

Література

1. Prakash S., Mercy J. L., Palanikumar K., Putti Venkata Siva Teja, Mohamed Shaqir Tanvir. Empirical Modeling of Roughness Parameters in Drilling Composites – A Response Surface Approach. *Materials Today: Proceedings*. 2019. Vol. 16, N 2. P. 1117–1123.
2. Девин Л.Н. Прогнозирование работоспособности металлорежущего инструмента. К.: Наукова думка, 1992. .131с.
3. Девин Л.Н., Сулима А.Г. Применение пакета Power Graph для исследования процесса резания. *Промышленные измерения, контроль, автоматизация, диагностика (ПуКАД)*. 2008. № 3. С. 24–26.
4. Tsao C. C., Kuo K. L., Hsu I. C. Evaluation of a novel approach to a delamination factor after drilling composite laminates using a core–saw drill. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2012. Vol. 59, N 5. 617–622.

Надійшла 27.07.23

References

1. Prakash S., Mercy J. L., Palanikumar K., et al. (2019). Empirical Modeling of Roughness Parameters in Drilling Composites – A Response Surface Approach. *Materials Today: Proceedings*, 16(2), 1117–1123.
2. Devin, L.N. Prohnozirovanie rabotosposobnosti metallorazhushcheho instrumenta. *Naukova dumka* [in Russian].
3. Tsao, C. C., Kuo, K. L., & Hsu, I. C. (2012). Evaluation of a novel approach to a delamination factor after drilling composite laminates using a core–saw drill. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 59(5), 617–622.

УДК 621.791.72

DOI: 10.33839/2708-731X-24-1-321-331

М.Ю. Єфіменко, аспірант¹; **М.О. Цисар**, **І.М. Клочков**, **С.І. Мотруніч**, **О.А. Каток**²,
А.М. Бабак, **Я.Б. Головенько**¹, кандидати технічних наук

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», пр. Перемоги 37, 03056 м. Київ, e-mail: maks.efimenko.9925@gmail.com

²Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, вул. Казимира Малевича 11, 03680, М. Київ, e-mail: ts_maxim@ukr.net

ЗАЛЕЖНІСТЬ ШОРСТКОСТІ ПОВЕРХНІ SLM 3D ДРУКОВАНИХ ІМПЛАНТАТІВ НА ОСНОВІ ПОРОШКУ Ti-6Al-4V ВІД ТИПУ ОБРОБКИ

Через військові дії на території України питання металевих та керамічних імплантатів стало дуже актуальним, а вимоги до їх якості суттєво зросли. Наукові дослідження у цій сфері показали, що ефективність хірургічного втручання значною мірою залежить від біосумісності імплантату та організму людини, що в свою чергу значною мірою залежить від морфології поверхні останнього. Невідповідна підготовка поверхні імплантату може призводити до відторгнення із ймовірністю 13...15%, а пов'язано це із обмеженою кількістю методів підготовки відповідних поверхонь. Отримані результати експериментального дослідження методів обробки показали їх повну придатність згідно міжнародних стандартів, хоча деякі з них не регламентовані міжнародними фірмами-виробниками приладів для 3D друку. Експериментально підтверджено, що деякі методи підготовки, що

складаються лише з якоїсь однієї дії, можуть бути достатніми. Встановлено, що шорсткість поверхні змінюється в межах 0,5...2 мкм, а розмір гранул піску при піскоструменевій обробці суттєво не впливає на шорсткість поверхні. Показано, що є додаткові методи обробки поверхні, які можуть збільшити успіх при проведенні операцій та в процесі післяопераційної реабілітації.

Ключові слова: 3D друк, SLM, Ti-6Al-4V, морфологія поверхні, шорсткість, остеointегративні властивості, імплантат.

Вступ

Хірургічні імплантати різного типу – металеві та керамічні, з різними покриттями чи без них – в широкому спектрі використовуються в стоматології. Менш розповсюдженими та більш вартісними є суглобні імплантати. Проте останнім часом у зв'язку із військовим станом в Україні виникла необхідність в черепно-лицьових імплантатах, щелепних імплантатах, спроможних замінити частину щелепи, кісткових імплантатах, спроможних замінити частини кістки, або повністю частину скелету.

Титанові сплави та виготовлені на їх основі металокерамічні композиції досі залишаються найефективнішими матеріалами для створення імплантатів та інших медичних виробів. З точки зору біосумісності для імплантатів, що тривало працюють в живому організмі, перевага за використанням чистого титану, який, на відміну від своїх сплавів, не містить шкідливих для живого організму легуючих добавок, має високу пластичність, але недостатні характеристики циклічної довговічності. Для поліпшення властивостей поверхневих шарів титану та покращення біоінертних особливостей використовуються методи формування додаткових покриттів, одним з яких є метод електрохімічного оксидування. При цьому останнім часом поряд з розробкою складу покриттів, їх мікро- та макроструктури, все більша увага приділяється морфології поверхні [1].

Імплантат є стороннім тілом, і коли він потрапляє в організм людини, організм намагається позбутись його природнім шляхом, що призводить до відповідних ускладнень. Згідно статистичних даних по цивільних операціях, що проводяться на суглобах, наприклад, шийці стегна, необхідність повторної операції сягає 39%, повторне встановлення дентального імплантату при терміні використання 4–5 років сягає 10% [1–3]. З одного боку, на такі ускладнення будуть впливати персональні властивості організму людини, що піддається операції; ці фактори можна тільки враховувати, коригувати їх чи якісно змінювати дуже важко, а іноді і неможливо. З іншого боку, позитивний результат операції залежить від біологічних та біомеханічних властивостей імплантатів. До біологічних властивостей відносять хімічний склад та якість поверхні [4], а до біомеханічних – модуль пружності та границю міцності.

Біологічні властивості будуть впливати на зону розділення кістка-імплантат; це так звані остеointегративні властивості, які згідно [139] залежать від виду матеріалу та якості його поверхні. Для поліпшення цих властивостей використовують додаткові покриття, які можуть значно підвищити остеointеграцію імплантату [5, 6]. Поверхня не повинна бути максимально гладкою, оскільки шорсткість суттєво впливає на процеси формування кісткових клітин на поверхні [7, 8]. Чим більша вільна поверхня, тим буде більша площа контакту і тим більше буде взаємопроникнення; це так званий вплив на процес остеointеграції протезу за рахунок покращення поверхні матеріалу, а також зміни хімічного складу імплантату [9-11]. З іншого боку, величина шорсткості обмежується забрудненням тканин металами імплантату, що може призвести до деградації кісткової тканини в цілому [9]. Наявність стороннього тіла в кістці не буде впливати локально, вона буде впливати на весь орган у цілому [12]; тому необхідно враховувати той факт, що імплантати піддаються процесам електрохімічної корозії та

механічного зносу, їх складові потрапляють в оточуючі тканини та кровотоком розносяться по всьому організму [13]. Тобто, хімічний склад та якість матеріалу імплантату підвищують шанс на стабільну роботу майже на 25%, що робить питання методів обробки поверхні досить вагомим вкладом у вирішення проблеми.

В ряді робіт автори називають причиною ускладнень біомеханічні властивості і пов'язують розвиток гіпермобільності імплантату та локальні зміни кісткової тканин з явищем стресового зміщення [14]. З точки зору механіки, стресове зміщення – це невідповідність між модулями пружності імплантату та кісткової тканини, яка його оточує. Для вирівнювання механічної відповідності при невисокому модулі пружності кістка-імплантат відбувається перерозподіл кісткової тканини та нарощування додаткової маси в процесі ремоделювання і формоутворення органу [4]. Це справедливо і навпаки: імплантат, виготовлений з матеріалу, що має високий модуль пружності, буде приймати на себе більшу частину навантаження, що призведе до втрати кісткової маси навколо нього. Є аналогічні роботи, пов'язані із значенням границі міцності на розтяг.

Окремою практично-прикладною задачею є дослідження циклічної втоми матеріалів, що використовуються для виготовлення імплантатів. Згідно досліджень, колінний суглоб виконує біля 1 млн рухів за рік; що стосується зубних протезів, це число в рази більше [1].

Незважаючи на широкий спектр задач, поставлених перед дослідниками-матеріалознавцями, в рамках даної статті ми будемо розглядати тільки шорсткість поверхні. Згідно *ISO 21534-2013*, є відповідні вимоги до якості поверхні в залежності від сфери застосування [15]. В розділах 5.2–5.6 цього стандарту зазначено вимоги до якості поверхні, що залежать від геометрії форми імплантату, а також типу матеріалу, наприклад: метал, кераміка, надмолекулярний поліетилен (НМПЕ). Так, згідно цих пунктів, значення параметру шорсткості R_a повинно бути в межах 0,05–2 мкм. Шорсткість поверхні потрібно вимірювати згідно методів, встановлених *ISO 4287-2021*. Згідно пункту 8.2 цього стандарту, ми маємо обмежену кількість засобів для отримання поверхонь такої якості. Так, наприклад, абразивні матеріали та додаткові засоби при обробці металевих та керамічних імплантатів не повинні містити залізо.

Обмежена кількість публікацій та обміну досвідом в цьому напрямку, на жаль, відіграє погану роль для подальшого розвитку цього напрямку. Однак ми сподіваємось, що ця публікація стане лише першим кроком з серії публікацій в цьому напрямку.

Дослідні зразки

Для друку використовували порошок Ti-6Al-4V. До порошоків для адитивного друку, згідно *ASTM F2792* [16], висувають особливі вимоги, однією з котрих є сферична форма часток, що сприяє максимально компактному укладанню шару та полегшує процес спікання електронним чи лазерним променем. Зображення часток порошку Ti-6Al-4V наведено на рис. 1, а, б.

Друк здійснювався на принтері Concept Laser M2 від американської фірми General Electric Additive. Забір матеріалу з контейнеру подачі матеріалу здійснюється пошарово, товщина одного шару насипного матеріалу складає 50 мкм. Вирівнювання по висоті та видалення надлишку матеріалу здійснюється гумовим лезом. Таким чином, важливим фактором, крім форми, є розмір часток порошку. Розподіл за гранулометричним складом наведено на рис. 1, в. Для кращого зчеплення шарів між собою кожен наступний шар друкується у взаємно перпендикулярному напрямку до попереднього. Деякі моделі Concept Laser M2 мають попередньо установлену функцію корегування друку за даними лазерного сканування попередньо сформованого шару. Таке корегування необхідне для поліпшення зв'язку між шарами та підвищення щільності друкованого матеріалу.

Традиційне лиття титану має ряд несприятливих факторів, які існують для цього металу, а саме: розплавлений титан є дуже хімічно активним і взаємодіє із газами атмосфери, матеріалами тигля та форми. В нашому випадку ці фактори не впливають на якість, оскільки 3D друк не потребує форм, а сам процес друку відбувається в середовищі інертного газу аргону.

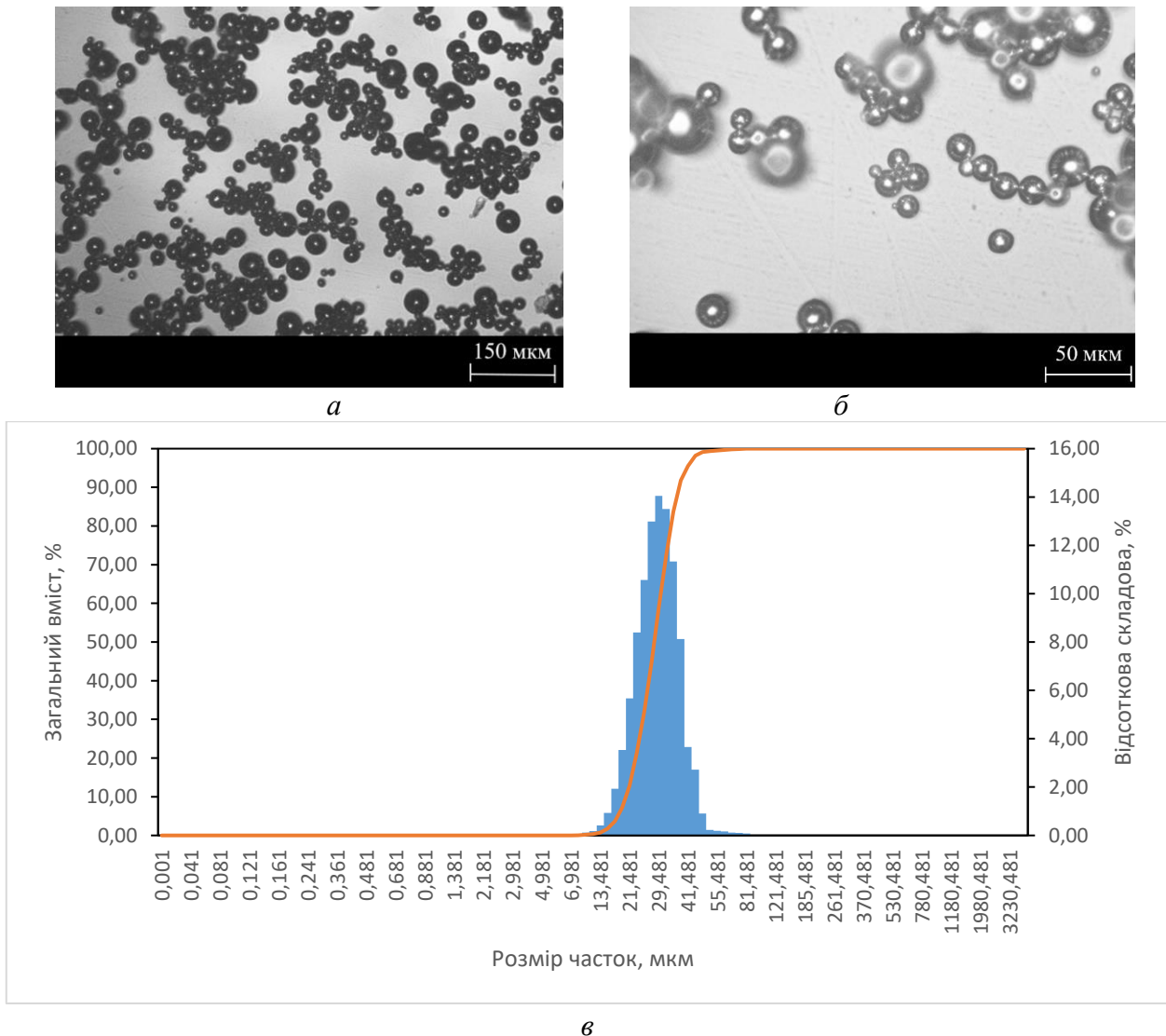


Рис. 1. Порошок Ti-6Al-4V, що використовувався для друку: а – зображення із збільшенням $\times 100$, б – зображення із збільшенням $\times 200$, в – гранулометричний склад

В якості дослідних зразків були використані надруковані призми до та після термічної обробки, поверхні після електроерозійної різки цих призм, а також реальні хірургічні імплантати загальною кількістю дев'ять зразків, частину яких представлено на рис. 2. Самі поверхні дослідних зразків в якості призм, що попередньо не оброблялись, візуально інтересу не представляють; однак зазначимо, що поверхня зразку, необробленого термічно, вкрита шаром вихідного порошку, тоді як на поверхні термообробленого зразку вони не спостерігаються.

Поверхня, отримана внаслідок електроерозійної різки, для вихідного та термообробленого зразків візуально фактично не відрізняється. Після різання поверхня

додатково не оброблювалась механічно та не піддавалась травленню агресивними реагентами. Профілограми для цих поверхонь будуть наведені нижче.

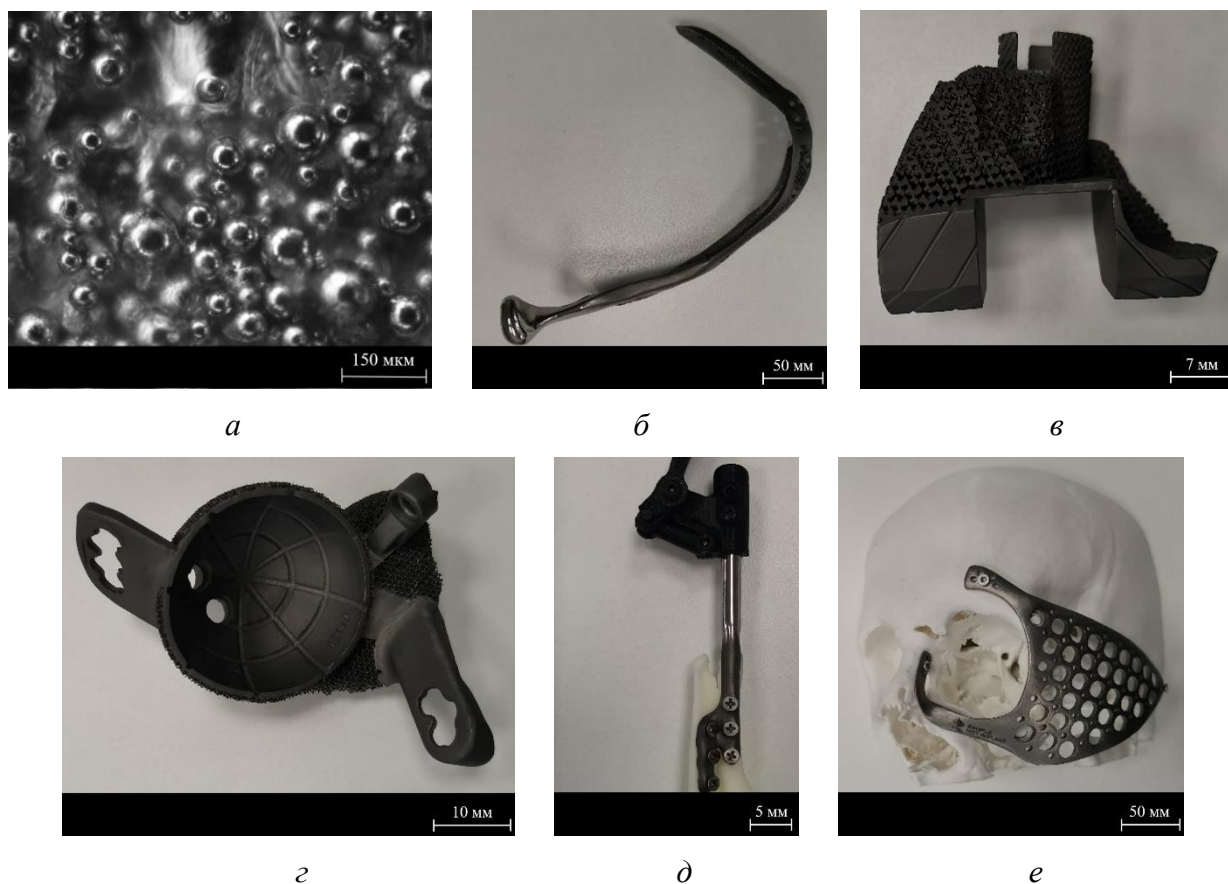


Рис. 2. Зображення дослідних зразків: а – поверхня призматичного зразку до термічної обробки, б – частина нижньої щелепи із суглобом, в – частина колінного суглобу, г – частина стегнового суглобу, д – ендопротез, е – частина лицевого імплантату

Дослідні зразки з першого по четвертий – це призми квадратного поперечного перетину. Зображення поверхні надрукованого дослідного зразку без додаткової обробки наведено на рис. 2, а. Як можна побачити, на поверхні залишаються вплавлені поокремі сферичні частини порошку.

Імплантат – частина нижньої щелепи із суглобом, представлений на рис. 2, б, підданий комплексній багатостадійній обробці. Даний виріб друкується з урахуванням товщини шару, що знімається механічно за допомогою абразивного каменю марка шліф зерна 25А, зернистість ДСТУ/FEPA P40/F46, при швидкості 35000 об./хв. Після цього проводиться послідовне шліфування шкурками на паперовій основі P200–P1000. Полірування проводиться в два етапи. На першому здійснюється полірування з використанням валику на байковій основі пастою *Volax Finish* синього кольору гравером *drimel*, із кутовою швидкістю 10000 об./хв. На другому полірування виконується пастою *Pasta GOI200WHITE* з використанням валику на фетровій основі гравером *drimel*, із кутовою швидкістю 15000 об./хв.

Другий імплантат представляє собою частину колінного суглобу, нижньої його частини, що представлено на рис. 2, в. Після друку імплантат піддається термічній обробці при 800°C. Робочі поверхні доводять до заданої геометрії за допомогою абразивного каменю марка

шліф зерна 25А, зернистість ДСТУ/ІСО Р40/ІСО, при швидкості 35000 об./хв. Фінішною обробкою є піскоструменева з використанням гранатового піску фірми *Klebrig* розмір зерна mesh 80 при тиску 9 атмосфер на приладі ТМ «Клебріг».

Імплантат культового суглобу стегнової кістки представлено на рис. 2, г. Даний імплантат також піддається термічній обробці при 800°C. Шорсткість визначалась в зоні гвинтового кріплення до кістки. Дана ділянка не піддається шліфуванню, поліруванню чи якимось іншим методам обробки, крім піскоструменевої на приладі ТМ «Клебріг» з використанням гранатового піску фірми *Klebrig* розмір зерна mesh 80 при тиску 9 атмосфер.

Четвертий зразок представляє собою складну конструкцію, що представлено на рис. 2, д – це ендопротез передньої кінцівки тварини із вставками з НМПЕ. Циліндрична форма заготовки досягається механічно за допомогою абразивного каменю марка шліф зерна 25А, зернистість ДСТУ/ІСО Р40/ІСО, при швидкості 35000 об./хв. Після цього переходять до етапу двостадійного полірування. Спочатку здійснюється полірування з використанням валику на байковій основі пастою *Volax Finish* синього кольору гравером *drimel*, із кутовою швидкістю 10000 об./хв. Фінішна обробка виконується пастою *Pasta GOI200WHITE* з використанням валику на фетровій основі гравером *drimel*, із кутовою швидкістю 15000 об./хв.

Останній зразок – це черепно-лицьовий імплантат на рис. 2, е. Поверхня повинна бути достатньо шорсткою для достатньої адгезивної взаємодії імплантат-шкіра. Обробляються такі імплантати сумішшю кварцового піску різної зернистості mesh 150...200 на приладі ТМ «Клебріг» при тиску 6 атмосфер.

Узагальнюючи інформацію по обробці кожного із зразків, наведемо короткі відомості за цими даними в табл. 1.

Таблиця 1. Загальні відомості по типах обробки для дослідних зразків

№	Назва зразку	Тип обробки	Примітка
1	Призма вихідна	Без обробки	-
2	Призма термооброблена	Термічна обробка при 800°C	Одностадійна
3	Призма вихідна	Електроерозійна різка	Одностадійна
4	Призма термооброблена	Термічна обробка, електроерозійна різка	Комплексна
5	Щелепний імплантат	Доводка, двостадійне шліфування, двостадійне полірування	Комплексна
6	Колінний імплантат	Доводка, термічна обробка, піскоструменева обробка	Комплексна
7	Стегновий імплантат	Термічна обробка, піскоструменева обробка	Комплексна
8	Ендопротез кінцівки	Доводка, двостадійне полірування	Комплексна
9	Лицевий імплантат	Піскоструменева обробка	Одностадійна

Як можна побачити з табл. 1, фактично вся фінішна обробка, що задана виробниками обладнання для 3D друку, зводиться до полірування та піскоструменевої обробки. Навіть термічна обробка, не зазначена у штатних документах по фінішній обробці, викликала конфлікт інтересів, пов'язаний із відповідальністю при передчасній відмові імплантату. Хоча

в спеціальній медичній літературі цей спектр набагато ширший, кожен наступний крок необхідно не тільки підтвердити теоретично, а й провести крізь численні клінічні випробування.

Результати вимірювань та аналіз

У вступній частині статті відмічалось, що морфологія поверхні, на думку хірургів, є одним з ключових факторів успішної операції по встановленню імплантатів. Кількісну оцінку морфології поверхні можливо здійснити лише за параметрами шорсткості поверхні. Незважаючи на те, що в міжнародному стандарті зазначено лише один параметр якості обробленої поверхні R_a , в якості оціночних величин було обрано: R_a , R_z , R_t . Отримання профілю поверхні та відповідних значень шорсткості здійснювалось на цифровому профілометрі *JD520* від фірми *JITAIKEYI*. Профілограми для вихідного зразку та зразків після різних типів оброблювання наведені на рис. 3.

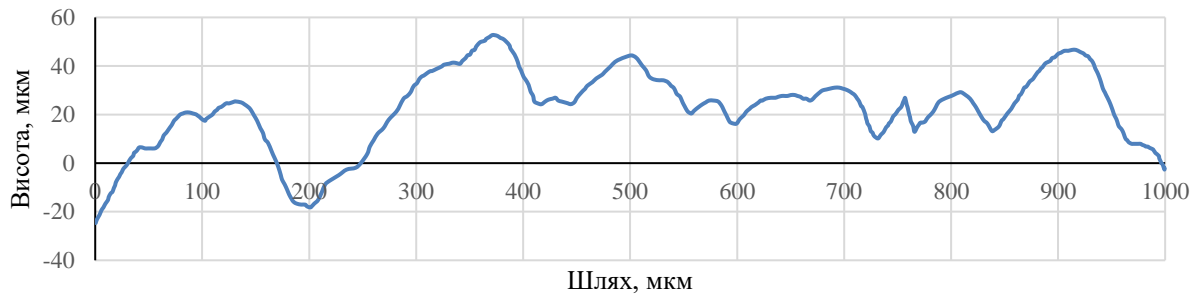
На рис. 3 наведено обмежену кількість профілів, оскільки профіль для вихідного (див. рис. 3, а) та термообробленого зразків фактично ідентичний. Аналогічна ситуація і із профілями, отриманими на зрізах, сформованих внаслідок електроерозійної різки, тому наведено тільки профіль для вихідного зразку (див. рис. 3, б). Значення відповідних параметрів шорсткості для всіх випадків наведено в табл. 2.

Поверхні, сформовані на різних виробках внаслідок піскоструменевої обробки гранатовим та кварцовим піском, також мають аналогічні профілі, що мало відрізняються. Тому нами наведено лише профіль поверхні, сформованої внаслідок обробки гранатовим піском без додаткової підготовки на стегновому імплантаті (див. рис. 3, в). Відповідні параметри шорсткості для всіх випадків наведено в табл. 2.

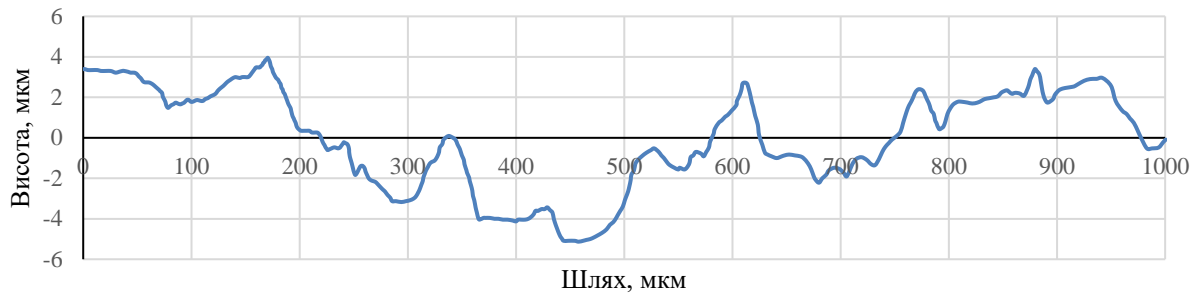
Таблиця 2. Значення параметрів шорсткості для дослідних зразків

№	Назва зразку	R_a , мкм	R_z , мкм	R_t , мкм
1	Призма вихідна	13,893	80,896	87,858
2	Призма термооброблена	13,980	82,939	89,455
3	Призма вихідна	2,398	18,420	19,898
4	Призма термооброблена	2,630	17,902	24,188
5	Щелепний імплантат	0,424	2,673	6,837
6	Колінний імплантат	1,383	8,148	10,279
7	Стегновий імплантат	0,814	5,950	12,589
8	Ендопротез кінцівки	0,544	3,371	9,902
9	Лицевий імплантат	0,940	6,073	9,430

Профілі поверхонь для щелепного імплантату та ендопротезу кінцівки фактично не відрізняються між собою. Перевагу було надано імплантату, що використовується в організмі людини (див. рис. 3, г). Відповідні значення шорсткості для обох випадків наведено в табл. 2. Як видно з даних таблиці 2, фактично всі методи обробки поверхні дають шорсткість в межах, зазначених в стандарті ISO 21534-2013. Величина нерівностей в результаті обробки зменшується в 6–12 разів. Слід зазначити, що тільки в окремих випадках товщина шару під механічну обробку сягає 1 мм; в більшості випадків максимальна товщина шару, який знімається – 80–100 мкм, що лише вдвічі більше за максимальний перепад висот профілю вихідного зразку.



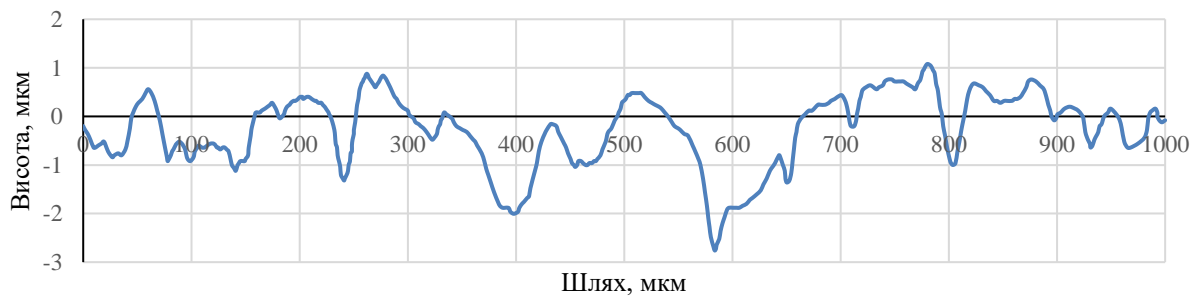
а



б



в



г

Рис. 3. Профілограми зразків, надрукованих SLM методом з нанопорошку $Ti-6Al-4V$: а) вихідний, б) електроерозійна різка, в) піскоструменева обробка гранатовим піском, г) полірування.

Висновки

Як можна побачити, для сплаву Ti-6Al-4V існує обмежений спектр обробок, що пов'язано із вимогами виробників пристроїв для 3D друку. Такі обмеження призводять до відторгнення імплантатів із ймовірністю 13-15%, що в порівнянні із зубними протезами 3-5% – досить високий показник. Останнім часом для підвищення біосумісності та збільшення площі контакту почали проводити обробку поверхні киснем та азотом, що разом з попередньою термічною обробкою збільшує відсоток шансів на успіх. Крім того, є ряд робіт, пов'язаних із створенням пористих поверхневих структур за рахунок впливу агресивних реагентів, які за формою поверхні нагадують кістку. Дуже цікавим є також аспект термохімічного та електрохімічного полірування титанових поверхонь, що на даний момент є малодослідженим. Активна участь медичної академії наук та військово-медичної академії наук найближчим часом дозволить скоротити час на впровадження новітніх розробок, що так потрібні українським військовим в умовах ведення військових дій.

Висловлюємо подяку фірмі 3D-metaltech та їх директору Головенько Ярославу Борисовичу за надання дослідних матеріалів та плідну співпрацю.

М.У. Efimenko¹, М.О. Tsysar², І.М. Klochko², S.I. Motrunich², О.А. Katok², А.М. Babak¹, Y.B. Golovenko¹

¹*National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute. Igor Sikorsky», Ukraine*

²*E.O. Paton Electric Welding Institute of the National Academy of Sciences of Ukraine*

EFFECT OF THE PROCESSING TYPE ON SURFACE ROUGHNESS OF SLM 3D PRINTED IMPLANTS BASED ON Ti-6Al-4V POWDER

Due to military actions on the territory of Ukraine, the issue of metal and ceramic implants has become very urgent, and the requirements for their quality have increased significantly. Scientific studies in this area have shown that the effectiveness of surgical intervention largely depends on the biocompatibility of the implant and the human body, which in turn largely depends on the surface morphology of the latter. Improper preparation of the implant surface can lead to rejection with a probability of 13...15%, and this is due to the limited number of methods for preparing the appropriate surfaces. The obtained results of the experimental study of the processing methods showed their full suitability according to international standards, although some of them are not regulated by international companies manufacturing devices for 3D printing. It has been experimentally confirmed that some preparation methods consisting of only one action may be sufficient. It was established that the surface roughness varies within 0.5...2 microns, and the size of the sand granules during sandblasting does not significantly affect the surface roughness. It is shown that there are additional methods of surface treatment that can increase success during operations and in the process of postoperative rehabilitation.

Key words: 3D printing, SLM, Ti-6Al-4V, surface morphology, roughness, osteointegrative properties, implant.

Література

1. Pangano M.W., McLamb L.A., Trousdale R.T. Primary and revision total hip arthroplasty for patient 90 years of age and older. *Mayo Clin. Proc.* 2003. Vol. 78. P. 285–288.
2. Tang Q., Brooks R., Rushton N. et al. Production and characterization of HA and SiHA coatings. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 2010. Vol. 21. P. 173–181.
3. Malchau H., Herberts P., Soderman P., Oden A. *Prognosis of total hip replacement, update and validation of results from the Swedish National hip arthroplasty registry 1979-1998.*

- Proceedings of the Scientific Exhibition Presented at the 67th Annual Meetings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 15-19 march. 2000. Orlando, USA. 2000. P. 1–16.
4. Le Guéhennec L., Soueidan A., Layrolle P., Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007. Vol. 23. P. 844–854.
 5. Schliephake H., Scharnweber D., Dard M. et al. Functionalization of dental implant surfaces using adhesion molecules. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005. Vol. 73. P. 88–96.
 6. Yang Y., Kim K.H., Ong J.L. A review on calcium phosphate coatings produced using a sputtering process-an alternative to plasma spraying. *Biomaterials.* 2005. Vol. 26. P. 327–337.
 7. Lee K.W., Wang S., Yaszemski M.J., Lu L. Physical properties and cellular responses to crosslinkable poly (propylenefumarate)/hydroxyapatite nanocomposites. *Biomaterials.* 2008. Vol. 29. P. 2839–2848.
 8. Raghunath J.A., Zhang H., Edirisinghe M.J., Darbyshire A., Butler P.E., Seifalian A.M. New biodegradable nanocomposite based on polyhedral oligomeric silsesquioxane nanocages: cytocompatibility and investigation into electrohydrodynamic jet fabrication techniques for tissueengineered scaffolds. *Biotechnol Appl Biochem.* 2009. N52. P. 1–8.
 9. Williams D.F., Meachim G. A combined metallurgical and histological study of tissue-prosthesis interactions in orthopedic patients. *Biomed. Mater. Res.* 1974. Vol. 8. P. 1–9.
 10. Anderson J.M., Rodriguez A., Chang D.T. Foreign body reaction to biomaterials. *Semin. Immunol.* 2008. Vol. 20. P. 86–100.
 11. Nijhuis A.W.G., Leeuwenburgh S.C.G., Jansen J.A. Wet-Chemical deposition of functional coatings for bone implantology. *Macromol. Biosci.* 2010. Vol. 10. P. 1316–1329.
 12. Urban R.M., Jacobs J.J., Gilbert J.L. et al. Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *Bone and Joint Surg.* 1994. Vol. 76. P. 1345–1359.
 13. Bartolozzi A., Black J. Chromium concentrations in serum, blood clot and urine from patients following total hip arthroplasty. *Biomaterials.* 1985. Vol. 6. P. 2-8.
 14. Paul G.P. Strength requirement for internal and external prostheses. *J. Biomechanics.* 1999. Vol. 32. P. 381–393.
 15. ISO 21534-2013 Non-active surgical implants - Joint replacement implants - Particular requirements.
 16. ASTM F2792 Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies.

Надійшла 15.09.23

References

1. Pangano, M.W., McLamb, L.A., & Trousdale, R.T. (2003). Primary and revision total hip arthroplasty for patient 90 years of age and older. *Mayo Clin. Proc.*, 78, 285–288.
2. Tang, Q., Brooks, R., Rushton, N. et al. (2010). Production and characterization of HA and SiHA coatings. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 21, 173–181.
3. Malchau, H., Herberts, P., Soderman, P., & Oden A. (2000). Prognosis of total hip replacement, update and validation of results from the Swedish National hip arthroplasty registry 1979-1998. *Proceedings of the Scientific Exhibition Presented at the 67th Annual Meetings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* (p.1–16). Orlando, USA.
4. Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., & Amouriq Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.*, 23, 844–854.

- Schliephake, H., Scharnweber, D., Dard M. et al. (2005). Functionalization of dental implant surfaces using adhesion molecules. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 73, 88–96.
- Yang, Y., Kim, K.H., & Ong, J.L. (2005). A review on calcium phosphate coatings produced using a sputtering process-an alternative to plasma spraying. *Biomaterials.*, 26, 327–337.
- Lee, K.W., Wang, S., Yaszemski, M.J., Lu L. (2008). Physical properties and cellular responses to crosslinkable poly (propylenefumarate)/hydroxyapatite nanocomposites. *Biomaterials.*, 29, 2839–2848.
- Raghunath J.A., Zhang H., Edirisinghe M.J., et al. (2009). New biodegradable nanocomposite based on polyhedral oligomeric silsesquioxane nanocages: cytocompatibility and investigation into electrohydrodynamic jet fabrication techniques for tissue engineered scaffolds. *Biotechnol Appl Biochem.*, 52, 1–8.
- Williams, D.F., & Meachim, G. (1974). A combined metallurgical and histological study of tissue-prosthesis interactions in orthopedic patients. *Biomed. Mater. Res.*, 8, 1–9.
- Anderson, J.M., Rodriguez, A., & Chang, D.T. (2008). Foreign body reaction to biomaterials. *Semin. Immunol.*, 20, 86–100.
- Nijhuis, A.W.G., Leeuwenburgh, S.C.G., & Jansen, J.A. (2010). Wet-Chemical deposition of functional coatings for bone implantology. *Macromol. Biosci.*, 10, 1316–1329.
- Urban, R.M., Jacobs, J.J., Gilbert, J.L. et al. (1994). Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *Bone and Joint Surg.*, 76, 1345–1359.
- Bartolozzi, A., & Black, J. (1985). Chromium concentrations in serum, blood clot and urine from patients following total hip arthroplasty. *Biomaterials.*, 6, 2–8.
- Paul, G.P. (1999). Strength requirement for internal and external prostheses. *J. Biomechanics.*, 32, 381–393.
- Non-active surgical implants - Joint replacement implants - Particular requirements.* (ISO 21534-2013). (2013).
- ASTM F2792 Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies.*

УДК 621.791.72

DOI: 10.33839/2708-731X-24-1-331-346

М.О. Цисар, І.М. Клочков, С.І. Мотруніч, О.А. Каток, В.А. Матвійчук, кандидати технічних наук¹, **А.М. Бабак**, канд. техн. наук².

¹Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, вул. Казимира Малевича 11, 03680, м. Київ, e-mail: ts_maxim@ukr.net

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», пр. Перемоги 37, 03056, м. Київ, e-mail: sopromat_dpm@ukr.net

ЗАСАДИ АДИТИВНОЇ ЕЛЕКТРОННО-ПРОМЕНЕВОЇ ТЕХНОЛОГІЇ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗАПЧАСТИН З ПОРОШКІВ ТИТАНОВОГО СПЛАВУ VT20

На даний момент в нашій країні виникла потреба в створенні великої кількості різноманітних і з різною вантажопідйомністю безпілотних літальних апаратів, для чого широко застосовуються методи 3D друку. Зростаючі вимоги до якості елементів конструкції таких приладів, заміна пластиків на більш міцні, але не менш легкі матеріали змушують переглянути традиційні методи виробництва і розробляти нові альтернативні технології. Розглянуто деякі питання, пов'язані із