

УДК: 539.21.27.

ISSN 1729-4428

І.І. Попович¹, Й.П. Шаркань^{1,3}, М.Ю. Січка¹, В.О. Кикинеші², С.О. Корпош^{1,3}
**Модифікація поверхні титану біосумісними матеріалами з
допомогою лазерного випромінювання**

¹Інститут фізики і хімії твердого тіла Ужгородського національного університету,
вул. Волошина, 54, Ужгород, Україна, 88000, e-mail: shark@univ.uzhgorod.ua

²University of Debrecen, Department of Dentistry, Debrecen, Hungary, 4010

³Cranfield University at Kitakyushu, KSRP, 2-5-4F Hibikino, Wakamatsu-ku, Kitakyushu, Japan, 808-0135

Зроблені розрахунки на основі теоретичної моделі для лазерної модифікації біосумісними матеріалами титану та залежність модифікації як від параметрів лазера, так і від фізико-хімічних характеристик модифікуючого матеріалу. Проведено модифікацію біосумісними матеріалами поверхні титану на розробленій та створеній лазерній системі на основі неодимового лазера. Електронно-мікроскопічні дослідження морфології і рентгеноспектральний аналіз поверхні та перерізу модифікованого гідроксилапатитом (ГАП) титану показали, що внаслідок модифікації морфологія поверхні титану суттєво змінилася, утворився перехідний шар із включеннями біоактивного ГАП.

Ключові слова: Модифікація, імплантат, титан, гідроксилапатит, лазерне випромінювання, густина потоку.

Стаття поступила до редакції 07.07.2005; прийнята до друку 15.11.2005

Вступ

Імплантати, які використовуються у стоматологічній і ортопедичній хірургії, виготовляються в основному із титану. Якість поверхні імплантату дуже важлива для остеointегрування, часу загоєння, відновлення тканини, і в кінцевому підсумку для функціональних характеристик імплантату. Відомо, що кістка формується прямо на поверхні імплантатів завдяки адгезії остеобластів і виникає важливе питання, як досягти кращої кістеінтеграції шляхом зміни морфології поверхні імплантату. Формування кістки сильно залежить від хімічного складу поверхні імплантату, поверхневої енергії і морфології поверхні [1]. Суттєвий вплив на остеointеграцію імплантатів відіграє впровадження в поверхню титану біосумісних матеріалів або елементів [2]. Впровадження біоактивного ГАП, який являється основною складовою кістки, у поверхню титану покращить кістеінтегрування з імплантатом і прискорить загоєння. Тому відповідна обробка поверхні імплантату дуже важлива для того, щоб контролювати хімічні і морфологічні властивості імплантатів.

Для покращення біосумісності, збільшення ефективної площі і забезпечення відповідної морфології поверхні на границі розділу середовищ

при контакті кістки із імплантатом нами запропоновано технологію впровадження в титановий імплантат порошкоподібного гідроксилапатиту за допомогою селективного імпульсного лазерного нагріву системи Ті-ГАП. Модель такої системи показана на рис. 1 і

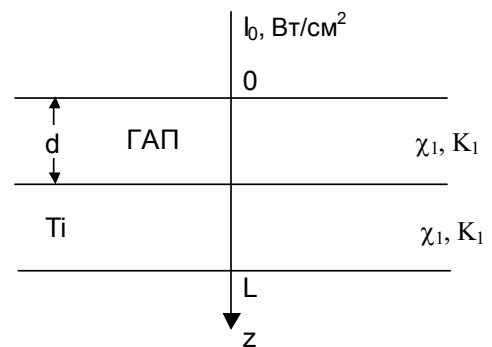


Рис. 1. Схематична модель впровадження гідроксилапатиту в підкладку титану.

математично описується наступними виразами.

$$T_1(z, t) = \frac{\varepsilon I_0}{K_1} (4\chi_1 t)^{1/2} \times \sum_{n=-\infty}^{\infty} \xi^{|n|} \text{ierfc} \left[\frac{|z - 2nL|}{(4\chi_1 t)^{1/2}} \right] \quad (1)$$

де T_1 - температура в шарі ГАП

$$\xi = \frac{K_1(\chi_2)^{\frac{1}{2}} - K_2(\chi_1)^{\frac{1}{2}}}{K_1(\chi_2)^{\frac{1}{2}} + K_2(\chi_1)^{\frac{1}{2}}}$$

Введемо $z' = z - L$, одержимо

$$T_2(z', t) = \frac{2T_L}{(\Lambda + 1)} \sum_{n=0}^{\infty} \xi^n [I_1(z^*)] \quad (2)$$

де $T_L = \frac{2\varepsilon I_0(\chi_2 t)^{\frac{1}{2}}}{K_2 \pi^{\frac{1}{2}}}$, $\Lambda = \frac{K_1(\chi_2)^{\frac{1}{2}}}{K_2(\chi_1)^{\frac{1}{2}}}$

$$z^* = \frac{z'}{(4\chi_2 t)^{\frac{1}{2}}} + \frac{(2n+1)L}{(4\chi_2 t)^{\frac{1}{2}}}$$

κ – коефіцієнт теплопровідності [кТ/см град]

χ – коефіцієнт температуропровідності [см²/с]

$\varepsilon(\lambda)$ – степінь чорноти для довжини хвилі λ

I_0 – густина потоку [Вт/см²]

В таблиці 1 приведені основні теплофізичні постійні вихідних матеріалів.

Таблиця 1

Теплофізичні постійні вихідних матеріалів

Матеріал	$T_{пл}, ^\circ\text{C}$	$T_{в}, ^\circ\text{C}$	$K \frac{\text{Вт}}{\text{см} \cdot \text{град}}$	$\chi, \frac{\text{см}^2}{\text{с}}$	ε
Ti	1680	3300	0,18	0,04	0,42
ГАП	2050	2250	0,06	0,01	0,05

При використанні лазерного випромінювання для локальної зміни властивостей конструкційних матеріалів температура на поверхні матеріалу може досягати температури плавлення ($T_{пл}$) або випаровування ($T_{в}$). Задаючись певною густиною потоку для заданої тривалості імпульсу ЛВ, можна по формулам (1), (2) визначити глибину нагріву матеріалу до необхідної температури структурних

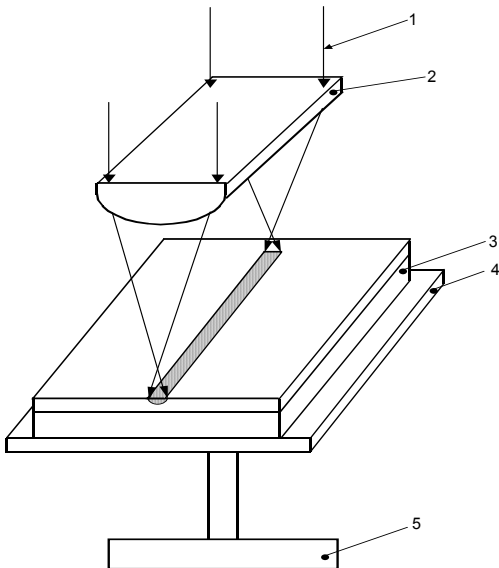


Рис. 3. Схема установки для впровадження мікрочастинок ГАП у поверхню Тi. 1- промінь ЛВ; 2 – циліндрична оптика; 3 – титанова підкладка із пресованим шаром ГАП; 4- підставка для кріплення підкладки; 5 – система сканування.

змін або до температури плавлення, попередньо

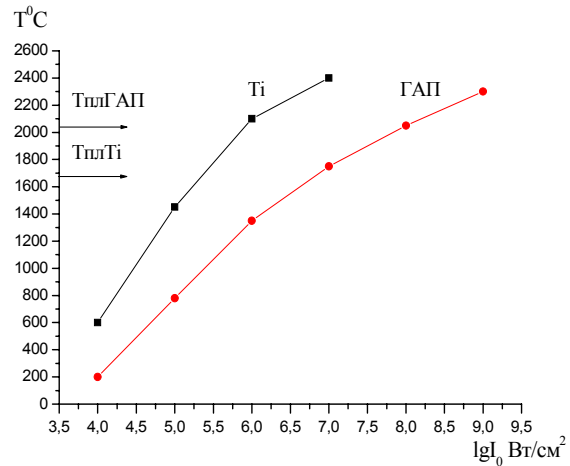


Рис. 2. Залежності температури системи ГАП-Тi від густини потужності ЛВ розраховані по рівнянням (1),(2).

приймав, що температура на поверхні в центрі променя рівна температурі плавлення.

На рис. 2 приведені залежності температури від густини потужності для системи ГАП – Тi розраховані по формулам (1), (2) для довжини хвилі $\lambda = 1,06$ мкм. Як видно із приведених на рис. 2 залежностей температура на поверхні титанової підкладки досягає $T_{пл}$ при менших густинах потоку ЛВ ніж у шарі ГАП. Це пояснюється різницею степені чорноти цих матеріалів для даної довжини хвилі. Звідси можна зробити висновок, що задаючись певною густиною потоку опромінення титанову підкладку у вище приведеній системі можна би нагрівати до температури плавлення без плавлення шару ГАП, тобто можна впроваджувати

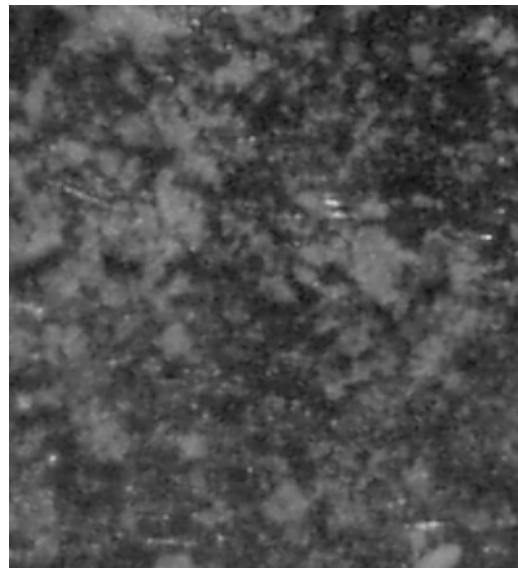


Рис. 4. Поверхня Тi модифікована гідроксилапатитом з допомогою лазерного випромінювання. (60 - кратне збільшення).

мікрочастинки ГАП у розплав титанового імплантату.

Схема установки для впровадження мікрочастинок ГАП у поверхню Ті приведена на рис. 3. Для проведення експериментів нами використовувався технологічний лазер “Квант-15” із робочою довжиною хвилі 1,06 мкм. Тривалість імпульсу 3 мкс і максимальна енергія 8 Дж. Мікроскопічні дослідження морфології і рентгеноспектральний аналіз (рис. 4, табл. 2) поверхні та перерізу модифікованого ГАП-ом титану показали, що механізм проникнення та розподілу модифікуючих компонентів являє собою складний процес, який включає в себе як механізм перемішування складових елементів під дією гідродинамічних сил і температурних градієнтів, так і дифузійне розповсюдження з утворенням нових кальцій-фосфатних фаз табл. 2.

Процес насичення поверхні оброблюваного матеріалу модифікуючим елементом можна регулювати в досить широких межах, змінюючи

параметри режиму обробки. Основними параметрами при цьому є тривалість, енергія та форма імпульсу

Таблиця 2

Дані рентгеноспектрального аналізу поверхні титану модифікованої ГАП.

Element	Wt.(%)	Atom(%)	K(%)
C	1,499	3,3085	0,694
O	32,338	53,5695	6,387
P	6,898	5,7296	6,404
Ca	45,446	30,0534	48,766
Ti	12,605	6,9749	11,357

ОКГ, кількість імпульсів лазерного випромінювання, що подається в одну зону та попередня обробка поверхні (поліровка, піскоструєння).

Одержані результати можуть бути використані для створення зубних імплантатів з підвищеною біосумісністю та покращеною остеоінтеграцією.

- [1] D.A. Puleo, A. Nanci Understanding and controlling the bone-implant interface. // *Biomaterials*, 20 pp. 2311-2321. (1999)
- [2] D. Krupa, J. Baszkiewicz, J.A. Kozubowski, A. Barcz, J.W. Sobczak, A. Biliński, M. Lewandowska-Szumiel and B. Rajchel Effect of calcium-ion implantation on the corrosion resistance and biocompatibility of titanium // *Biomaterials*, 22, pp. 2139-2151 (2001).

I.I. Popovych¹, Y.P. Sharkan^{1,3}, M.Yu. Sichka¹, V.O. Kykyneshi², S.O. Korposh^{1,3}

Modification of Surface to Titan by Biocompatible Materials With the Help of Laser Radiation

¹Institute Physics and Chemistry of Solid State Uzhgorod National University

²University of Debrecen, Department of Dentistry, Debrecen, Hungary, 4010

³Cranfield University at Kitakyushu, KSRP, 2-5-4F Hibikino, Wakamatsu-ku, Kitakyushu, Japan, 808-0135

The calculations on the basis of theoretical model for laser modification by biocompatible materials to titanium and dependence of modification both on parameters of the laser, and on the physicochemical performances of a modifying material made. Modification by biocompatible materials of a surface to titanium on the developed and created laser system on the basis of the laser from a neodymium is lead.