

ЗАСТОСУВАННЯ SLM-ТЕХНОЛОГІЇ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ДЕНТАЛЬНИХ ІМПЛАНТІВ ЗІ СПЛАВУ Ti–6Al–4V

С.В. Аджамський¹, Г.А. Кононенко^{1,2}, Р.В. Подольський^{1,2}

¹LLC «Additive Laser Technology of Ukraine». 49000, м. Дніпро, вул. Рибинська, 144. E-mail: info@alt-print.com

²Інститут чорної металургії ім. З.І. Некрасова НАН України. 49107, м. Дніпро, пл. Академіка Стародубова, 1. E-mail: office.isi@nas.gov.ua

На сьогоднішній день SLM-технологія знайшла застосування в різних галузях, в тому числі й в стоматологічній. Виготвлення дентальних імплантів за SLM має значні переваги. Метою роботи була розробка та виготовлення обладнання, відпрацювання режимів друку за технологією SLM та електрохімічного полірування дентальних імплантів з Ti–6Al–4V. В роботі використовували титановий сплав Ti–6Al–4V хімічного складу, мас. %: 6,21 Al; 4,03 V; 0,04 Fe; 0,1 C; 0,7 O; 0,02 N; Ti – база. Вихідний матеріал був досліджений за допомогою растрового електронного мікроскопа PEM-106, мікроструктура – CarlZeiss AxioVert 200M mat. Контроль ваги – аналітичні ваги АДВ-2000. Електрохімічне полірування виконували у розчині плавикової кислоти (HF), азотної кислоти (HNO₃) з гліцерином (C₃H₈O₃). Розроблено та виготовлено надкомпактний 3D-принтер Alfa-150D з розміром робочого поля 150×150×180 мм. Принтер оснащений високоточним ітербієвим лазером з повітряним охолодженням з потужністю 200 Вт. Точність позиціонування лазерного променя – 0,15 мкм. Товщина робочого шару – 20...100 мкм. Виготовлені зразки імплантів з Ti–6Al–4V за дослідними технологічними режимами: постійна потужність лазера – 195 Вт, швидкість сканування променя лазера – 1000...1200 мм/с з кроком 50 мм/с, відстань між проходами променя – 0,09...0,12 мм з кроком 0,01 мм при постійній швидкості сканування. Встановлені режими – потужність лазера 195 Вт, швидкість сканування 1000 мм/с та відстань між треками 0,12 мм забезпечують щільність металу зразків більше 99,99 %. На імплантах, виготовлених за рекомендованими режимами, дослідили вплив сили струму (0,5...2,5 А), напруги (12...20 В) та тривалості (3...6 хв) на втрату маси при електрохімічному поліруванні. З застосуванням візуального аналізу встановлено раціональні режими постобробки. Встановлено раціональні режими (сила струму 2 А, напруга 17 В) електрохімічного полірування дентальних імплантів для зниження шорсткості та при забезпеченні точності геометрії в області різьби. Встановлено залежність втрати ваги дентальних імплантів при електрохімічному поліруванні залежно від тривалості обробки. Бібліогр. 18, табл. 4, рис. 7.

Ключові слова: селективне лазерне плавлення, титановий сплав, дентальний імплант, розробка обладнання

Значного поширення в останні роки отримала технологія Selective Laser Melting (SLM) – селективного лазерного плавлення – за рахунок можливості виготовлення складнопрофільних виробів високої щільності за комп'ютерною моделлю практично з будь-яких металевих порошків (цинк, бронза, сталь, титан і титанові сплави, алюміній і алюмінієві сплави, дорогоцінні метали та ін.)

За допомогою селективного лазерного плавлення можна створити унікальні складнопрофільні вироби без використання великої кількості дорогої оснастки і практично без відходів матеріалу. На сьогоднішній день технологія селективного лазерного плавлення знайшла застосування в різних галузях, в тому числі й в стоматологічній.

Традиційне виготовлення зубних протезів, коронок, мостів, яке виконується по зліпкам зубів, відходить в минуле. Воно займає багато часу, пов'язане з неприємними відчуттями і дискомфортом при знятті зліпків традиційним шляхом. Робота зубних техніків вельми трудомістка і займає багато часу, щоб отримати хороший результат. Унікальну форму кожного зуба відповідно до індивідуальних потреб пацієнта дуже важко відтворити за допомогою ручного виготовлення або

фрезерного верстата. Крім того, в технології фрезерування в ході обробки монолітного блоку матеріалу до 90 % йде в стружку.

Сучасні клініки поступово переходять на 3D-технології, які стають незамінними в стоматології і протезуванні. Для отримання моделі імпланту в цифровому варіанті потрібно провести лише 3D-сканування зубної порожнини пацієнта. А створення самого виробу при адитивному виробництві відбувається шар за шаром, шляхом додавання порції матеріалу відповідно до заданої моделі. Використовувані матеріали являють собою не монолітний блок як при фрезеруванні, а металевий порошок. При цьому 98 % невикористаного в побудові порошку використовується вдруге при виготовленні нових партій виробів. Тобто фактично це безвідходне виробництво. Використання сучасних технологій дозволяє збільшити обсяги виробництва без збільшення кількості персоналу.

Але найголовніше, що крім економії часу і витрат сучасні 3D-принтери гарантують високу точність і якість готових виробів. Металеві адитивні технології виробництва, такі як SLM і DMLS, особливо ефективні при створенні унікальних металевих деталей, які не виробляються серійно, але які

С.В. Аджамський – <https://orcid.org/0000-0002-6095-8646>, Г.А. Кононенко – <https://orcid.org/0000-0001-7446-4105>,

Р.В. Подольський – <https://orcid.org/0000-0002-0288-0641>

© С.В. Аджамський, Г.А. Кононенко, Р.В. Подольський, 2021

повністю функціональні і отримані в короткі терміни. Для друку в стоматології застосовують в основному технологію селективного лазерного плавлення (SLM), яка забезпечує найменшу пористість металу виробів шляхом послідовного сплаву шарів металевих порошків за допомогою лазера. При заповненні робочої камери інертним газом створюється безкисневе середовище (безокисне), що дозволяє використовувати всі види матеріалів, включаючи кобальт-хромові сплави, титан і багато інших.

У компанії ТОВ «ALT Україна» є досвід створення 3D-принтерів, що дозволяють створювати деталі за SLM-технологією, які використовуються в таких високовідповідальних галузях як авіа- та ракетобудування, прецизійне машинобудування [1–3].

Виробництво імплантів з титанових сплавів медичного призначення з застосуванням адитивних технологій має наступні переваги: забезпечення оптимальної пористості поверхні у вигляді губчастої структури з рекомендованими параметрами для інтенсивного остеосинтезу і остеointegraції; формування перехідних поверхонь з заданою геометрією і шорсткістю, тим самим створюючи всі умови, що перешкоджають проникненню інфекції в зоні контакту з м'якими тканинами і шкірою пацієнта; формування всередині імпланту каналів складної форми для внутрішньої доставки лікарських препаратів, а також тонкостінних елементів; формування різьби з будь-яким профілем, в тому числі зі змінним діаметром і кроком; створення приєднувальних поверхней для швидкозмінних абатментів [4].

Таким чином, розробка обладнання та його вітчизняне виробництво, відпрацювання режимів SLM-технології для виготовлення високоякісних металовиробів стоматологічного призначення є актуальним завданням.

Стан розроблення питання. Сплав Ti-6Al-4V (відомі аналоги – BT6, Grade 5) широко використовується в області адитивних технологій для виготовлення імплантів. Цей сплав є інертним по відношенню до біологічного середовища [5, 6]. Титанова матриця деталі вступає в комплексну взаємодію з тканинами, включаючи механічну, електрохімічну, теплову, гідродинамічну [7, 8].

Даний сплав має низькі значення модуля пружності (табл. 1), що дає можливість отримання пористих, губчастих, сітчастих структур матеріалів, наближених до властивостей кісткової тканини людини [9].

Деталі, виготовлені способом адитивного виробництва, можуть мати інші механічні властивості в порівнянні з деталлю, виготовленою традиційним способом виробництва. Різна поведінка

може бути пояснена відмінностями в мікроструктурі [11].

Одним із поширених способів постобробки деталей, виготовлених за SLM-технологією, є електрохімічне полірування [12, 13]. За допомогою процесу електрохімічного полірування досягається точність деталі, в даному випадку різьби для розміщення імпланту в щелепій кістці.

Для виготовлення стоматологічних виробів використовуються малі 3D-принтери, які мають розміри платформи для побудови менше ніж 150×150×150 мм. Зазвичай невеликі машини мають відносно невелику потужність лазера <200 Вт і швидкість нарощування. Однак машини цієї категорії мають відносно малу площу променя в фокусі (35...50 мкм), і завдяки цьому, мають кращу роздільну здатність, менші відхилення від розмірів, більш високу якість поверхні та деталізацію деталей. У роботах [14, 15] наведено перелік дослідницьких та наукових машин та моделей для реалізації технології селективного лазерного плавлення.

Метою роботи було розробка та виготовлення обладнання, відпрацювання режимів друку за технологією SLM та електрохімічного полірування дентальних імплантів з Ti-6Al-4V.

Матеріал і методика досліджень. Для матеріалів медичного призначення надважливим питанням є співвідношення біосумісності, стійкості до корозії і міцності. Для виготовлення дентальних імплантів в роботі використовували титановий сплав Ti-6Al-4V хімічного складу, мас. %: 6,21 Al; 4,03 V; 0,04 Fe; 0,1 C; 0,7 O; 0,02 N; Ti – база. Вихідний матеріал був досліджений за допомогою растрового електронного мікроскопа PEM-106 (рис. 1, а) для визначення форми і розмірів частинок. На рис. 1, б наведено результати аналізу.

Дослідження мікроструктури проводилися на оптичних мікроскопах Olympus Tokyo та CarlZeiss AxioVert 200M mat. Дослідження щільності зразків проводилось мікроструктурним методом за допомогою програмного забезпечення Atlas та його стандартного модулю Threshold з визначенням відсотку площі, яку займають дефекти.

Застосування сучасних технологій адитивного виробництва дозволяє не тільки виготовляти імпланти максимально наближені до індивідуальних параметрів пацієнта (рис. 2, а), одночасно виготовляти велику кількість імплантів з різною геометрією (рис. 2, б), досягати високі значення механічних властивостей завдяки унікальній структурі, яка формується при високих швидкостях охолодження у малих ваннах розплаву, але й

Таблиця 1. Механічні властивості титанового сплаву і кістки [10]

Матеріал	$\sigma_{0,2}$, МПа	$\sigma_{\text{в}}$, МПа	$\sigma_{\text{т}}$, МПа	$E \cdot 10^{-4}$, МПа	δ , %	Ψ , %
Ti-6Al-4V	795	860	400	11,5	10	25
Кістка	250	-	200	2,5	0,5	-

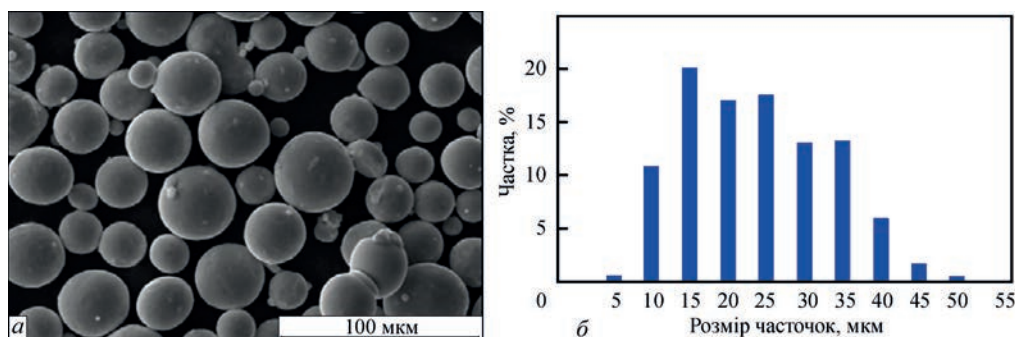


Рис. 1. Частинки вихідного матеріалу Ti-6Al-4V ($\times 500$) (а) та результати гранулометричного аналізу (б)

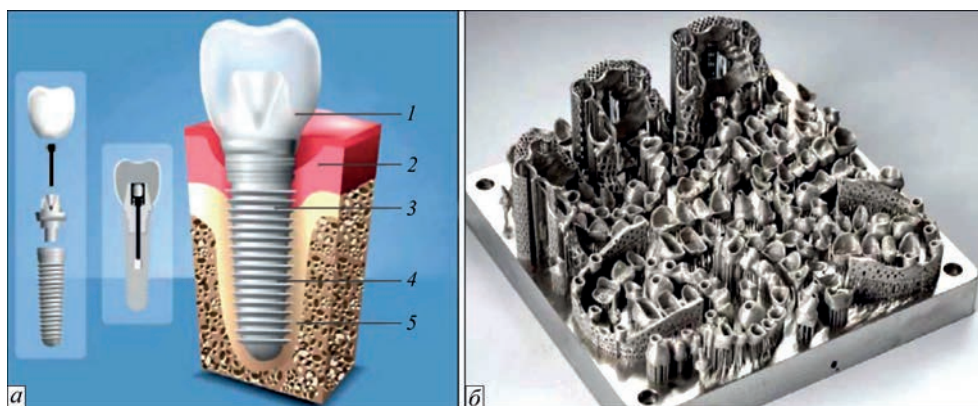


Рис. 2. Схематичне зображення дентального імпланту (а): 1 – коронка; 2 – десна; 3 – зубний імплант; 4 – корінь зуба; 5 – щелепна кістка [16], одночасно виготовлені імпланти на платформі (б)

покращувати остеointegraцію завдяки розвиненій поверхні між верхівками різьби.

Друк зразків проводився на 3D-принтері Alfa-150D виробництва компанії ТОВ «АЛТ Україна». Електрохімполірування проводилось у розчині плавикової кислоти (HF), азотної кислоти (HNO₃) з гліцерином (C₃H₈O₃). Контроль ваги проводився за допомогою аналітичних ваг АДВ-2000.

Результати досліджень. Розроблено та виготовлено надкомпактний 3D-принтер (габаритні розміри: 730×700×1818 мм; вага 450 кг) оновленої моделі Alfa-150D з розміром камери робочого поля 150×150×180 мм (рис. 3). Це дозволяє його розміщувати навіть у малогабаритному приміщенні. Принтер оснащений одиночною оптичною системою, застосовано високоточний волоконний (ітербієвий) лазер з безперервним випромінюванням та повітряним охолодженням з номінальною оптичною потужністю 200 Вт та діаметром фокусної плями 45 мкм. Товщина шару складає від 20 до 100 мкм, точність позиціонування лазерного променя 0,15 мкм, витрата інертного газу (аргон) під час друку – до 3 л/хв.

Також як переваги 3D-принтера Alfa-150D можна відзначити:

- камера побудови з можливістю підготовки процесу друку та розпакування готових виробів без використання додаткових засобів індивідуального захисту;

- система регенерації фільтрів, яка дозволяє провести процедуру самоочищення фільтруючих

елементів, значно знижує витрати та необхідність заміни газових фільтрів;

- підтримка інертного середовища і мінімальний вміст кисню в камері побудови, ізоляція порошку в подавальному бункері від зовнішнього середовища для запобігання окисленню є особливо важливими для виготовлення виробів медичного призначення;

- вбудована промислова відеокамера для здійснення безперервного моніторингу процесу побудови й архівації даних з високою роздільною здатністю знімків.

Були виготовлені зразки імплантів за технологією SLM з порошку титанового сплаву Ti-6Al-4V за дослідними технологічними режимами: постійна потужність лазера 195 Вт, швидкість сканування променя лазера змінювалась від 1000 до 1200 мм/с з кроком 50 мм/с, відстань між проходами променя змінювалась від 0,09 до 0,12 мм з кроком 0,01 мм при постійній швидкості сканування (табл. 2), використовували захисний газ – аргон.

Дослідження мікроструктури основного тіла



Рис. 3. Загальний вигляд 3D-принтера Alfa-150 D

Таблиця 2. Дослідні режими SLM технології при друку з порошку титанового сплаву Ti-6Al-4V та щільність металу зразків

Номер зразка	Швидкість сканування, мм/с	Інтервал між проходами променю, мм	Щільність металу, %
1	1000	0,09	99,85
2		0,10	99,92
3		0,11	99,95
4		0,12	99,99
5	1050	0,09	99,88
6		0,10	99,93
7		0,11	99,98
8	1100	0,12	99,95
9		0,09	99,91
10		0,10	99,95
11		0,11	99,99
12	1150	0,12	99,93
13		0,09	99,92
14		0,10	99,98
15		0,11	99,95
16	1200	0,12	99,88
17		0,09	99,94
18		0,10	99,99
19		0,11	99,3
20		0,12	99,82

зразків показали, що їх середня щільність складає 99,9 % (табл. 2, 3).

Були обрані раціональні режими, які дозволяють виготовляти деталі зі сплаву Ti-6Al-4V за SLM-технологією з високою щільністю металу, за якими були виготовлені імпланти з розвиненою поверхнею між верхівками різьби згідно моделі, наданої замовником.

Важливим етапом виготовлення дентальних імплантів є постобробка їх поверхні. Зазвичай застосовують піскоструминну обробку та електрохімічне травлення або полірування. При дослідженні імплантів світових виробників [17, 18] встановлено, що застосування піскоструминної обробки призводить до наявності залишків оксиду кремнію на поверхні імпланту, що може негативно вплинути на остеоінтеграцію і утворення кісткової тканини.

В роботі було проведено відпрацювання режимів електрохімполірування виробів зі сплаву Ti-6Al-4V. Дослідні режими представлені на ідеальній вольт-амперній кривій (рис. 4) та в табл. 4.

Таблиця 3. Мікроструктура (×100) сплаву Ti-6Al-4V при виготовленні за SLM-технологією з застосуванням дослідних режимів

Швидкість сканування, мм	Інтервал між проходами променю лазера, мм			
	0,09	0,10	0,11	0,12
1000				
1050				
1100				
1150				
1200				

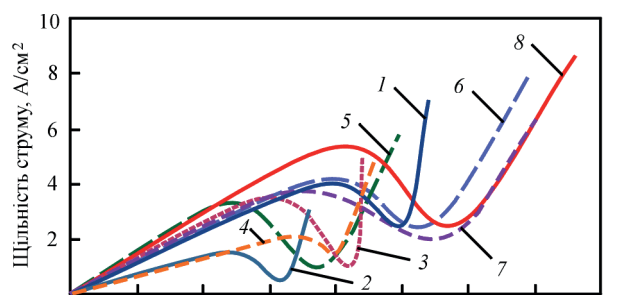


Рис. 4. Вольт-амперні криві дослідних зразків: 1 – 4; 2 – 2-2; 3 – 4-2; 4 – 5-2; 6 – 3-2; 7 – 6-1; 8 – 4-1

Таблиця 4. Режими електрохімічного полірування зразків

Маркування зразків	Сила струму, А	Напруга, В
4	2,5	19
4-2	1,0	15
3-1	1,0	12
6-1	2,0	17
2-2	0,5	12
5-2	1,5	17
3-2	2,0	19
4-1	2,5	20

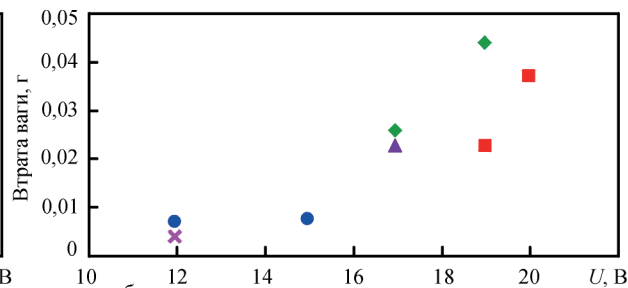
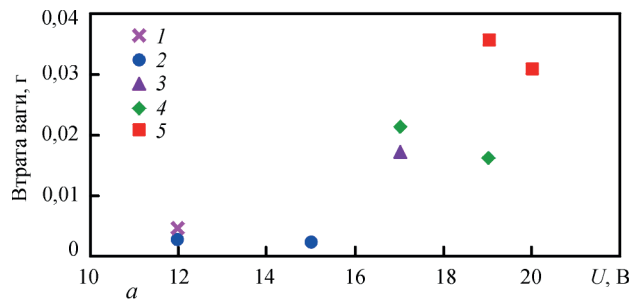


Рис. 5. Втрата ваги дентальних імплантів при дослідних режимах електрохімічного полірування: а – через 3 хв; б – через 6: 1 – сила струму 0,5 А; 2 – 1,0; 3 – 1,5; 4 – 2,0; 5 – 2,5

Виходячи з результатів аналізу вольт-амперної кривої встановлено, що зони з оптимальними умовами полірування були на зразках 6-1, 4-1 та 3-2. За даними режимами було отримано стабільну зону оптимальних умов електрохімічного полірування, дана зона утворилась в діапазоні напруги від 25 до 30 В, з діапазоном сили струму від 2,0 до 2,5 А. Зразки, що були піддані електрохімічному поліруванню при параметрах сили струму від 0,5 до 1,0 А мають невелику зону стабільності з швидким переходом до зони пазирькового кипіння, в результаті якого утворювалась точкова корозія матеріалу з наступним невеликим руйнуванням різби імпланту.

Особливістю SLM-технології є наявність порошку, який контактує з треками контуру виробу. В результаті часточки порошку вплаваються в граничні об'єми металу поблизу зовнішньої поверхні. В роботі було проведено контроль втрати ваги зразків з метою визначення раціональних режимів електрохімічного полірування для прибирання часточок без руйнування основної деталі (рис. 5–7).

На підставі отриманих даних втрати ваги від напруги при змінній силі струму були побудовані графіки, з яких видно, що найбільша інтенсивність втрати ваги після 3 хв електрохімічного полірування відбувається при силі струму 2,5 А та напрузі 20 В, а при 6 хв в діапазоні сили струму 2,0...2,5 А та напрузі 19...21 В (рис. 5).

Встановлено, що збільшення тривалості полірування з 3 до 6 хв призводить до деякого збільшення втрати ваги (рис. 6). При малій напрузі – 12 В – при збільшенні тривалості процесу відбувається незначна зміна маси імпланту, що свідчить про те, що процес полірування відбувається за нераціональним режимом, оксидна плівка на поверхні стає

перепоною для перебігу процесу полірування. Зі збільшенням напруги різниця втрати ваги після 3 і після 6 хв збільшується. Застосовувана сила струму відповідає режимам, наведеним у табл. 4.

Було проведено візуальний аналіз даних імплантів (рис. 7). Можна бачити, що при режимах: сила струму 1 А та напруга 12 В (зразок 3-1) після 3 хв полірування на поверхні залишилась значна кількість вплавлених часточок, відсутній металевий блиск, що свідчить про високу шорсткість. Після полірування протягом 6 хв шорсткість зменшилась, але все ще залишилась достатньо високою, при цьому утворилась оксидна плівка синього кольору.

При поліруванні за режимами 2 А та 17 В (наприклад, зразок 6-1) через 3 хв обробки імплант має помірний металевий блиск, поверхня різби не містить великої кількості вплавлених часточок, геометрія виробу має високу точність. При збільшенні тривалості полірування відбувається надмірне стравлювання різби поблизу верхівки імпланту. Оскільки ця ділянка має меншу площу поверхні, то поблизу неї найбільш інтенсивно проходять всі процеси.

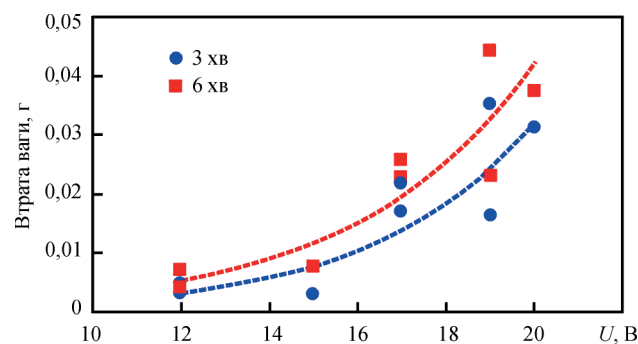


Рис. 6. Втрата ваги дентальних імплантів при електрохімічному поліруванні залежно від тривалості обробки

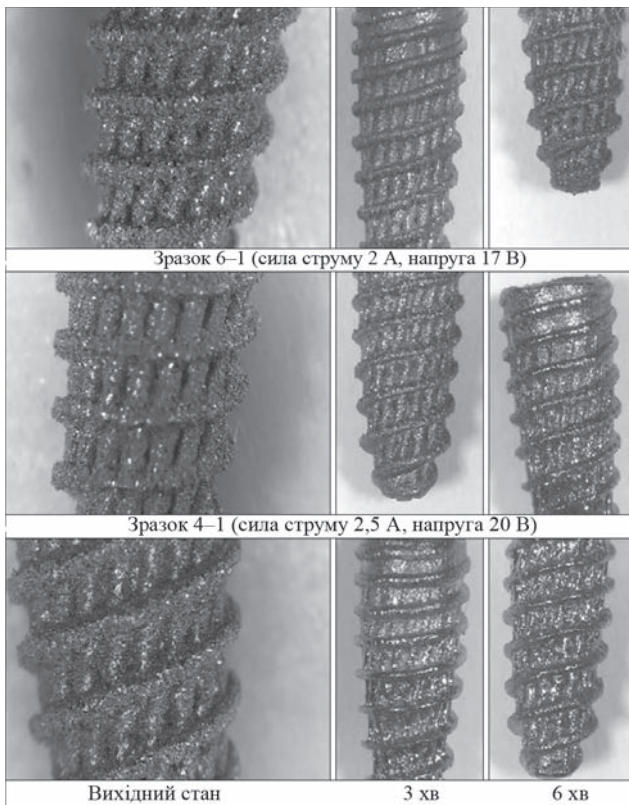


Рис. 7. Зміна вигляду зразків після електрохімічного полірування за дослідними режимами

Застосування режимів 2,5 А та 20 В (наприклад, зразок 4-1) вже після 3 хв полірування призводить до втрати геометрії різьби, а після 6 хв цей ефект підсилюється.

За результатами аналізу отриманих даних було встановлено раціональні режими електрохімічного полірування дентальних імплантів, при якому процес проходить стабільно та ефективно: сила струму 2 А, напруга 17 В, тривалість 3 хв.

Висновки

1. Розроблено та виготовлено сучасне прогресивне обладнання вітчизняним виробником для реалізації технології селективного лазерного плавлення для застосування у стоматологічній галузі: 3D-принтер Alfa-150D виробництва компанії ТОВ «АЛТ Україна».

2. Експериментально визначено технологічні режими виготовлення дентальних імплантів зі сплаву Ti-6Al-4V за технологією селективного лазерного плавлення, що дозволяють досягти щільності 99,99 %: потужність лазера 195 Вт, швидкість сканування 1000 мм/с, відстань між треками 0,12 мм.

3. На основі побудованих реальних вольт-амперних кривих та експериментальних досліджень встановлено раціональний режим (сила струму 2 А, напруга 17 В) електрохімічного полірування дентальних імплантів для зниження шорсткості при забезпеченні точності геометрії в області різьби.

4. Встановлено залежність втрати ваги дентальних імплантів при електрохімічному поліруванні

залежно від режимів обробки. Показано, що закономірність втрати ваги зі збільшенням напруги має нелінійний характер. Для різного часу витримки в електроліті дослідних зразків ця закономірність має близький характер, при цьому збільшення тривалості призводить до більшої втрати ваги.

Список літератури

- Аджамський С.В., Кононенко Г.А., Подольський Р.В. (2020) Вплив технологічних параметрів SLM-процесу на пористість металовиробів. *Автоматичне зварювання*, **10**, 14–20. DOI: <https://doi.org/10.37434/as2020.10.03>
- Аджамський С.В., Кононенко А.А., Подольський Р.В. (2020) Перспективи применения аддитивных технологий в авиа- и ракетостроении. *Авиационно-космическая техника и технология*, **7**(167), 59–65. DOI: <https://doi.org/10.32620/akt.2020.7.09>]
- S.V. Adzhamsky, H.A. Kononenko, R.V. Podolskyi (2021) Analysis of Structure After Heat Treatment of Inconel 718 Heat-Resistant Alloys Made by SLM-Technology. *Metallofiz. Noveishie Tekhnol.*, **43**, **7**, 909–924 [in Ukrainian] DOI: <https://doi.org/10.15407/mfint.43.07.0909>
- (2021) *Additive Laser Technology: Медицина* [Електронний ресурс]. Additive Laser Technology. <https://alt-print.com/uk/medicine>
- Лукьянченко В.В., Малясова М.Г. (2010) Металлы в имплантологии. *Ортопедия, травматология и протезирование*, **3**, 130–132.
- Розенберг О.А., Шейкин С.Е., Сохань С.В. (2010) Перспективы применения технической чистого титана для имплантов костной хирургии. *Нові матеріали і технології в машинобудуванні*, **2**, 50–54.
- Долгалева А.А., Святослав Д.С., Путь В.А. и др. (2019) Морфологическая оценка остеоинтеграции при замещении дефекта нижней челюсти имплантатами, изготовленными с применением аддитивных технологий. Экспериментальное исследование. *Медицинский алфавит. Серия «Стоматология»*, **Т. 1**, **5**(380), 63–68.
- Василюк В. П., Штраубе Г. И., Четвертных В. А. (2013) Использование аддитивных технологий при восстановлении дефектов лицевого скелета. *Пермский медицинский журнал*, **Т. 30**, **3**, 60–65.
- Храпов Д., Сурменева М.А. (2019) Исследование механических свойств композита на основе сетчатого скэффолда, полученного из сплава Ti-6Al-4V методом аддитивных технологий, и поликапролактона. *Перспективы развития фундаментальных наук: сб. науч. тр. XVI Международ. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых, г. Томск, 23–26 апреля 2019 г. в 7 т.* Томск, Изд-во ТПУ. Т. 1: Физика, сс. 346–248.
- Топольский В.Ф., Ахонин С.В., Григоренко Г.М., Петриченко И.К. (2012) Разработка новых титановых биосовместимых сплавов для медицинского применения. *Современная электрометаллургия*, **1**, 106, 22–25.
- Kahlin, M. (2017) Fatigue performance of additive manufactured ti6al4v in aerospace applications //15: *Licentiate Thesis*, 1775, P.71.
- Аджамський С.В., Кононенко Г.А., Подольський Р.В., Бадюк С.І. (2021) Дослідження ефективності електрохімічного полірування зразків змінного перерізу з різною шорсткістю зі сталі AISI 316L, виготовлених за технологією SLM. *Авіаційно-космічна техніка і технологія*, **2**, 170, 66–73. DOI: <https://doi.org/10.32620/akt.2021.2.08>
- Łyczkowska-Widłak, E., Lochyński, P., Nawrat, G. (2020) Electrochemical Polishing of Austenitic Stainless Steels. *Materials*, **13**, **11**, article id: 2557, 25 p. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma13112557>
- Аджамський С.В., Кононенко Г.А., Подольський Р.В. (2021) Досвід застосування регулювання діаметра фокусної плями променя лазера для підвищення продуктивності СЛП-процесу. *Автоматичне зварювання*, **5**, 21–27. DOI: <https://doi.org/10.37434/as2021.05.01>
- Khorasani, A., Gibson, I., Kozhuthala, J. Veetil, Ghasemi, A.H. (2020) A review of technological improvements in laser-based powder bed fusion of metal printers. *Int. J. Adv. anuf Technol.*, **108**, 191–209.

16. (2019) Periodontal Associate LLC. *Same-Day Dental Implants* [Електронний ресурс]. Periodontal Associate LLC. Periodontal Associate. <https://www.periodontalassociatesnj.com/dentistry/dental-implants/same-day-dental-implants>.
17. Гурін П.А., Скорик Н.А. (2018) Сравнительный морфологический и химический анализ поверхности винтовых дентальных имплантатов систем AnyOne (Южная Корея), Biohorizons (США) и UNO (Израиль), Radix-Oston (Беларусь) и Radix-Balance (Беларусь). *Зб. наук. праць співробітників НМАПО імені П.Л. Шупика. Нац. мед. акад. післядиплом. освіти ім. П.Л. Шупика МОЗ України*; Вороненко Ю.В. (ред.). Київ, сс. 133–156.
18. Edwards, P., Ramulu, M. (2014) Fatigue performance evaluation of selective laser melted Ti–6Al–4V. *Materials Science and Engineering: A* 598, 327–337.
9. Khrapov, D., Surmeneva, M.A. (2019) Study of mechanical properties of composite based on mash scaffold made of Ti–6Al–4V alloy using the method of additive technologies and polycaprolactone. In: *Proc. of 16th Int. Conf. of Students, Graduate Students and Young Scientists on Prospects of Fundamental Sciences Development (Tomsk, 23–26 April, 2019)*. Tomsk, TPU, Vol.1: Physics, 346–248.
10. Topolsky, V.F., Akhonin, S.V., Grigorenko, G.M., Petrichenko, I.K. (2012) Development of new titanium bio-compatible alloys for medical application. *Sovrem. Elektrometall.*, **1**, 106, 22–25 [in Russian].
11. Kahlin, M. (2017) *Fatigue performance of additive manufactured Ti6Al4V in aerospace applications. 15: Licentiate Thesis*, 1775, 71.
12. Adjamskiy, S.V., Kononenko, G.A., Podolskiy, R.V., Badyuk, S.I. (2021) Examination of efficiency of electrochemical polishing of variable cross-section samples with different rigidity from AISI 316L steel made using SLM technology. *Aviats.-Kosmich. Tekhnika i Tekhnologiya*, **2**(170), 66–73 [in Ukrainian]. DOI: <https://doi.org/10.32620/akt.2021.2.08>
13. Lyczkowska-Widłak, E., Lochyński, P., Nawrat, G. (2020) Electrochemical polishing of austenitic stainless steels. *Materials*, **13**(11), article id: 2557, DOI: <https://doi.org/10.3390/ma13112557>
14. Adjamskiy, S.V., Kononenko, G.A., Podolskiy, R.V. (2021) Improving the efficiency of the SLM-process by adjusting the focal spot diameter of the laser beam. *The Paton Welding J.*, **5**, 18–23. DOI: <https://doi.org/10.37434/as2021.05.01>
15. Khorasani, A., Gibson, I., Kozhuthala, J. Veetil, Ghasemi, A.H. (2020) A review of technological improvements in laser-based powder bed fusion of metal printers. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, **108**, 191–209.
16. (2019) Periodontal Associate LLC. *Same-Day Dental Implants*. Periodontal Associate LLC. Periodontal Associate. <https://www.periodontalassociatesnj.com/dentistry/dental-implants/same-day-dental-implants>.
17. Gurin, P.A., Skorik, N.A. (2018) Comparative morphological and chemical analysis of surface of helical dental implants of AnyOne system (South Korea), Biohorizons (USA) and INO (Israel), Radix-Oston (Belarus) and Radix-Balance (Belarus). *Transact. of NMAPO, Ukraine*. Ed. by Yu.V. Voronenkov. Kyiv, 133–156 [in Ukrainian].
18. Edwards, P., Ramulu, M. (2014) Fatigue performance evaluation of selective laser melted Ti–6Al–4V. *Mater. Sci. and Engineering: A* 598, 327–337.

References

APPLICATION OF SLM-TECHNOLOGY FOR MANUFACTURE OF DENTAL IMPLANTS FROM Ti – 6Al – 4V ALLOY

S.V. Adjamskiy¹, G.A. Kononenko^{1,2}, R.V. Podolskiy^{1,2}

¹LLC «Additive Laser Technology of Ukraine». 49000, Dnipro, Str. Rybinska, 144. E-mail: info@alt-print.com

²Institute of Ferrous Metallurgy. Z.I. Nekrasova National Academy of Sciences of Ukraine. 49000, Dnipro, Sq. Academician Starodubov, 1. E-mail: office.isi@nas.gov.ua

Nowadays, SLM-technology has found application in various fields, including dental. The manufacture of dental implants by SLM has significant advantages. The aim of the work was the development and manufacture of equipment, practicing printing modes on SLM technology and electrochemical polishing of dental implants with Ti–6Al–4V. The titanium Ti – 6Al – 4V alloy of the chemical composition, wt. %: 6.21 Al; 4.03 V; 0.04 Fe; 0.1 C; 0.7 O; 0.02 N; Ti – base. The source material was examined using a scanning electron microscope REM-106 and microstructure was examined by CarlZeiss AxioVert 200M mat. The weight control was performed by the analytical scales ADV-2000. Electrochemical polishing was performed in a solution of hydrofluoric acid (HF), nitric acid (HNO₃) with glycerol (C₃H₈O₃). The ultra-compact 3D printer Alfa-150D with a working field size of 150 × 150 × 180 mm was designed and manufactured. The printer is equipped with a high-precision ytterbium laser with air cooling of 200 W power. The positioning accuracy of the laser beam is 0.15 μm. The thickness of the working layer is 20...100 μm. The samples of implants from Ti – 6Al – 4V were made according to experimental technological modes: constant laser power – 195 W, laser beam scanning speed – 1000...1200 mm/s with a step of 50 mm/s, distance between beam passages – 0.09...0.12 mm with a step of 0.01 mm at a constant scanning speed. The set modes: laser power is 195 W, scanning speed is 1000 mm/s and distance between tracks is 0.12 mm provide the density of metal samples of more than 99.99%. On the implants manufactured according to the recommended modes, the effect of current strength (0.5...2.5 A), voltage (12...20 V) and duration (3...6 min) on mass loss during electrochemical polishing was investigated. Rational modes of post-treatment were established with the use of visual analysis. Rational modes (current 2 A, voltage 17 V) of electrochemical polishing of dental implants for reduction of roughness and during maintenance of accuracy of geometry in the field of a carving are established. The dependence of weight loss of dental implants during electrochemical polishing depending on the duration of treatment was established. 18 Ref., 4 Tabl., 7 Fig.

Keywords: selective laser melting, titanium alloy, dental implant, equipment development

Надійшла до редакції 17.09.201