

НАУКОВИЙ ВІСНИК
Ужгородського університету

серія

МЕДИЦИНА

випуск 4

1997

ЕНДОСАЛЬНІ 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 металлозу. За міжнародною статистикою процент ускладнень при виконанні ендосальної 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 алюмооксидних 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 аллотрансплантатів. При цьому ГА

відрізняється чудовою біосумісністю, а також здатністю біодеградувати і замінюватися 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 і гідроксильної групи – іонами хлора, йода, фтора, що надає ГА різноманітні властивості – від практично нерозчинних до біодеградуєчих [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 з 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 інші 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 та 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 параметрів напilenня і наступної термічної обробки, яка може значно підвищити їх резистентність [42, 54, 55].

В залежності від напilenня ГА на металічні імплантати знаходяться процеси остеїнтеграції та остеогенезу. В експерименті на щурах встановили, що напilenня на імплантати ГА за допомогою ексимерного та CO₂ 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 металів 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 мікрометрів відбувається швидка біодеградація. Оптимальною товщиною автори вважають покриття близько 50 мікрометрів [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]. Досліджують перебудову кісткової тканини навколо титанових ендопротезів, покритих гідроксилапатитом, через три тижні після операції, спостерігав формування остеоїду на 20% поверхні імплантату в стегновій кістці та на 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 напilenням керамічного матеріалу. Через 12 тижнів площа новоутвореної кісткової тканини в порах ГА та трикальційфосфату була практично ідентичною і складала близько 27%, в той час як в титані – 8%.

Вивчаючи перебудову кісткової тканини поблизу металічного імплантату з покриттям із кераміки 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, 50]. 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 плазмонапilenням

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 [1, 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 дендридну 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 дистальний 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 остеоіндуктивних 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. Алимпиєв С.С., Антонов Е.Н., Баграташвили В.Н., Докторов А.А., Ковалев І.О., Лиханов В.Б., Никифоров С.М., Попов В.К., Соболев Е.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 Э.А., Ушаков А.И. // Стоматология. – 1996. – № 5. – С.7-18.
8. Дедух Н.В., Гредыговский Г.Х., Мальшкіна 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.
10. 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 І.П., Гаврик Є.О. Зубний Імплантат. – 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 І.П., Соломон А.А., Ульянич Н.В., Кікінеші В.С., Імре А.А. // Новини стоматології. – 1997. – № 4 (13). – С.71-75.

18. Baerl P., Torrisi L., Marino N., Foti G. // *Appi. Sur. Sci.* -1992. – № 54. – P.210-214.
19. Bauer T., Gressink R., Zimmerman R., McMahon J.H. // *J. Bone Joint Surg.* – 1991. – Vol. 73A. – P.1439-1452.
20. Brooker A.J., Collier J.P. // *J. Bone Joint Surg.* – 1984. -Vol.66-A. – P.75.
21. Coolller J.P., Mayor M.B., Chae J.L. // *Clin. Orthop.* – 1988.
22. - Vol. 235. – P.173-180. 23. Cook S.D., Thomas K.A., Kay J.F., Jarcho M. // *Clin. Orthop.*
23. - 1968. – Vol.230. – P.303-308.
24. Cotell O.K., Chrisey D.B. et al. // *J. of Appl. Biomater.* -1992. – № 3. – P.87-92.
25. D'Antonio J., Capello W., Manley M. // *J. Bone Joint Surg.* -1996. – Vol. 78A. – P.1226-1234.
26. De Groot K., Geesink R., Klein C.P., Serekian P. // *J. Biomed. Mater. Res.* – №21. – P.1375-1381.
27. Fillagl M.J., Coombs N.A., Pilllar R.M. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1991. – №25. – P.1211-1229.
28. Geesink R.G., de Groot K., Klein C. // *J. Bone Joint Surg.* -1988. – Vol.78B. – P.17-22.
29. Geesink R.G. // *Acta Orthop. Belgica (Supplement).* – 1993. -Vol.59. – P.160-164.
30. Golec T.S., Krauser J.T. // *Dental Clin. North America.* -1992. – №36. – P.39-65.
31. Gottlander M., Albrektsson T. // *Internat. J. Oral and Maxillofac. Implants.* – 1991. – № 6. – P.399-404.
32. Hasling G.M. // 6-th Int. Conf. Polym. Med. and Surg. Leenwenhorst. – London, 1989. – P.1/1-1/6.
33. Heln W., Kruger T., Kneuf G., Lebeke G., Bartels T. // *J. Bone Jt. Surg.* – 1993. – Vol.75B. – Suppl.II. – P.127.
34. Hildekl A. // *Traus. JWRJ.* – 1988. – Vol.17. – №1. – P.127.
35. Jaffe W.L., Scoot D.F. // *J. Bone Jt. Surg.* – 1996. -Vol.78A. – P.1918-1930.
36. Ji H., Neux P.M. // *Blomaterlals.* – 1993. – V.14. -P.64-68.
37. Klein C.P.A., Patka P.G. // *Blomaterlals.* – 1994. – № 2. -Vol.15. – P.146-150.
38. Klein C.P., Wolke J.G., de Blicke-Hogerforst J.M., de Groot K. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1994. – Vol.28. – P.909-917.
39. Klein C.P., Wolke J.G., de Blicke-Hogerforst J.M., de Groot K. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1994. – Vol.28. – P.961-967.
40. Lemons J.E. // *Clin. Orthop.* – 1988. – Vol.235. – № 10. -P.220-223.
41. Monroe E.A., Votava W., Bass D.B., McMullen J. // *J. Dental. Res.* – 1971. – Vol.50. – P.860-861.
42. Ong J.L., Lucas L.C. // *Blomaterlals.* – 1994. – № 5. – Vol. 15. – P.337-341.
43. Oonishi H., Yamamoto M., Ishimare M., Tsuji E., Kushitani S., Aono M., Ukon Y. // *J. Bone Jt. Surg.* – 1989. – Vol. 71B. – № 2. -P.213-216.
44. Papandopoulos Ch., Satilidis V., Christkopoulos Th., Stafarkas D. // *J. Bone Jt. Surg.* – 1993. – Vol. 75B. – Suppl.II. - P.114.
45. Pillar P.M. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1987. – Vol. 21. – № 1. – P.1-33.
46. Potapchuk A. // *Congress of the society of Dental Implantology.* – Szeged – Hungary, 1997. – P.56.
47. Rivero D., Pox J., Skipor A.K., Urban R.M., Galante J.O. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1987. – Vol. 21. – № 1. – P.191-201.
48. Sardln G., Morenza J. et al. // *E-VRS Fall Meeting D-1/3.* -Strasbourg, 1994. – P.2-8.
49. Sharkany J., Potapchuk A., Horzov I. // *Congress of the society of Dental Implantology.* – Szeged – Hungary, 1997. – P.67-68.
50. Soballe K., Brockstedt-Rasmussen H., Hansen E., Bunger C. // *Acta Orthop. Scandlnavica.* – 1992. – Vol.63. – P.128-140.
51. SI.Soballe K., Gotfredsen K., Brockstedt-Rasmussen H., Nielsen P., Rechnagel K. // *Clin. J. Orthop.* – 1991. – Vol.272. – P.255-258.
52. Tisdell C.L., Goldberg V.M., Parr J.A. et al. // *J. Bone Jt. Surg. (Am.).* – 1994. – Vol.76A. – P.159-171.
53. Uchida A., Nade S., Cartney E. ET AL. // *J. Bone Jt. Surg.* -1984. – Vol.66B. – P.269-274.
54. Zyman Z., Weng J., Liu X., Zhang X., Ma Z. // *Blomaterlals.* -1993. – № 14. – P.225-228.
55. Zyman Z., Weng J., Zhang X. // *Blomaterlals.* – 1994. -Vol.15. № 2. – P.151.

SUMMARY

ENDOSSAL STOMATOLOGICAL IMPLANTS WITH BIOCERAMIC COATINGS (analytical review)

A.M.Potapchuk

In the present report an analytical review is given about investigations concerning questions of materialbuilding and comparative characteristic of existing technologies of bioactive coatings formation which are used in stomatological implantology. A new in principle technology of gradient coatings on the basis of bioactive hydroxylapatite and inert Al₂O₃ with given distribution of the components' concentration is described.