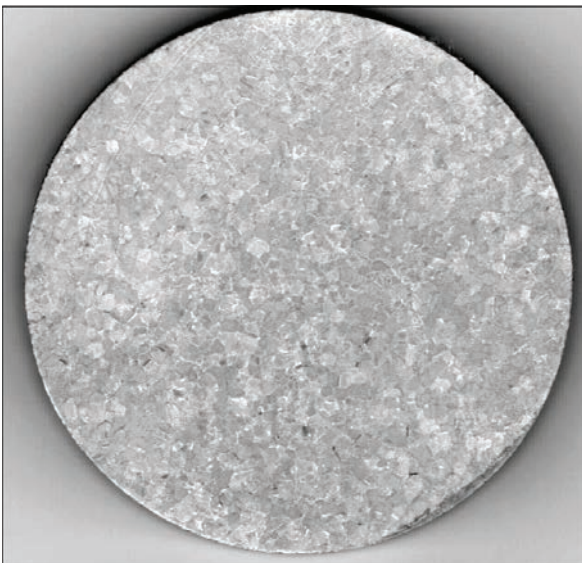


Рис. 10. Макроструктура литого металу зливка сплаву титану Ti-6Al-7Nb

ються термічні і фізико-хімічні умови, що забезпечують видалення вищевказаних включень.

Для дослідження наявності або відсутності в титанових зливках внутрішніх дефектів у вигляді неметалевих включень, а також пор і нещільностей використовували метод ультразвукової дефектоскопії. Дослідження проводили з використанням дефектоскопа ультразвукового УД4-76 відлуння-імпульсним методом при контактному варіанті контролю. Робоча частота аналізу становила 1,25 МГц, що забезпечувало максимальне співвідношення сигнал/шум. При дослідженні злиwkів спостерігалися множинні відбивання малої амплітуди. Це типowo для литого металу і є результатом відбивання сигналу від границь зерен. Проведеним аналізом не виявлено відбивань, які можна було б інтерпретувати як великі неметалеві включення, пори, усадкові раковини. На скані чітко визначалося відбивання донного імпульсу (рис. 11). В районі введення зондуючих сигналів присутні шуми, які обумовлені нещільним приляганням датчика до поверхні зливка, яке не вдається компенсувати застосуванням ущільнюючого мастила.

Таким чином, проведені дослідження показали, що в виплавлених способом ЕПП зливках діаметром 110 мм титанового сплаву Ti-6Al-7Nb відсутні нещільності, неметалеві включення розміром більше 1 мм, а також щільні скупчення більш дрібних включень.

Мікроструктуру одержаного металу досліджували за допомогою світлового мікроскопа. Загальний вигляд мікроструктури виготовленого за розробленою технологією ЕПП сплаву титану Ti-6Al-7Nb наведено на рис. 12.

Метал сплаву титану Ti-6Al-7Nb складається з рівноосних зерен розміром 100...500 мкм (рис. 12). Позитивним моментом є формування однорідної структури, в якій відсутні будь-які прояви слідів зональної ліквіації (рис. 12, а). Це свідчить про оптимальний режим отримання зливка при електронно-променевому плавленні. Границі зерен обрамлені α -оторочкою, місцями суцільною, місцями уривчастою. Товщина α -оторочки складає 0,8...3,0 мкм (рис. 12, б). Внутрішньозеренна структура металу глибинних шарів пластинчаста, складається з α -колоній різного розміру. Товщина α -пластин становить 0,8...3,0 мкм. Між пластинами розташовуються прошарки β -фази. Ширина прошарків становить 0,3...1,0 мкм.

В тілі зерна спостерігається формування пластинчастої (відманштеттової) морфології виділень α - та β -фази. Протяжність пакетів фаз всередині зерен становить 10...40 мкм (рис. 12, в).

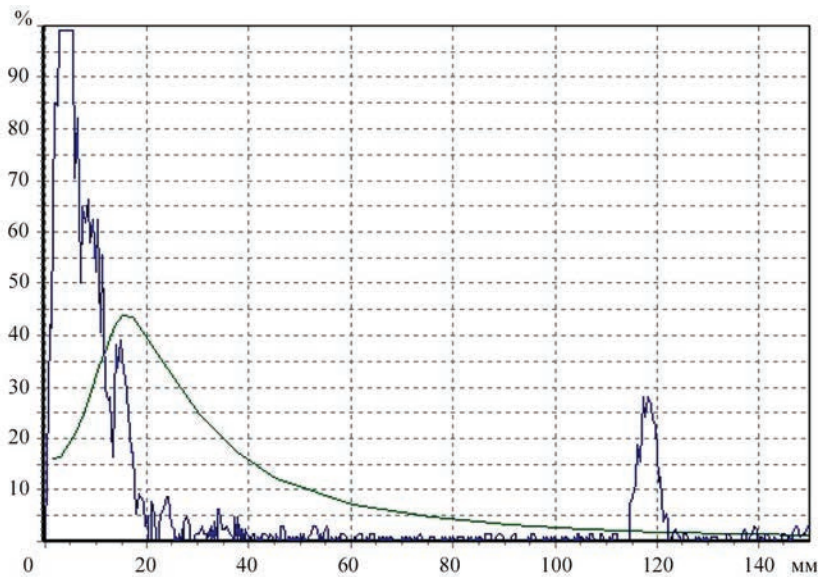


Рис. 11. Скан центральної частини зливка діаметром 110 мм

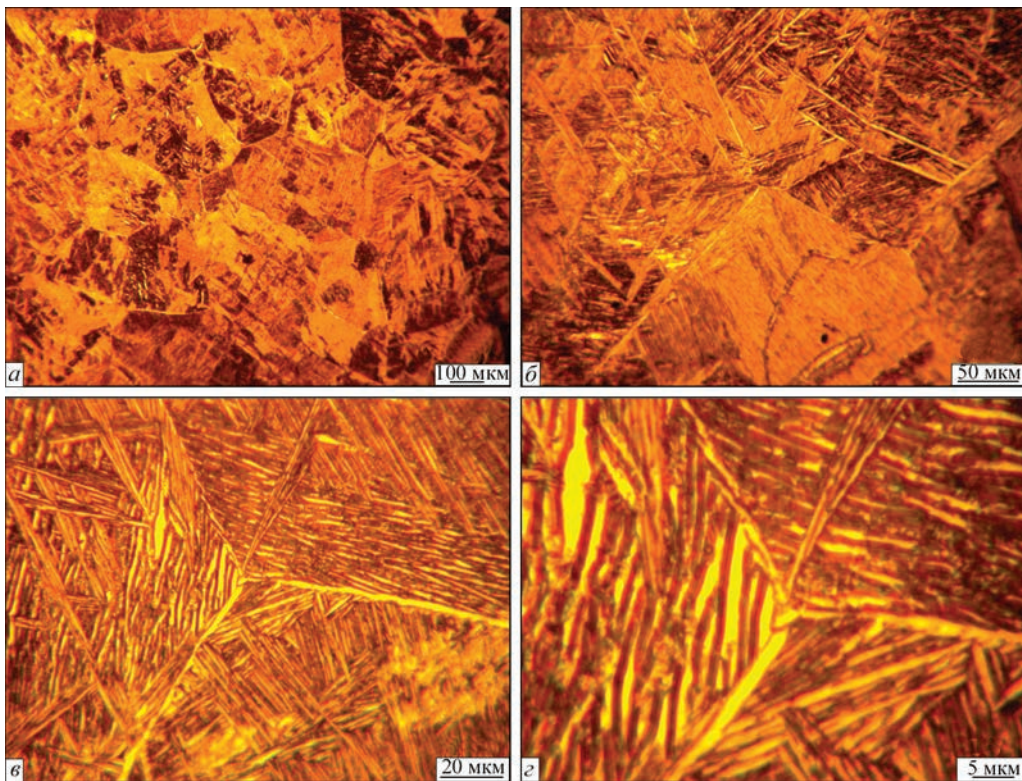


Рис. 12. Мікроструктура сплаву титану Ti-6Al-7Nb

Таким чином, дослідження мікроструктури дає підставу вважати, що сплав зазначеного вище складу є двофазним титановим $\alpha+\beta$ -сплавом мартенситного типу.

Із зливка діаметром 110 мм сплаву титану Ti-6Al-7Nb, одержаного способом ЕПП, було ви-

готовлено стандартні зразки для дослідження механічних характеристик (табл. 3).

Отримані результати свідчили про високі показники пластичності сплаву титану Ti-6Al-7Nb при збереженні показників міцності. Такі дані можна пояснити формуванням рівновісної дріб-

Таблиця 3. Механічні характеристики сплаву титану Ti-6Al-7Nb, одержаного способом ЕПП

Ti-6Al-7Nb	$\sigma_{0,2}$, МПа	σ_b , МПа	δ , %	ψ , %	KCV, Дж/см ²
ЕПП	840,8	905,1	13,5	35,8	48,8
UNS R56700	793,0	862,0	>10	>25	—

нозернистої структури в одержуваних способом ЕПП зливках. Як видно із порівняльної таблиці, значення механічних характеристик виготовлених зразків повністю відповідають вимогам міжнародного стандарту UNS R56700, що свідчить про високу якість одержуваного металу за розробленою технологією.

Таким чином, за результатами проведеної роботи розроблено технологію отримання способом ЕПП титанового сплаву медичного призначення Ti-6Al-7Nb, якість якого за хімічним складом, структурою та механічними властивостями повністю відповідає вимогам стандартів.

Висновки

1. Розроблено технологію отримання зливків діаметром 110 мм титанового сплаву медичного призначення Ti-6Al-7Nb способом електронно-променевої плавки при продуктивності процесу 40...50 кг/год та потужності електронно-променевого нагріву в кристалізаторі 16 кВт.

2. Методами математичного моделювання визначено залежності вмісту легуючих елементів у зливку титанового сплаву Ti-6Al-7Nb діаметром 110 мм від швидкості плавки при різному хімічному складі вихідної шихти і встановлено, що залежність вмісту алюмінію у зливку ЕПП від швидкості плавки має нелінійний характер: при швидкостях плавки до 20 кг/год втрати алюмінію на випаровування перевищують 1 % та сильно зростають при зменшенні швидкості плавки, тоді як при більших швидкостях плавки втрати алюмінію складають 0,5...0,7 %.

3. Визначено, що відносні втрати алюмінію випаровуванням в проміжній ємності складають близько 50 % від загальних втрат алюмінію в процесі ЕПП, а на торці заготовки, що витрачається, та в кристалізаторі — по 25 %, що обумовлено, в першу чергу, площею вільної поверхні розплаву на кожній стадії плавки.

4. Показано, що обрані режими електронно-променевої плавки забезпечують формування у сплаві титану Ti-6Al-7Nb однорідної дрібнозернистої структури з відсутніми будь-якими проявами слідів зональної ліквідації.

5. Показано, що розроблена технологія ЕПП є ефективним способом отримання зливків титанового сплаву медичного призначення Ti-6Al-7Nb з якісною поверхнею, однорідним хімічним складом і високими механічними властивостями.

Список літератури/References

1. Kawahara, H. (1992) Cytotoxicity of implantable metals and alloys. *Bull. Jpn. Inst. Met. Mater.*, **31**, 1033–1039.

2. Okazaki, Y., Ito, Y., Ito, A., Tateishi, T. (1993) Effect of alloying elements on mechanical properties of titanium alloys for medical implants. *Ibid.*, **57**, 332–337.
3. Niinomi, M. (2000) Development of high biocompatible titanium alloys. *Func. Mater.*, **20**, 36–44.
4. Mutsuo, Niinomi (2007) Titanium alloys for biomedical, dental and healthcare application. In: *Proc. of 11th World Conf. on Titanium (Kyoto, Japan 3–7 June 2007)*. The Japan Inst. of Metals, 1417–1424.
5. Robert, B. Heimann (2020) *Materials for medical application*. De Gruyter STEM. DOI: <https://doi.org/10.1515/9783110619249>
6. Fellah, Mamoun, Labaiz, Mohamed, Assala, Omar et al. (2014) Tribological behavior of Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb alloys for total hip prosthesis. *Advances in Tribology*, July, 1–13. DOI: <https://doi.org/10.1155/2014/451387>.
7. Chlebus, Edward, Kuźnicka, Bogumiła, Kurzynowski, Tomasz, Dybala, Bogdan (2011) Microstructure and mechanical behaviour of Ti-6Al-7Nb alloy produced by selective laser melting. *Materials Characterization*, **62**(5), 488–495. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2011.03.006>
8. Liu, Xuanyong, Chu, Paul K., Ding, Chuanxian (2004) Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Sci. and Eng.: R: Reports*, **47**(3), 49–121. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mser.2004.11.001>
9. López, M.F, Gutiérrez, A., Jiménez, J.A (2002) In vitro corrosion behaviour of titanium alloys without vanadium. *Electrochimica Acta*, **47**(9), 1359–1364. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0013-4686\(01\)00860-X](https://doi.org/10.1016/S0013-4686(01)00860-X)
10. Ajeel, Sami Abualnoun, Alzubaydi, Thair L., Swadi, Abdulsalam K. (2007) Influence of heat treatment conditions on microstructure of Ti-6Al-7Nb alloy as used surgical implant materials. *Eng. and Technology J.*, **25**(3), 431–442.
11. Kobayashi, E., Wang, T.J., Doi, H. et al. (1998) Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings. *J. of Materials Sci.: Materials in Medicine*, **9**(10), 567–574. DOI: <https://doi.org/10.1023/A:1008909408948>
12. Bolzoni, Leandro, Hari Babu, N., Ruiz-Navas, Elisa Maria, Gordo, Elena (2013) Comparison of microstructure and properties of Ti-6Al-7Nb alloy processed by different powder metallurgy routes. *Key Eng. Materials*, **551**, 161–179. DOI: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.551.161>
13. Oliveira, V., Chaves, R.R., Bertazzoli, R., Caram, R. (1998) Preparation and characterization of Ti-Al-Nb alloys for orthopedic implants. *Brazilian J. of Chemical Eng.*, **15**(4), 326–333. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0104-66321998000400002>
14. Paton, B.E., Trigub, N.P., Akhonin, S.V., Zhuk, G.V. (2006) *Electron beam melting of titanium*. Kyiv, Naukovan Dumka [in Russian].
15. Grechanyuk, N.I., Kulak, L.D., Kuzmenko, N.N. et al. (2017) Melting of ingots of Ti-Nb-Si-Zr system titanium alloys by the method of electron beam melting. *Suchasna Elektrometal.*, **2**, 17–20. DOI: <https://doi.org/10.15407/sem2017.02.03>
16. Akhonin, S.V., Trigub, N.P., Zamkov, V.N., Semiatin, S.L. (2003) Mathematical modeling of aluminum evaporation during electron-beam cold-hearth melting of Ti6Al4V ingots. *Metallurgy and Materials Transact. B*, **34B**, 447–454.
17. Akhonin, S.V., Severin, A.Yu., Berezov, V.A., Erokhin A.G. (2013) Mathematical modelling of evaporation processes in melting of ingots of multicomponent titanium alloys in electron beam equipment with a cold hearth. *Advances in Electrometallurgy*, **4**, 288–295.
18. Varich, I.Yu., Akhonin, S.V., Trigub, N.P., Kalinyuk, A.N. (1997) Evaporation of aluminium from titanium-based alloys

- during process of electron beam cold hearth melting. *Problemy Spets. Elektromatellurgii*, 4, 15–21 [in Russian].
19. Zhukhovitsky, A.A., Shvartsman, L.A. (1976) *Physical chemistry*. Moscow, Metallurgiya [in Russian].
20. Schiller, Z., Haising, U., Pantser, Z. (1980) *Electron beam technology*. Moscow, Energiya [in Russian].

ELECTRON BEAM MELTING OF TITANIUM ALLOYS FOR MEDICAL PURPOSES

V.O. Berezos, D.S. Akhonin

E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine.

11 Kazymyr Malevych Str., 03150, Kyiv, Ukraine. E-mail: titan.paton@gmail.com

The established regularities of the processes of alloying element evaporation and crystallization at electron beam melting were the base for determination of the melting modes and optimization of the technology of producing defect-free and chemically homogeneous ingots of a promising Ti–6Al–7Nb titanium alloy for medical purposes, having a homogeneous fine-grained structure without any traces of zonal segregation. Microstructural studies showed that Ti–6Al–7Nb alloy is a two-phase $\alpha+\beta$ titanium alloy of martensitic type, in which 1...2 mm thick precipitates of α -phase are observed on the boundaries of primary β -grains, and in the grain body formation of a platelike (widmantaetten) morphology of α - and β -phase precipitates is found, the length of which inside the grains is equal to 10...40 μm . Such a structure ensures the best combination of the alloy mechanical characteristics, namely high values of strength (905 MPa) and ductility (13.5 %), which meet the requirements of international standards for titanium alloys for medical purposes. 20 Ref., 3 Tables, 12 Figures.

Keywords: titanium alloy, electron beam melting, medicine, evaporation, chemical composition, structure, mechanical properties

Надійшла до редакції 11.04.2023

ЯК ЗАХИСТИТИ СЕБЕ ПІД ЧАС ЗВАРЮВАННЯ

Зварювання — складний та відповідальний процес, саме тому він вимагає підвищеної уваги у плані дотримання безпеки. Вільно підібране обладнання з урахуванням факторів захисту, надійності та зручності використання може значно знизити ризики та запобігти травмуванню персоналу, а також гарантувати комфортні умови праці без зниження продуктивності.

До основних загроз здоров'ю при проведенні зварювальних процесів відносять: вплив тепла, УФ-випромінювання, сильний дим і світло, а також випари, що становлять загрозу для здоров'я спеціаліста та його оточення. Через багаторазовий тривалий вплив забруднень, що містяться в повітрі, виникає більша частина професійних легеневих захворювань, а для пошкодження легень достатньо навіть одноразового такого впливу. Також зварювальники зазнають сильної втоми та професійних травм через необхідність виконувати роботи у складних просторових положеннях.

Захист для очей у фокусі уваги. Зварювальна маска та зварювальний фільтр здатні забезпечити надійний захист очей. Світлофільтри (з фільтром, що автоматично затемнюється) і пасивні світлофільтри (схвалені кольорові захисні скла) гарантують 100%-ий захист від ультрафіолетового випромінювання.

Захист легень — життєва необхідність у вирі зварювального процесу. Один з варіантів надійного захисту — маска зварювальна або маска для обличчя, що оснащена ущільненням для обличчя. У її конструкції є вентиляційна система очищення повітря, яка здатна убезпечити людину від щоденної дії канцерогенних токсичних випарів та газів. Повна респіраторна система складається з фільтру, набору шлангів та лицьової маски.

Дотримуючись певних заходів безпеки, шкідливий вплив випарів і газів можна мінімізувати шляхом:

- ◆ забезпечення вентиляції в зоні зварювання з метою відведення випарів та газів з району проведення робіт;

- ◆ використання тільки сертифікованого зварювального респіратора.

Робота в обмеженому просторі. У тому випадку, коли зварювальнику необхідно працювати в обмеженому просторі (резервуари, труби, ями) інертні гази та деякі хімічні реакції можуть викликати зменшення або витіснення кисню у робочій зоні. Завжди перед зварюванням у таких умовах слід проводити оцінку ризиків, оскільки рівень кисню у робочому просторі може впасти нижче 17 %.

Нагрів і вогонь — високий ризик опіків. Для того, щоб уникнути загоряння в робочій зоні, потрібно звільнити її від легкозаймистих матеріалів, таких як дерево або тканина. Важливо пам'ятати, що іскри та вогонь можуть поширюватись на значну відстань.

Ураження електричним струмом. Ураження електричним струмом серйозна небезпека для зварювальника, яка може спричинити важкі травми та навіть смерть. Існує кілька способів зниження ризику ураження електричним струмом під час проведення зварювальних робіт.