

ПОРІВНЯЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА ГІДРОКСИПАТИТУ І БІОКОМПЗИТУ – МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ЗАМІЩЕННЯ ДЕФЕКТУ КІСТКИ ПІСЛЯ ВИДАЛЕННЯ ПУХЛИНИ

У статті проводиться порівняльна характеристика імплантаційного матеріалу на основі ГА та ТКФ і матеріалу на основі біоактивного скла – БКС використовуваних для заміщення дефекту кістки після видалення гігантоклітинної пухлини. Повідомляється про результати хірургічного лікування 78 пацієнтів. Для більш детального вивчення процесів, які відбуваються в порожнині кістки під впливом імплантаційного матеріалу проводилося електронно-мікроскопічне дослідження біопсійного матеріалу хворих у місці імплантації матеріалів в різні терміни після хірургічного втручання. Встановлено, що при імплантації матеріалу на основі ГА і ТКФ в безпосередній близькості з керамічним матеріалом спостерігається лімфогістіоцитарна інфільтрація, а також утворення сполучної тканини замість повноцінної кісткової, що перешкоджає біодеградації керамічного матеріалу та утворення нової кісткової тканини. При імплантації матеріалу на основі біоактивного скла – БКС спостерігається повна перебудова імплантаційного матеріалу і утворення нової кісткової тканини.
Ключові слова: пластичний матеріал на основі гідроксиапатиту та трикальційфосфату, матеріал на основі біоактивного скла – біокомпозит, кістково-пластична операція, гігантоклітинна пухлина кістки, електронномікроскопічне дослідження.

Введення

Доброякісні пухлини складають до 50% випадків у хворих з пухлинами та пухлиноподібними ураженнями кісток скелета [1]. Загально визнаним методом лікування доброякісних пухлин кісток є хірургічний [5]. Використання для пластики пострезекційних дефектів кісток синтетичних матеріалів розпочато з 80-х років ХХ сторіччя [8]. За останні 30 років використано більше 40 різних пластичних матеріалів (кераміка, метали, полімери) для заповнення дефектів кістки після видалення як доброякісних так і злоякісних пухлин. За даними літератури [7] існують вимоги, які пред'являються до біоматеріалів: відсутність небажаних хімічних реакцій з тканинами і міжтканинними рідинами, відсутність корозії, або розчинення з контрольованою швидкістю, міцність, тріщиностійкість, опір уповільненому руйнуванню, зносостійкість, відсутність реакції з боку імунної системи (біосумісність), зрощення з кістковою тканиною, стимулювання остеосинтезу. Якщо матеріал токсичний – навколишні тканини відмирають, біоінертний – утворюється сполучна волокниста тканина, біорезорбційний – відбувається заміна матеріалу кістковою тканиною.

Дані літератури, присвяченої біоматеріалам, які використовувалися для заміщення кісткових дефектів дозволили зробити висновок, що ряд імплантатів на основі металів, полімерів, деяких видів кераміки не володіють достатніми остеорепаративними властивостями, крім того імплантати з металів та синтетичних полімерів виготовлені з речовин чужорідних для людського організму і по хімічному складу не відповідають кістковій тканині [2,6,7,8]. На думку деяких авторів [7] вироби зі щільних біодеградуємих кальційфосфатних (гідроксиапатитових) матеріалів перешкоджають процесам остеоінтеграції, внаслідок чого відбувається утворення капсули зі сполучної тканини на межі з матеріалом, який імплантується, та спостерігається нестійкість імплантата в структурах скелета. Тому пошук нових матеріалів, які відповідають усім вимогам біологічної адекватності, є актуальною проблемою клінічної практики. Останнім часом активно вивчається склад та властивості нових біокомпозитних матеріалів на основі біоактивного скла [6,7]. Матеріали на основі біоактивного скла найбільш часто використовуються для заміни дефектів кістки: Bioglass 45S5, KGS склокераміка, S53P4, склокераміка А/В (ГАП/воластоніт), KGX склокераміка. Склокерамічні біоматеріали можуть бути біоактивними і зростатися з кісткою, біоінертними, резорбуємими. Ці матеріали виявляють однозначно менш інтенсивну запальну реакцію і ефективніші в порівнянні з гідроксиапатитом, оскільки володіють ефективнішими остеостимулюючими властивостями [3,4,7]. Звертає на себе увагу і те, що питома вага новоутвореної кісткової тканини при застосуванні біокомпозитів вища, чим при використанні гідроксиапатита.

У даній статті проводиться порівняльна характеристика керамічного матеріалу на основі гідроксиапатиту і трикальційфосфату і матеріалу на основі біоактивного скла – біокомпозиту при кістково – пластичних операціях з приводу гігантоклітинної пухлини кістки, що підтверджено морфологічним дослідженням біопсійного матеріалу в місці імплантації даних матеріалів.

Матеріали та методи

За період з 2009 по 2013 роки у клінічному відділі ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України” кістково-пластичні операції з приводу гігантоклітинної пухлини (ГКП) були виконані 78 хворим. Кістково-пластичні операції з використанням керамічного матеріалу на основі гідроксиапатиту (ГА) та трикальційфосфату (ТКФ) виконані 47 хворим, матеріалу на основі біоактивного скла – “Біокомпозит Синтекість” (БКС) – 31. Характеристика керамічного матеріалу на основі синтетичного ГА та ТКФ: Трикальційфосфат – $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ є структурним аналогом вітлокіта, молярне співвідношення Ca:P дорівнює 1,5. Трикальційфосфат нестабільний у водному середовищі та стає апатитним у фізіологічному оточенні. Гідроксиапатит – $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ в організмі існує у вигляді різноманітних кристалічних модифікацій, які стабілізовані оточеними живими системами та складають основу усього скелету, що зумовлює унікальні біологічні властивості ГА: абсолютну імунну сумісність та біоактивність – спроможність стимулювати остеогенез, зрощуватися з кісткою, служити будівельним матеріалом для синтезу кістки та входити до складу кісткової тканини. У гідроксиапатиту молярне співвідношення Ca:P дорівнює 1,67.

На рис. 1 представлені зразки керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ.

В Україні в лабораторних умовах розроблено синтетичний матеріал на основі ГА Інститутом проблем матеріалознавства НАН України (група проф. В.А.Дубка), договір № 75-11-78 від 01.07.92 р., токсикологічні випробування були проведені в Інституті хімії високомолекулярних сполук НАН України.

Параметри розробленого матеріалу повністю відповідають міжнародному стандарту ASTM F 1185-88. У порівняльній табл. 1 наводиться кількість домішок в запропонованому матеріалі та в його аналогах згідно ASTM F 1185-88 “Стандартна специфікація складу керамічного гідроксиапатиту для хірургічних імплантатів”, та ASTM F A 1088-87 “Стандартна специфікація трикальційфосфату для хірургічних імплантатів”.

Наказом МОЗ України №269 від 28.08.96 року ГА (фірмова назва КЕРГАП) введено в Державний реєстр медичних виробів, котрі дозволені до застосування в медичній практиці в Україні за № 310/96. ГА легко стерилізується і може зберігатися тривалий час. Синтезований ГА містить також в 10-100 разів менше важких металів та токсичних речовин, ніж імплантати органічного походження.

За технічними параметрами ГА повинен бути білого кольору. Форма випуску: Імплантати з ос-



Рис. 1. Зразки керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ

Таблиця 1

Стандартна специфікація складу керамічного гідроксиапатиту та трикальційфосфату для хірургічних імплантатів

Матеріал	Домішки важких металів, ppm				
	As	Cd	Hg	Pb	Сума важких металів
Матеріал за ASTM F 1185-88/ASTM F 1188-87	3	5	5	30	50
Запропонований матеріал	2	0,05	0,006	0,25	4

теотропної кераміки випускаються у вигляді гранул або блоків, трикутної, прямокутної або циліндричної форми різних розмірів, запаковані в поліетиленові пакети. Імплантати не стерильні. Термін використання – 5 років при зберіганні в сухому місці. Стерилізація препарату повинна проводитись перед використанням та може повторюватись необмежену кількість разів в сухожаровій шафі при температурі 180° С та вище не менше 1 години (згідно ОСТ 42-21-2- 85).

Під час кістково-пластичних операцій з приводу ГКП кістки також використовували новий імплантаційний матеріал на основі максимально біоактивного скла – БКС (свідоцтво про державну реєстрацію № 3653/2005 від 28 січня 2005р.), який синтезовано в лабораторії Інституту матеріалознавства НАН України групою під керівництвом проф. Дубка В.А.

Імплантаційний матеріал – БКС являє собою багатофазний неорганічний матеріал, синтезований методом хімічного осадження і керамічної технології. Фазний склад БКС: біоактивне скло – 50-65 мас.%, гідроксиапатит – 14-17 мас.%, вітлокіт – 14-17 мас.%, воластоніт – 7-9 мас.%.

Хімічний склад БКС наведений в табл. 2 (в перерахунку на оксиди).

Таблиця 2

Хімічний склад БКС

Склад	Na2O	K2O	SiO2	CaO	P2O5	Ag2O
	15,54	0,173	27,58	35,45	21,27	-
Розмах допустимих складів	15-17	0,1-0,3	25-28	34-37	20-23	0,01-0,08

Це біоактивний і остеокондуктивний біоматеріал у вигляді порошків, гранул, блоків і фігурних імплантатів із значним діапазоном пористості і механічних властивостей. БКС випускається у вигляді порошків і гранул з різною активністю, дисперсністю й адсорбційною здатністю, а також може випускатися у вигляді високопористих блоків і імплантатів складної форми, які виготовляються індивідуально за моделями кісткових дефектів на основі даних КТ (рис.2). Для заповнення кісткових дефектів нами використовувалися пористі гранули БКС діаметром 5-10 мм, пористістю 40-58%, частка пор розміром 200-700 мкм – більше 30%.



Рис. 2. Зразки БКС в поліетиленовій упаковці.

Техніка операції при застосуванні імплантативних матеріалів: Після гістологічної верифікації пухлинного процесу у кістці проводиться внутрішньокісткова резекція кістки з пухлиною та щільне заповнення післяопераційного дефекту кістки порошком, пористими гранулами, пористими або щільними блоками з керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ або матеріалу на основі біоактивного скла – БКС. Вхідний отвір в кістці прикривається стулкою з цієї ж кістки, пористою чи щільною пластиною з керамічного матеріалу, або матеріалу на основі біоактивного скла. В залежності від місця та розмірів дефекту у кістці хворим накладалась гіпсова лонгета на кінцівку з метою запобігання переломів кістки в місці імплантації. Імобілізація застосовувалась у кожному випадку індивідуально з урахуванням даних рентгенографії.

За даною методикою з використанням матеріалу на основі ГА та ТКФ було прооперовано 47 хворих на ГКП кістки, жінок – 26, чоловіків – 21, середній вік прооперованих хворих склав 28,72 роки. За локалізацією пухлини в кістці розподіл хворих був наступним: Стегнова кістка – 17, великогомілкова кістка – 14, фаланги пальців кисті

– 6, плечова кістка – 3, плесневі кістки стопи – 2, променева кістка – 2, ліктьова кістка – 1, ключиця – 1, лопатка – 1. Кістково-пластичні операції з використанням матеріалу на основі біоактивного скла були виконані 31 пацієнту на ГКП кістки. За статевим розподілом жінок було 19, чоловіків – 12, середній вік хворих склав 31 рік. Розподіл хворих за локалізацією пухлини в кістці був наступним: стегнова кістка – 14, великогомілкова кістка – 9, ліктьова кістка – 3, фаланги пальців кисті – 2, кістки стопи – 2, малогомілкова кістка – 1.

Для більш детального вивчення процесів які відбуваються в кістці під впливом імплантаційного матеріалу проводилось ЕМ-дослідження біопсійного матеріалу хворих в місці імплантації матеріалу на основі ГА та ТКФ і матеріалу на основі біоактивного скла – БКС в різні строки після хірургічного втручання. Досліджені напівтонкі зрізи (НТЗ) завтовшки 1 мікрон з 18 епонових блоків для топографічної орієнтації при виборі блоків для ультрамикротомії.

Результати та їх обговорення

Результати хірургічного лікування з використанням керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ

В результаті хірургічного лікування 47 хворих на ГКП кістки з використанням керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ отримані такі дані: післяопераційні ускладнення виявлено у 4 (8,5±0,08%) хворих, з них нагноєння післяопераційної рани у 2, перелом кістки в місці пластики керамічним матеріалом – у 2 осіб. Рецидив пухлини виявлено у 1 (2,1±0,04%) хворого, після видалення рецидиву пухлини цьому хворому виконано повторну пластику керамічним матеріалом.

Як приклад кістково-пластичної операції з застосуванням керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ після видалення ГКП кістки наводимо конкретні рентгенограми хворого до лікування та після кістково-пластичної операції (див. рис.3).

Рентгенологічно при застосуванні керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ не спостерігається перебудови керамічного матеріалу та утворення нової кісткової тканини.

Результати хірургічного лікування хворих з використанням матеріалу на основі біоактивного скла

В результаті проведеного лікування 31 хворого на ГКП кістки післяопераційних ускладнень зі сторони оточуючих м'яких тканин та кістки при застосуванні БКС не виявлено. Рецидиви пухлини виявлено у 2 (6,4±0,08%) пацієнтів.

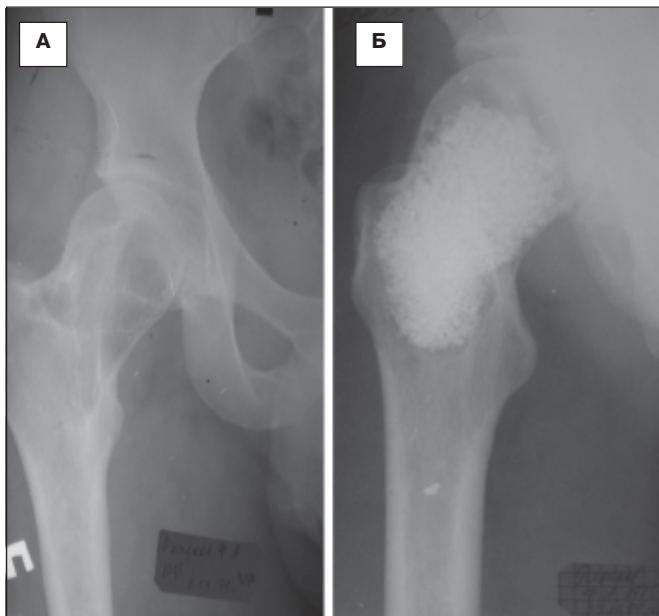


Рис. 3. Хворий Р. А) рентгенограма хворого з ГПП проксимального відділу стегнової кістки, Б) рентгенограма хворого через 9 років, стан після внутрішньокісткової резекції та пластики дефекту стегнової кістки керамічним матеріалом на основі ГА та ТКФ.

У якості прикладів лікування з застосуванням пластики порожнини кістки БКС наводимо рентгенограми хворого до лікування та після лікування (див. рис. 4А и 4Б).

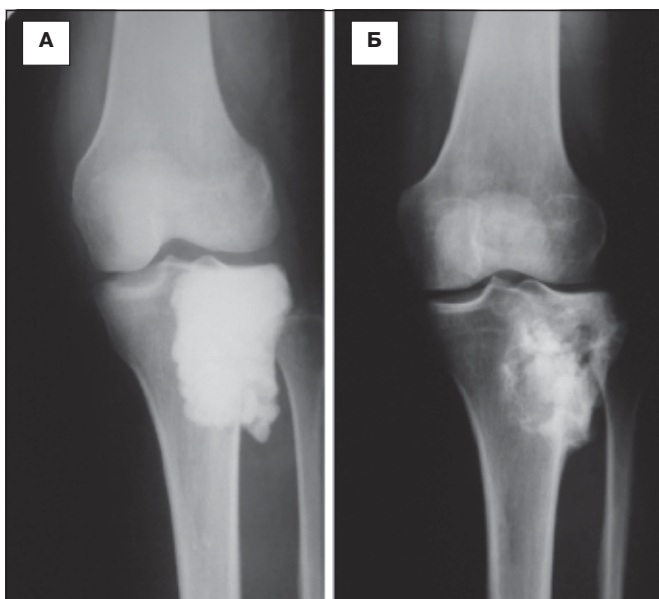


Рис. 4. А – рентгенограма хворої К., ГПП проксимального відділу великогомілкової кістки, стан після кістково-пластичної операції з застосуванням БКС, Б – рентгенограма хворої К., ГПП проксимального відділу великогомілкової кістки, стан після кістково-пластичної операції з застосуванням БКС (18 місяців після операції, рентгенологічно спостерігається перебудова імплантаційного матеріалу).

В динаміці при рентгенологічному контролі спостерігалася перебудова та заміщення пластичного матеріалу новоутвореною кістковою тканиною.

Дані ЕМ-дослідження впливу керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ на процеси перебудови кістки

В результаті ЕМ-дослідження біопсійного матеріалу хворих в місці імплантованого керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ було встановлено, що в ранні строки в безпосередній близькості до керамічного матеріалу у деяких мікропрепаратах спостерігається лімфогістіоцитарна інфільтрація в місці введення матеріалу, а також утворення сполучної тканини замість повноцінної кісткової (рис.5).

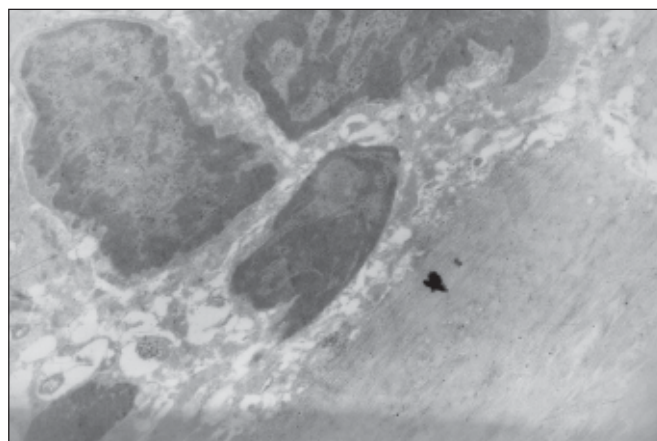


Рис. 5. Хворий Д. Стегнова кістка. Гранули ГА 200-300 мкм. 1 місяць після операції. Кістка межує з лімфоцитами, які утворюють лімфогістіоцитарний вал. Електронна мікрофотограма. Збільшення 10 000.

В деяких випадках в ранні терміни (1,5 місяця) після операції, переважають зруйновані спонгіозні масиви імплантату та щільні безформні мінералізованих конгломерати новоутвореної кісткової тканини, деградація балок керамічних імплантатів, які проростають міцними пучками волокнистої колагенової тканини. В інших ділянках, особливо – в більш пізні строки (3-6 місяців) гранули ГА та ТКФ практично скрізь оточені сполучною тканиною остеогенного типу з ділянками гіперплазії остеобластів. Зони контакту колагенових волокон з керамічним матеріалом складаються з численних вогнищ мінералізації, спостерігається накопичення остеобластів серед мас ГА та ТКФ. (рис.6).

Такі накопичення остеобластів спостерігаються також всередині імплантованих мас ГА та ТКФ. Частина клітин остеобластного ряду підлягає дистрофії цитоплазми з появою поліморфних ядер. Поряд з остеобластами межують дуже великі багатоядерні молоді остеокласти з надзвичайно насиченою органелами цитоплазмою, яка однак не завжди насичена лізосомами, а іноді підлягає вакуолізації. Навколо остеокластів спостерігаються ознаки резорбції колагенової та кісткової тканини. Має місце формування цен-

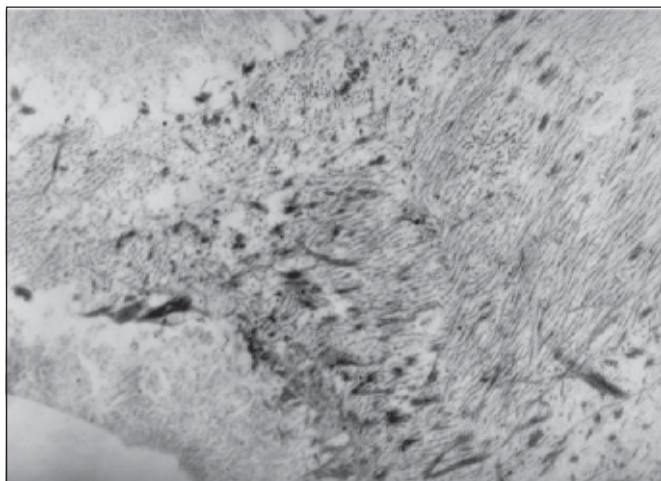


Рис. 6. Хворий Г. Стегнова кістка. Гранули ГА 400-600 мкм. Безладно зорієнтовані маси (пучки) новоутворених колагенових волокон на межі з гранулами ГА. Численні вогнища мінералізації колагенової тканини. ЕМФГ. Збільшення 6 500.

тральних кісткових каналів та дрібних гаверсових каналців.

При дослідженні біоптатів тканини, взятих у хворих через 36 місяців із центральних ділянок імплантації, відмічені гранули керамічного матеріалу, а між ними розташовувалася сполучна тканина замість повноцінної кісткової (рис. 7).

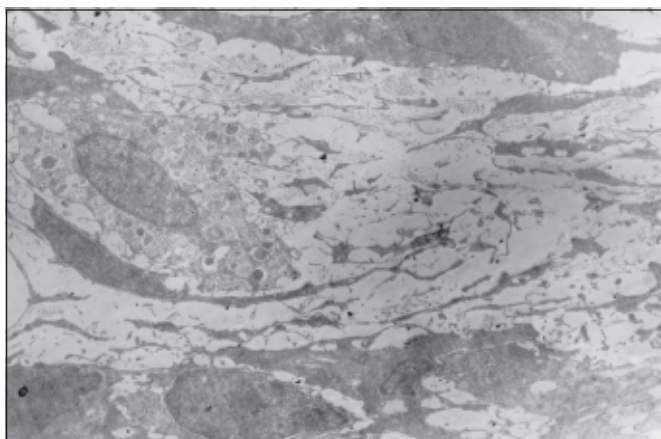


Рис. 7. Хворий П. Стегнова кістка. Гранули ГА 400-600 мкм. Гранули ГА та фібробласти між ними. ЕМФГ. Збільшення 6 500.

Ці данні свідчать про те, що поблизу ГА проходять активні клітинно-опосередковані процеси, що обумовлюють синтез компонентів матриксу та одночасно резорбцію ГА, і це дає підставу говорити про формування активної зв'язуючої зони та особливої кістково-керамічної структури, в якій з часом керамічний матеріал замінюється кістковою тканиною, але у більшості випадків лімфогістіоцитарна інфільтрація та утворення сполучної тканини на межі імплантат-кістка перешкоджає подальшій біодеградації керамічного матеріалу та утворенню нової кісткової тканини, тому перебудова керамічного матеріалу відбувається тільки на периферії.

Таким чином, отримані дані ЕМ-дослідження свідчать про те, що керамічний матеріал на основі ГА та ТКФ володіє спроможністю стимулювати репаративний остеогенез, особливо на периферії в місці контакту кераміки з кісткою. Ближче до центру репаративний остеогенез сповільнюється за рахунок формування сполучної тканини, що не сприяє подальшій перебудові керамічного матеріалу.

Дані ЕМ-дослідження фрагмента біосійного матеріалу кістки після імплантації біокомпозиту

При ЕМ-дослідженні фрагмента біосійного матеріалу кістки хворого, видаленого через 4 місяці після імплантації біокомпозиту, виявляється міжклітинна речовина кістки і остеоцити. Остеоцити у дослідженому фрагменті стегнової кістки розташовані в лакунах, мають гіперхромні ядра овальної або округлої форми, оточені вузьким шаром цитоплазми, яка формує відростки (рис. 8).

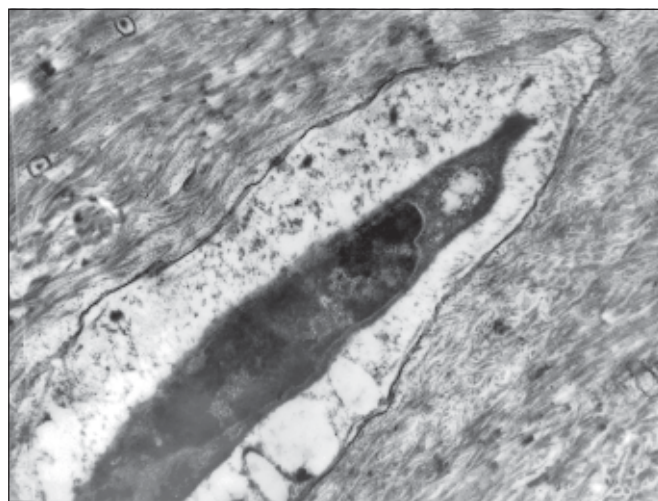


Рис. 8. Хворий П. Стегнова кістка. Гранули БКС діаметром 5-10 мм. Остеоцит в лакуні. Впорядковано розташовані колагенові волокна в міжклітинній речовині. ЕМФГ. Контрастовано за Рейнольдсом. Збільшення 16600.

При ЕМ-дослідженні ділянки кістки на ультраструктурному рівні через 1,5 місяці після імплантації БКС так само, як і в напівтонких зрізах спостерігається різноманіття поєднання декількох основних складових тканинних компонентів: суцільних мас ГА, химерних лакунарних утворень з порожніми (прозорими) порожнинами максимально біоактивного скла, розташованих між ними перемичок, полів і балок новоутвореної кістки на різних стадіях дозрівання. Спонгіозна структура ГА має типову для них будову квазіхаотичних мереж з химерними переплетеннями профілів перемичок і порожнеч між ними. Ці структури найчастіше чітко відмежовані від шарів новоутвореної волокнистої тканини (рис. 9) або – рідше

взаємно проростають один в одного. На межі цих двох тканин немає ніяких ознак клітинної інфільтрації (запалення).

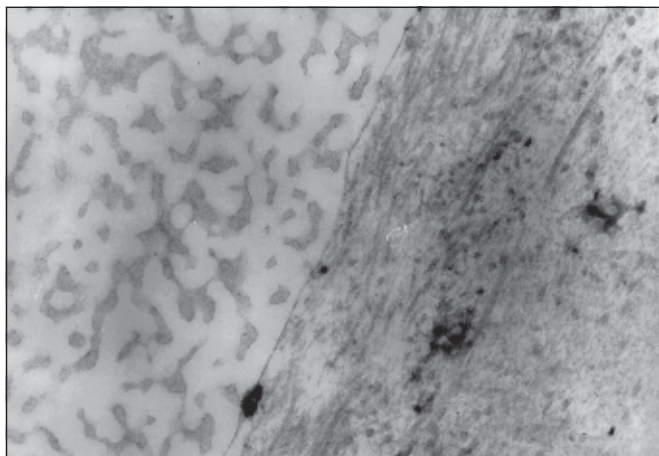


Рис. 9. Хворий К., стегнова кістка. Спонгіозна структура ГА чітко відмежована від шарів новоутвореної волокнистої тканини. ЕМФГ. Збільшення 6500.

Місцями в препаратах зони чистого ГА межують з лакунами біоскла, між ними визначається подвійна зона, яка їх розмежовує, з блідим гомогенним вмістом між ними, які формують її щільними конгломератами. У багатьох блоках дуже рихла тонковолокниста тканина чітко межує з поліморфними пластами новоутвореної матричної волокнистої тканини з різним ступенем дозрівання (збільшення розмірів і товщини, ступінь однонаправленості), яка складається з колагенових волокон (рис.10).

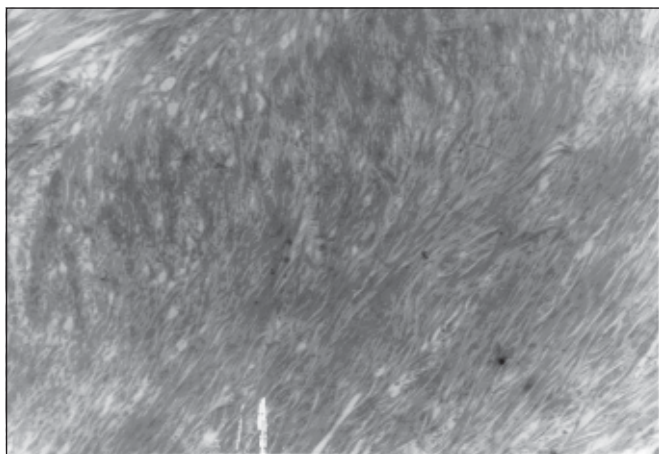


Рис. 10. Хворий В, стегнова кістка. Пласти новоутвореної матричної волокнистої тканини з різним ступенем дозрівання, які складаються з колагенових волокон. ЕМФГ. Збільшення 13500.

В результаті проведеного дослідження можна зробити висновок, що внаслідок імплантації у кістки хворих БКС в динаміці на ЕМФГ спостерігаються химерно і різноманітно переплетені конгломерати різнорідних тканин в різних кількісних співвідношеннях. Включення пористого ГА чергується з кетягами порожніх товстостінних лакун

БКС або із зонами новоутвореної кістки в різних фазах дозрівання остеоїду. Ознак запальної інфільтрації не виявлено.

Узагальнюючи отримані дані, необхідно зазначити, що за допомогою методу ЕМ ми дослідили і детально проаналізували особливості ультраструктури видалених внутрішньокісткових імплантатів на основі біоактивного скла з прилеглою до них кісткою через 1 – 9 місяців після занурення їх в кістковий дефект. Визначені характерні ознаки реституції кісткової тканини. Так, скрізь спостерігається мозаїчно-хаотичне волокнуутворення з подальшою осередковою осифікацією матриксу. На ультраструктурному рівні були встановлені різні прояви активності системи остеобластів-остеокластів. Наочно виявляється хаотичність репаративного кісткоутворення. Все це говорить про те, що при імплантації БКС відбувається повна перебудова імплантаційного матеріалу та утворення нової кісткової тканини. Значуща запальна реакція або активне імуноклітинне відторгнення імплантата відсутні.

Висновки

1. Застосування керамічного матеріалу на основі гідроксилапатиту та трикальційфосфату і матеріалу на основі біоактивного скла – біокомпозиту, як пластичного матеріалу під час кістково-пластичних операцій має цілий ряд переваг – зменшується об'єм і час операції, відбувається стимуляція репаративного остеогенезу в кістці, що сприяє відновленню функцій кінцівки, а отже і якості життя пацієнтів.

2. При електронномікроскопічному дослідженні особливостей репаративного остеогенезу у хворих з дефектами кістки після видалення пухлини та імплантації керамічного матеріалу на основі ГА та ТКФ встановлено, що керамічний матеріал на основі ГА та ТКФ володіє спроможністю стимулювати репаративний остеогенез, особливо на периферії в місці контакту кераміки з кісткою. Ближче до центру репаративний остеогенез сповільнюється за рахунок формування сполучної тканини, що не сприяє подальшій перебудові керамічного матеріалу. При імплантації матеріалу на основі біоактивного скла – БКС відбувається повна перебудова імплантаційного матеріалу та утворення нової кісткової тканини.

Література

1. Егоренков В.В. Пограничные и доброкачественные опухоли костей / В.В. Егоренков // Практическая онкология – 2010. – Т.11, №1. – С.37 – 44.
2. Керамопластика в ортопедии и травматологии / А.А. Корж, Г.Х. Грунтовский, Н.А. Корж [и др.] // Львов, Свит, 1992. – 112 с.

3. Клиника, диагностика и лечение хондробластомы у детей / А.Н. Снетков, А.К. Морозов, Г.Н. Берченко [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. – 2000. – № 2. – С. 10 – 16.
4. Комплексное лечение переломов и ложных суставов длинных трубчатых костей с использованием отечественного биокомпозиционного препарата Коллапан / Г.А. Кесян, Г.Н. Берченко, Р.З. Уразгельдеев [и др.] // Вестник РАМН – 2008. – №9. – С.24 – 32.
5. Некачалов В.В. Патология костей и суставов: Руководство для врачей / В.В. Некачалов // СПб.: Сотис, 2000 – 288 с.
6. Проценко В.В. Биокомпозит – новый материал для восстановления кости / В.В.Проценко // Клінічна хірургія – 2006. – №9. – С.58 – 60.
7. Путляев В.И. Современные биокерамические материалы / В.И. Путляев // Соровский образовательный журнал – 2004. – Т.8, №1. – С.44 – 50.
8. Регулювання параметрів синтетичного керамічного гідроксиапатиту для різних застосувань в ортопедії і травматології / В.А. Дубок, Н.В. Ульянович, Б.О. Толстоп'ятов [та інш.] // Труды Крымского государственного мединститута им. С.И.Георгиевского – 1999. – Т.135. – Ч.2. – С.129 – 132.

А.А.Бурьянов, В.В. Проценко
Киев

Сравнительная характеристика гидроксиапатита и биокомпозита – материалов для замещения дефекта кости после удаления опухоли

В статье проводится сравнительная характеристика имплантационного материала на основе ГА и ТКФ и материала на основе биоактивного стекла – БКС используемых для замещения дефекта кости после удаления гигантоклеточной опухоли. Сообщается о результатах хирургического лечения 78 пациентов. Для более детального изучения процессов, которые происходят в полости кости под влиянием имплантационного материала проводилось электронномикроскопическое исследование биопсийного материала больных в месте имплантации материалов в разные сроки после хирургического вмешательства. Установлено, что при имплан-

тации материала на основе ГА и ТКФ в непосредственной близости с керамическим материалом наблюдается лимфогистиоцитарная инфильтрация, а также образование соединительной ткани вместо полноценной костной, что препятствует биодеградации керамического материала и образованию новой костной ткани. При имплантации материала на основе биоактивного стекла – БКС наблюдается полная перестройка имплантационного материала и образование новой костной ткани.
Ключевые слова: пластический материал на основе гидроксиапатита и трикальцийфосфата, материал на основе биоактивного стекла – биокомпозит, костно-пластическая операция, гигантоклеточная опухоль кости, электронномикроскопическое исследование.

A. Buryanov, V. Protsenko
Kyiv

Comparative characteristics of hydroxyapatite and biocomposite materials for replacement of the bone defect after tumor removal

The article concerns the comparative characteristics of implantation material based on HA and TCP and material based on bioactive glass – BCS, used to replace bone defect after removal of giant cell tumor. The results of surgical treatment of 78 patients are reported. The electron microscope study of biopsy material of patients at the site of implantation materials in different periods after surgery has been held for a more detailed study of the processes that occur in the cavity under the influence of implantation material. It was found that the implant material based on HA and TCP in the vicinity of the ceramic material the lymphohistiocytic infiltration and formation of connective tissue is observed instead of a complete bone, preventing biodegradation of the ceramic material and the formation of new bone tissue. When implanting the material based on bioactive glass – BCS an alteration of implantation material and formation of new bone tissue is observed.

Key words: plastic material based on hydroxyapatite and tricalcium phosphate, material based on bioactive glass – biocomposite, bone and plastic surgery, giant cell tumor of bone, electron microscopic examination.