

**НАУКОВИЙ ВІСНИК**

**Ужгородського університету**

*серія*

**МЕДИЦИНА**

*выпуск* **4**

**1997**

## **ЕНДОССАЛЬНІ СТОМАТОЛОГІЧНІ ІМПЛАНТАТИ З БІОКЕРАМІЧНИМ ПОКРИТТЯМ (аналітичний огляд)**

*А.М.Потапчук*

На протязі багатьох років у стоматології для імплантації використовували нержавіючі сталі, кобальт-хромові сплави, а також титан та його сплави [2, 3, 16]. Ці метали мають високу міцність та корозійну стійкість до кислот та лугів, а також до харчових середовищ. Для них характерна біологічна інертність та стабільність хімічних властивостей в широкому інтервалі температур [6, 15, 50, 51].

Одними з перспективних матеріалів для виготовлення імплантатів в останній час вважаються ситали на основі сподумена та дисилікату літія [9]. Вони мають хороші механічні властивості невисокий градієнт в'язкості, інертні до середовища, характерного для ротової порожнини. Однак, проблема сумісності їх з кістковою тканиною ще недостатньо вивчена.

З метою ліквідації надлишкової рухливості і підсилення адгезії з кістковою тканиною пропонують наносити на металевий імплантат пористий шар з порошку цього ж металу, так як відомо, що пористі порошкові матеріали вигідно відрізняються від монолітних, забезпечуючи добру ретенцію, а також біологічну сумісність з клітинами тканин організму [21, 22, 473].

Одним з найбільш важливих ускладнень в імплантології є відторгнення імплантату кістковою тканиною та порушення репаративних процесів на межі кістка - поверхня імплантату та розвиток металозу. За міжнародною статистикою процент ускладнень при виконанні ендоссальної імплантації залишається достатньо високим і складає 10-15% [7, 19, 36], що стримує її широке впровадження.

Багато дослідників [6, 12, 45] бачать шляхи ліквідації побічної дії металічних конструкцій у їх ізоляції від тканин реципієнта шляхом формування на поверхні імплантату тонкого біологічно активного шару з певною пористою структурою та морфологією поверхні, вираженими адгезивно-когезивними властивостями, що забезпечує інтеграцію матеріалу покриття в кістку реципієнта та міцну тривалу ретенцію імплантату. В цьому плані заслуговують уваги відомості про використання гідроксилапатитних керамік для покриття пористих металічних імплантатів та ендопротезів [23, 33, 44]. В якості покриття використовують також алюмооксидну кераміку, склокераміку, проводять спікання щільних алюмоксидних керамік з гідроксилапатитом [40], або вводять в гідроксилапатит різні домішки - воллапласт, фібрин та інші. [1,32, 34].

Значну зацікавленість для хірургів-стоматологів представляють біологічно активні кераміки на основі гідроксилапатиту (ГА), ідентичного за своїм складом і кристалічною структурою неорганічній речовині кісткової тканини. Сумісність ГА з оточуючими тканинами значно перевищує інші матеріали, які використовуються сьогодні в імплантології.

Як відомо, ГА має виражені остеоіндуктивні властивості, тобто сприяє вrostанню капілярів та остеогенних клітин-попередників. Цей процес подібний з перебудовою аллотрансгілантатів. При цьому ГА

відрізняється чудовою біосумісністю, а також здатністю біодеградувати і заміщатися кістковою тканиною стимулюючи при цьому кісткоутворення [8, 52, 25].

Вабить дослідників і та обставина, що мікроструктуру та щільність ГА можна змінити за рахунок заміщення в його молекулі як іону кальцію іншими елементами (магній, барій, стронцій та інші), так гідроксильної групи - іонами хлора, йода, фтора, що надає ГА різноманітні властивості - від практично нерозчинних до біодеградуючих [10, 26].

В стоматології широке застосування ГА почалося з 1971 року [4, 41]. Отримані позитивні результати розширили спектр його застосування і в області ортопедії [40, 35]. Розроблений вітчизняний ГА - "Кергап" (Київський інститут матеріалознавства НАН України), який отримав високу оцінку спеціалістів [8, 14].

Однак суттєвим недоліком біоактивних керамічних матеріалів є їх низька механічна міцність. В зв'язку цим продовжуються роботи по удосконаленню і створенню структури нових біоактивних покриттів технологій їх нанесення.

Існують різні методи нанесення покриття з біоактивних матеріалів: клейовий метод, метод ізостатичного пресування, метод накатки, метод синтезування, електрохімічний метод, метод лиття по плавким моделям та різні методи нанесення. В останні роки широке розповсюдження в стоматології отримали методи нанесення покриття за допомогою лазера. Доведено, що технологія нанесення покриття впливає на хімічні, механічні і біологічні властивості імплантату [37, 38, 39, 41].

В практиці імплантаційної стоматології широко використовувалися методи гарячого пресування електрокристалізації, високочастотного та іонного розпилення.

Перспективною сьогодні виглядає методика нанесення біологічно активного покриття шляхом розпилення апатитних мішеней сфокусованим випромінюванням імпульсних лазерів [1, 48]. Метод лазерного нанесення покриття дозволяє отримати якісні покриття з належною відтворюваністю їх характеристик, а також високим рівнем адгезії навіть при кімнатній температурі. Позитивним є і те, що можуть бути отримані покриття із заданими характеристиками складу та морфології покриття [19, 24, 43]. Лазерні покриття в основному аморфні і їх розчинність в фізіологічних рідинах залежить від параметрії напилення і наступної термічної обробки, яка може значно підвищити їх резистентність [42, 54, 55].

В залежності від напилення ГА на металічні імплантати знаходяться процеси остеїнтеграції та остеогенезу. В експерименті на щурах встановили, що напилення на імплантати ГА за допомогою ексимерного та CO<sub>2</sub> лазера підсилює кісткоутворення. При цьому інтеграція кісткової тканини з імплантатом\* виражена в більшій ступені при використанні останнього [5].

Покриття металічних імплантатів кальційфосфатними кераміками зменшують швидкість дифузії металу у навколишнє середовище і, таким чином запобігають їх модулюючій дії на резорбцію кісткової тканини навколо імплантату та токсичну дію на організм в цілому [26].

Велике значення має товщина покриття. Відомі дані, що при товщині ГА покриття менше 30 мікро відбувається швидка біодеградація. Оптимальною товщиною автори вважають покриття близько 50 мікро [28, 29, 45].

При гістологічному вивченні процесів адгезії і остеїнтеграції, що протікають при імплантації в губчасту кістку титанових імплантатів з ГА покриттям, показано, що між кісткою і поверхнею імплантату формується щільний контакт, який значно перевищує такий при використанні титану без покриття - через 6 тижнів - 4 МПа та через 6 місяців - 64 МПа. Є відомості про те, що при використанні біокерамічних покриттів формуються хімічні зв'язки між матеріалом покриття і кістковою тканиною [29, 30]. Досліджуючи перебудову кісткової тканини навколо титанових ендопротезів покритих гідроксилапатитом, через три тижні після операції, спостерігав формування остеоїду на 20% поверхні імплантату в стегновій кістці та г 40% - в ацетабулярній області [20].

Проведено порівняльний аналіз перебудови кісткової тканини [20, 52] при імплантації пористого титану; а також при його покритті гідроксилапатитом або трикальційфосфатом. Виявлено, що в ранні строки щільність остеобластів була вищою поблизу штифтів з напиленням керамічного матеріалу. Через 12 тижнів площа новоутвореної кісткової тканини в порах ГА та трикальційфосфату була практично ідентичною складала близько 27%, в той час як в титані - 8%.

Вивчаючи перебудову кісткової тканини поблизу металічного імплантату з покриттям із керамік встановлено, що ступінь вrostання кісткової тканини в пори матеріалу покриття залежить від виду використаної кераміки. Також було показано, що на процеси остеїнтеграції впливає не тільки вид керамічного покриття, але й ступінь його пористості, розмір зерен кераміки, умови її синтезу [53, 55]. Аналогічні висновки зробив [48] при вивченні перебудови кісткової тканини в умовах застосування імплантатів із титану з покриттям із фосфатів кальцію різного ступеню кристалічності та різного складу.

Найбільшої розповсюженості набула технологія плазмового нанесення покриття [17, 38, 39]. Було показано висока ефективність при використанні в стоматології імплантатів з плазмонанесеним покриттям

порошковими покриттями із ГА [II]. Однак в останні роки виявлено ряд недоліків, притаманних цим методам. Одним з основних є вплив на кінцевий результат багатьох параметрів, що робить практично неможливим відтворення характеристик покриття та, відповідно, і результатів біомедичних випробовувань [5,48, 27, 31]. Покриття, отримані плазмовим напилюванням, характеризуються порівняно низькою адгезією, неоднорідні за складом та щільністю, наявністю тріщини та щілини [I, 26].

Структура плазмових покриттів на металічних підкладках суттєво залежить від їх товщини [54, 55], причому внутрішні шари покриттів, які найбільш близькі до металічної основи, містять більше аморфної і дрібнокристалічної фази, ніж зовнішні шари. Відомо, що аморфна фаза структури ГА в процесі остеointegraції швидше резорбує в організмі, внаслідок чого настає відшарування на стику метал- біоактивне покриття, що надалі порушує ретенцію імплантату в кістці, знижуючи цим надійність віддалених результатів протезування.

Використання чистих біологічно активних речовин типу ГА обмежене також тим, що такі матеріали не забезпечують необхідних міцнісних характеристик, не витримують навантажень, які несе імплантат [17]. Тому актуальною проблемою є створення плівкових покриттів на металічних імплантатах, які володіють біологічною активністю і характеризуються високими механічними властивостями.

Нами розроблена методика одержання градієнтних покриттів на основі біологічно активного ГА та інертного  $Al_2O_3$  з заданим розподілом концентрації цих компонентів по товщині [13, 49, 18].

Сутність розробленого методу полягає в нанесенні покриття плазмовим методом з наперед заданою подачею порошків двох компонентів (оксид алюмінію і ГА). Встановлено, що отримані градієнтні покриття являють собою суміш кристалітів  $Al_2O_3$  та ГА, концентрація яких змінюється по товщині. Проведене дослідження топології поверхні та поперечного перерізу покриття, в яких вивчено розподіл хімічного складу по товщині та визначено відсутність хімічної взаємодії між  $Al_2O_3$  та ГА. Регулюванням розподілу вихідних компонентів по товщині покриття можна задавати фазовий склад та величину кристалітів у біосумісних покриттях. В процесі травлення покриття, в розчинах, що імітують фізіологічне середовище, виявлено утворення пор, що мають дендритну структуру. В експерименті на кроликах був вивчений процес перебудови кістки навколо титанових штифтів без покриття та з керамічним покриттям (ГА та алюмооксидна кераміка): градієнтне, двошарове та суміш керамік, що імплантуються в дістальний відділ стегна. Тварини були виведені з експерименту на 7, 14, 30, 60 дні. Порівняльний аналіз показав, що процес остеорепації та остеointegraції більш виражений навколо штифтів з градієнтним керамічним покриттям [14. 46]. Проведені дослідження вказують на можливість використання розроблених покриттів в медицині, зокрема в стоматології.

Таким чином, розробка і оцінка різних остеoіндуктивних видів покриттів, що наносяться на метал, є перспективним напрямком в стоматології. Актуальним аспектом на нашу думку є і розробка нових форм імплантатів, біоактивних композитів, що покращують їх остеointegraцію в кістковій тканині.

#### ЛІТЕРАТУРА

1. Алимпов С.С., Антонов Е.Н., Баграташвили В.Н., Докторов А.А., Ковалев И.О., Лиханов В.Б., Никифоров С.М., Попов В.К., Соболев З.Н. // Стоматология. - 1996. - М 5. - С.64-67.
2. Амрахов Е.Г. Материалы для внутрикостной имплантации, применяемые в стоматологии // МРЖ. - 1985. - Разд.12. С.22-24.
3. Антонов Е.Н., Баграташвили В.Н., Панченко В.Я. и соавт. // Стоматология. - 1993. - М 12. - Т.19. - С.92-95.
4. Безруков В.М., Григорьян А.С. // Стоматология. - 1966. - М. 5. - С.7-11.
5. Воложин А.И., Лиханов В.Б., Докторов А.А., Антонов Е.Н. и соавт. // Стоматология. - 1996. - № 6. - С.4-7.
6. Бураки К.А., Васильев А.В., Несмеянов А.А. Имплантация искусственных зубов в России (исторический очерк) // Новое в стоматологии. Спец. выпуск. - 1993. - № 3. - С.0-7-18.
7. Гончаров И.Ю., Базикян З.А., Ушаков А.И. // Стоматология. - 1996. - № 5. - С.7-18.
8. Дедух Н.В., Гредытовский Г.Х., Малышкина С.В. // Ортопедия, травматология. - 1997. - № 3. - С.35-37.
9. Копейкин В.Н., Лебеденко В.Ю., Ретинская М.В., Зайченко О.В., Ибрагимов Т.И. // Новое в стоматологии. - 1995. № 1. - С.25-27. Ю. Леонтьев В.К. // Стоматология. - 1996. - № 5. - С.4-8.
- Ю.Лясников В.Н. Применение плазменного напыления в производстве имплантатов для стоматологии // Под ред. д.т.н. В.Н.Лясникова. - Саратов: СГТУ. - 1993.
11. Лясников В.Н. // Новое в стоматологии. - 1995. - № 2. - С.4-13.
12. Потапчук А.М., Шаркань И.П., Горзов И.П., Гаврик С.О. Зубный Имплантат. - Патент України № 17590 А.
13. Потапчук А.М. // Новини стоматології. - 1997. - № 4 (13). - С.59-62.
14. Сплавы титана и перспективы их применения в стоматологии: Информ. письмо. - Пермь: Пермский мед.институт. - 1986.
15. Суров О.Н. Зубное протезирование на имплантатах. - М.: "Медицина" (Серия "Передовой опыт в здравоохранении"), 1993. - 203 с.
16. Фролов А.Г., Триндафиллидис С., Новиков С.В. и соавт. // Стоматология. - 1995. - № 3. - С.9-11.
17. Шаркань И.П., Потапчук А.М., Горзов И.П., Соломон А.А., Ульянич Н.В., Кікінеші В.С., Імре А.А. // Новини стоматології. - 1997. - № 4 (13). - С.71-75.