



УКРАЇНА

(19) UA (11) 47818 (13) U
(51) МПК (2009)
A61C 8/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) ЗУБНИЙ ІМПЛАНТАТ

1

2

(21) u200908920

(22) 27.08.2009

(24) 25.02.2010

(46) 25.02.2010, Бюл.№ 4, 2010 р.

(72) ПОТАПЧУК АНАТОЛІЙ МЕФОДІЙОВИЧ, СІЧКА МИХАЙЛО ЮРІЙОВИЧ, ШАРКАНЬ ЙОСИП ПЕТРОВИЧ, ПОПОВИЧ ІВАН ІВАНОВИЧ, РУСИН ВІТАЛІЙ ВАСИЛЬОВИЧ, КРИВАНИЧ ВОЛОДИМИР МИКОЛАЙОВИЧ

(73) ПОТАПЧУК АНАТОЛІЙ МЕФОДІЙОВИЧ, СІЧКА МИХАЙЛО ЮРІЙОВИЧ, ШАРКАНЬ ЙОСИП ПЕТРОВИЧ

(57) Зубний імплантат, який містить металічну частину та неметалічне покриття, який відрізняється тим, що ендосальна частина імплантата виконана з нанесенням на металічну частину шару кальцій-фосфатних сполук з керованим формуванням структурованої поверхні з нано-мікрогетерогенним перехідним шаром на основі лазерно-імпульсної обробки при довжині хвилі 1,06 мкм з регульованими тривалістю та енергією імпульсу в діапазоні 3-5 мс та 2-8 Дж відповідно.

Корисна модель відноситься до медицини, зокрема до хірургічної та ортопедичної стоматології і може бути використана в стоматологічному протезуванні, а саме в зубній імплантації.

Відомий зубний імплантат, що містить металічну частину, на яку нанесено шар біологічно активного матеріалу [1].

Недоліком такого імплантату є порушення віддаленої остеоінтеграції та ретенції за рахунок розсмоктування біологічно активного шару. Крім того, відомий імплантат не забезпечує рівномірного розподілу механічних напруг на кістку, що зменшує надійність раціонального протезування.

Найбільш близьким по технічному вирішенню до зубного імплантату, що заявляється, є імплантат, що містить металічну частину з нанесенням на нього багат шарового покриття, причому перший шар нерозчинний, другий слабозчинний і третій добре розчинний [2].

Недоліком відомого імплантату є: різні межі шарів покриття по товщині, при цьому не забезпечується створення необхідної пористості, що знижує його інтеграційні характеристики; невисока механічна стійкість та адгезія до металевої поверхні негативно впливають на надійність імплантації.

Завданням корисної моделі є розробка та створення такого імплантату, який покращить остеоінтеграцію та біомеханічні властивості імплантації.

Поставлене завдання досягається таким чином, що зубний імплантат, який містить металічну частину та неметалічне покриття, який, згідно корисної моделі, відрізняється тим, що ендосальна

частина імплантата виконана з нанесенням на металічну частину шару кальцій фосфатних сполук з керованим формуванням структурованої поверхні з нано-мікрогетерогенним перехідним шаром на основі лазерно-імпульсної обробки при довжині хвилі 1,06мкм з регульованими тривалістю т і енергією імпульсу в діапазоні 3-5 мс та 2-8 Дж відповідно.

Заявляемий зубний імплантат має ряд суттєвих переваг над імплантатом-прототипом, а саме: керовано сформована структурована поверхня з мікрогетерогенним перехідним шаром, що включає кальцій фосфатні сполуки, на основі лазерно-імпульсної обробки, що містить створені фази з високою механічною та хімічною стабільністю, що підвищує рівень його остеоінтеграції; крім того, запропонований зубний імплантат має високу механічну стійкість та адгезію неметалічного покриття, що значно впливає на надійність та високу якість імплантації.

Приклад.

Зразки для лазерної обробки розміром 10 x 10 x 2мм³ вирізали з титану марки BSTA2 і піддавали струміннообразивній обробці, після чого підкладку обдували стиснутим повітрям для видалення частинок абразиву із поверхні й очищали ультразвуком в етиловому спирті та дистильованій воді. Ці зразки використовували для лазерної обробки з фосфатом кальцію. Обробка лазером поверхні титану, покритого кальцій фосфатами проводилась шляхом простого притискання порошку прозорим покривним склом до поверхні Ti або порошок змішували з адгезивом і наносили на

(13) U
(11) 47818
(19) UA

поверхню Ті. Перша серія вихідних зразків була покрита шаром гранул гідроксилапатиту (ГА) з середнім розміром 40мкм, які, в свою чергу, складаються із менших 1-2мкм гранул. Друга серія була покрита шаром трикальційфосфату (ТКФ) гранул із середнім розміром 10мкм. Якщо шар КФ гранул був сформований при нанесенні адгезиву, який містить ГА або ТКФ, зразки попередньо висушували і відпалювали для видалення адгезиву.

Поверхню оброблювали Імпульсним лазером Nd:YAG з довжиною хвилі 1,06мкм з регульованою тривалістю t і енергією імпульсу в діапазоні 3-5мс і 2-8Дж відповідно.

На Фіг.1 зображена експериментальна установка лазерної обробки: 1 - лінза, 2 - шар КФ сполук, 3 - Ті-підкладка, 4 - система сканування.

Обробка імпульсним лазером поверхні Ті, попередньо покритої шаром кальцій фосфатними сполуками, приводить до утворення мікро гетерогенного шару, який не має чіткої поверхні розділу з Ті, а кальцій фосфатні сполуки при оптимальній потужності імпульсу лазера дещо "вплавлюються"

у поверхню Ті і трансформуються в Іншу структуру, що приводить до утворення мікрогетерогенного градієнтного шару.

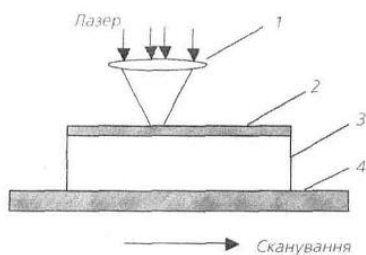
На Фіг.2 показано модель формування поверхневого шару на межі розподілу КФ-Ті при лазерно-імпульсній обробці зубного імплантат з керованим формуванням структурованої поверхні з мікрогетерогенним перехідним шаром, що включає кальцій фосфатні сполуки, на основі лазерно-імпульсної обробки. За таких умов проходить розширена реакція Ті з ГА й ТКФ із створенням фаз з високою механічною та хімічною стабільністю, а також формування імпульсним Nd-YAG лазером перехідних шарів на поверхні титану, покритого ГА й ТКФ.

Корисна модель може бути використана в стоматологічних та ортопедичних закладах для зубної імплантації.

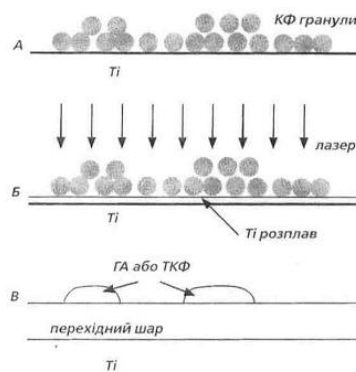
Джерела інформації.

1. Заявка Японії №3-2540.

2. РСТ(WO) Міжнародна заявка №88/10100 від 29.12.1988р.- прототип.



Фіг. 1



Фіг. 2