

DOI: 10.21802/artm.2019.1.9.100.

УДК 616.314-083:528.315-38

## АНАЛІЗ ХІРУРГІЧНИХ МЕТОДИК ТА ПІДХОДІВ УСУНЕННЯ ДЕФЕКТІВ КІСТОК ЛИЦЕВОГО СКЕЛЕТУ

А.В. Пантус, М.М. Рожко, І.Р. Ярмошук, В.Л. Когут, Ю.І. Солоджук

*Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра хірургічної стоматології,  
кафедра стоматології ПО,  
м. Івано-Франківськ, Україна,  
ORCID ID: 0000-0002-5245-8836, ORCID ID: 0000-0002-6876-2533,  
ORCID ID: 0000-0003-2636-8770, ORCID ID: 0000-0002-8157-4342,  
ORCID ID: 0000-0002-6725-4844,  
e-mail: zlatoslava2@ukr.net*

**Резюме.** Остеопластичний матеріал є золотим стандартом реконструкції кісткової тканини. Аутологічний матеріал може не давати імунологічної відповіді організму, цей матеріал також володіє не тільки остеокондуктивними, але й остеоіндуктивними властивостями.

Альтернативним рішенням аутотрансплантації є застосування алотрансплантів, які підлягають спеціальній обробці, при якій залишається як остеокондуктивна, так і остеоіндуктивна властивість.

Було запропоновано методику закриття дефекту кісткової тканини нижньої щелепи за допомогою мікрохірургічних аутотрансплантантів.

При конструюванні біосумісних матеріалів потрібно застосовувати біоміметичний підхід. Кісткова тканина – це своєрідний композит, який поєднує два фізичні явища: твердість (за рахунок кристалів гідроксиапатиту) та еластичність (завдяки колагеновим волокнам).

Існує досвід застосування пористих кісткових блоків, просочених кров'яним згустком хворого в комбінації гідроксиапатиту та трикальційфосфату. Такий тип біокераміки можна застосовувати для контурної пластики коміркової частини щелеп та заповнення дефектів кісток.

Отже, з наведених даних можна зробити висновок, що першим пріоритетним завданням регенеративної медицини, зокрема реконструктивної хірургії, є пошук методик та технологій створення стабільних пористих каркасів певної форми.

**Ключові слова:** кісткова тканина, регенерація, аутотрансплантація.

**Вступ.** Золотим стандартом реконструкції кісткової тканини є остеопластичний матеріал. Останній повинен утворювати в рані так званий місток або матрикс для побудови кісткової тканини, не бути токсичним щодо тканин реципієнта, не викликати канцерогенної дії на клітини та імунну відповідь організму, мати прогнозований час перебування матеріалу [1]. Аутологічний матеріал може відповідати цим критерієм, тобто не давати імунологічної відповіді організму, такий матеріал також володіє не тільки остеокондуктивними, але й остеоіндуктивними властивостями [2, 3].

Серед негативних сторін аутотрансплантації є додаткова травма при взятті його з донорської ділянки. Під час забору матеріалу зростає ризик пошкодження сусідніх анатомічних структур, таких як судини або нерви [4, 5].

Альтернативним рішенням аутотрансплантації є застосування алотрансплантів, які підлягають спеціальній обробці, при якій залишається як остеокондуктивна, так і остеоіндуктивна властивість. Остеокондуктивна властивість забезпечується кальцифікованим матриксом. При інтеграції в кісткову тканину алотранспланту, виступаючи в ролі своєрідного містка для проростання первинних судин та капілярів, повинні підтримувати процес ремоделювання кістки, тобто забезпечувати остеобластичну та остеокластичну

активність клітин, поступово заміщаючись новоутвореною кісткою [5, 6].

Остеоіндуктивний ефект алотрансплантанта може бути досягнутий за рахунок збагачення його факторами росту, специфічними білками або клітинами. Негативні результати після алотрансплантації можуть бути пов'язані з розростанням сполучної тканини з поганою васкуляризацією, з присутністю запального процесу в ділянці трансплантації, з відсутністю нормального контакту на межі донорської зони та трансплантанта.

Було запропоновано методику насичення алотрансплантантів розчинами антибіотиків (неоміцин та ципрофлоксацин) за допомогою низькочастотного ультразвуку. Насичення антибіотиками відбувалось безпосередньо перед введенням. При цьому антимікробний ефект на тканини операційного поля зберігався в середньому до одного тижня [7, 8].

Існує методика використання колагену, який виділений з трубчастих кісток у поєднанні з FRP, який отримують методом центрифугування крові, взятої з вени. FRP складається з глікозаміногліканів у комбінації з фібриновим гелем, з підвищеною концентрацією лейкоцитів у 3-5 разів та певною концентрацією тромбоцитів, які екскретують фактори росту: PDGF (фактор, який синтезується тромбоцитами), TGF- $\beta$  (бета трансформуючий фактор росту), VEGF (фактор росту ендотелію судин), EGF

(епітеліальний фактор росту), IGF (інсуліноподібний фактор росту). Такий тип аутологічного матеріалу, як правило, використовували в якості біологічної мембрани, яку поміщали в ділянку дефекту кісткової тканини.

Інші дослідники використовували стовбурові клітини, отримані з гребня клубової кістки. Крім стовбурових клітин, при пункції можна отримати попередників остеобластів, тромбоцитів, які синтезують фактори росту для формування кісткової тканини. Виділені мезенхімальні стовбурові клітини, гемопоетичні стовбурові клітини, які сприяють васкуляризації, культивували на живильних середовищах протягом 1-1,5 місяців, далі поміщали в губчастий кістковий матрикс [4, 8].

Аналіз результатів показав, що ознаки остеогенезу наступали через 1,5-2 місяці після операції. Такий результат обумовлений введенням у ділянку дефекту суміші з клітин із високим потенціалом до регенерації і як наслідок – рівномірне відновлення кісткової тканини [9, 10].

Було запропоновано методику закриття дефекту кісткової тканини нижньої щелепи за допомогою мікрохірургічних аутотрансплантантів [10]. Дослідниками застосовано шкірно-м'язово-кістковий трансплант з гомілки на малоомілкової вені та малоомілкової артерії. Кістковий фрагмент трансплантата встановлювався в позицію нижньої щелепи. Дистальний фрагмент фіксували до фрагменту тіла нижньої щелепи праворуч, проксимальний до фрагменту тіла нижньої щелепи зліва (фіксація за допомогою титанових пластин) [9].

Судинна ніжка трансплантата підводилась до судин шиї. Під оптичним збільшенням формувались 2 мікросудинних анастомози між мало-гомілковою і лицевою артерією по типу «кінець у кінець» та малоомілкової і лицевої вен за типом «кінець у кінець».

В експериментальних дослідженнях, проведених Г.П. Тер-Асатурговим (2009) на лабораторних тваринах, описується остеоіндуктивний ефект використання остеопластичних матеріалів «Перфоост», «Остеоматрикс» і «Остеопласт-Т» при заповненні кісткових дефектів. Авторами доведено, що при імплантації демінералізованого кісткового матриксу відбувається активація морфогенетичних білків, які приймають участь у формуванні регенерату в ділянці імплантованого матеріалу. Вказані результати свідчили про виражений регенеративний ефект на кісткову тканину колагену та природнього гідроксиапатиту [10].

Порівняльні дослідження по підсадці аутологічної кістки показали, що кортикальний ауто-трансплант, взятий із ретромолярної ділянки, повністю не перебудовувався, про що свідчили значні ділянки кісткової тканини, що мали нежиттєздатні остеобласти [11]. І навпаки, при застосуванні аутологічної кісткової стружки був виявлений васкуляризований регенерат, який містив новоутворену кісткову тканину з відсутніми нежиттєздатними ділянками. А. А. Долгалев (2009) у своїх дослідженнях з алогенними трансплантатами зробив висновок, що демінералізована губчаста кісткова тканина оптимізувала регенераторний потенціал

фібробластів, на відміну від гідроксиапатиту («Ліопласт») [8].

Аналіз модифікованого композита хітозану-КЗГ (карбонат-замісний гідроксиапатит) показав певну особливість протікання процесу регенерації, а саме сполучнотканинний компонент активно регенерував на хітозані, а кісткова тканина активно відновлювалась. У кістковопластичному матеріалі Bio-Oss (Geistlich Pharma, США) кісткова тканина спостерігалась тільки на поверхні гранул. При порівнянні кальційгідроксиапатиту та фторгідроксиапатиту було встановлено, що останній володіє значно більшим остеокондуктивним потенціалом ніж кальційгідроксиапатит (Prato G. P. R. et al, 2004; Acarturk T.O., Hollinger J., 2006).

При конструюванні біосумісних матеріалів потрібно застосовувати біоміметичний підхід. Кісткова тканина – це своєрідний композит, який поєднує два фізичні явища: твердість (за рахунок кристалів гідроксиапатиту) та еластичність (завдяки колагеновим волокнам) [11-14]. Остеопластичні матеріали повинні відповідати властивостям біоактивних середників, які можуть включатися в метаболічний процес кісткової тканини. Це може проходити двома шляхами: остеокондуктивним та остеоіндуктивним. При першому варіанті взаємодії імплантований матеріал виконує роль пасивного матриксу, завдання якого стимулювати утворення кісткової тканини від периферії до центру, тобто забезпечити чітку тривимірну організацію кісткових структур. При другому варіанті матеріал повинен стимулювати поділ та диференціювання клітин у остеобласти [15, 16].

Існує досвід застосування пористих кісткових блоків, просочених кров'яним згустком хворого в комбінації гідроксиапатиту та трикальційфосфату. Такий тип біокераміки можна застосовувати для контурної пластики коміркової частини щелепи та заповнення дефектів кісток [17, 18]. Однією з умов позитивних результатів є ідеальна адаптація таких блоків під контури дефекту. Серед негативних результатів відмічається проростання сполучної тканини, наявність запальних процесів у місці імплантації.

Експериментальні дослідження впливу препарату «Колапан» порівняно з регенерацією кісткової тканини під кров'яним згустком показали наявність репаративних процесів. На гістопрепаратах не відмічалась наявність сполучної тканини між гранулами матеріалу, що свідчить про виражений остеокондуктивний ефект матеріалу [19].

Розповсюдженість остеопластичних матеріалів на основі β-трикальцій фосфату дуже велика [20, 21]. Однак деякими авторами відмічено відсутність матриксних властивостей у цих матеріалів через їхню сповільнену резорбцію з наступним формуванням зони хронічного запалення [22]. L. Canullo та співавтори [23] провели дослідження із застосуванням препарату на основі гідроксиапатиту NanoBone.

При вивченні біоптатів кісткової тканини в місці імплантації матеріалу, через 3 місяці виявлено 38,26%±8,07% збереження матеріалу від його першочергового об'єму. Губчаста речовина в біоптаті ста-

новила  $29,23\% \pm 5,18\%$ , кортикальний шар  $32,51\% \pm 4,96\%$ , тобто приріст кісткової тканини становив  $20,64\% \pm 2,96\%$ , з яких власна кістка пацієнта  $11,87\% \pm 3,27\%$ . Щодо структури кісткової тканини, то вона відповідала фізіологічним параметрам. У зоні контакту матеріалу та кісткового ложа не відмічалась сполучна тканина, яка б свідчила про хронічне запалення [22].

Остеопластичний матеріал складається з колагену, неколагенових білків, кісткової тканини тваринного походження, синтетичного гідроксиапатиту та трикальцій фосфату. Вказані інгредієнти входили в склад матеріалу в співвідношенні 50/50. При дослідженнях цього матеріалу культурами мезенхімальних клітин виявлено його нестійкість матеріалу в водному середовищі, і як наслідок, відсутність диференціації мезенхімальних клітин [23].

Найбільш активно ведуться розробки щодо використання біополімерів, як матеріалів для створення пористих матриксів [24]. Серед біополімерів, які є пріоритетними для створення каркасів, є синтетичні полі-L-лактид і полілактид-гліколід та природного походження (целюлоза, альбінат, гіалуронова кислота, хондроєтинсульфат та колаген) [25]. У полімерних матеріалів є як позитивні, так і негативні властивості. До позитивних властивостей відносять гідрофільність, клітинну адгезію, відсутність токсичності для клітин. До негативних властивостей відносять низьку механічну міцність та нестабільну структуру в поєднанні з можливими алергічними реакціями, які можуть виникати при реакції на колаген.

Хітозан відноситься до полісахаридів, який отримують внаслідок N-деацетилювання хітину. В організмі хітозан руйнується лізосомами з утворенням глікозаміногліканів. Хітозан володіє антимікробними, антиоксидантними властивостями і в консистенції гелів може транспортувати в організм людини антибіотики, білки та ферменти. Вищевказані властивості хітозану знайшли своє застосування в хірургічній стоматології в якості кальційфосфатних, кальційсульфатних та лактатгліколатних композитів [26, 27]. Рядом авторів було розроблено методику та проведено дослідження комбінації хітозану з колагеновими поліпептидами та кальцитоніном. У дослідженнях на щурах продемонстровано комплекс хітозану, желатину та BMP-2 людини, що викликали експресію гена кальцитоніна, призводячи до остеointegraції імплантованого матеріалу [28-30].

Виражену остеопластичну дію комбінації гідроксиапатиту та хітозану було вивчено при заживленні кісткових дефектів у експерименті. Поєднання хітозану та RGD-пептидів у стоматології висвітлено в роботах [25].

Аналіз методик аутотрансплантації ще раз підкреслює, що ця методика є «золотим стандартом» регенеративної медицини. Проте негативними сторонами методу є втрата власного біологічного матеріалу в донорській зоні, а також невідповідність форми взятого фрагменту формі втраченого сегменту щелепи.

Застосування алотрансплантантів або ксеноматеріалу потребує спеціальних додаткових методик очищення матеріалу. Питання форми теж є

актуальним для цього виду трансплантації. Аналіз літературних даних використання синтетичних остеопластичних матеріалів вказує на перевагу грануляту для заміщення дефектів кісток. Проте застосування гранул має і свої недоліки, серед яких аморфність порошкоподібної фази та нестабільність сформованого з гранул каркасу.

Отже, з наведених даних можна зробити висновки, що першим пріоритетним завданням регенеративної медицини, зокрема реконструктивної хірургії, є пошук методик та технологій створення стабільних пористих каркасів певної форми.

#### References:

1. Alekseeva IS, Volkov AV, Kulakov AA, Goldsheyn DV (2012) Kliniko-eksperimentalnoe obosnovanie ispolzovaniya kombinirovannogo kletochnogo transplantata na osnove multipotentnyih mezenhimnyih stromalnih kletok zhirovoy tkani u patsientov s vyrazhennym defitsitom kostnoy tkani chelyustey. Kletochnaya transplantologiya i tkanevaya inzheneriya 7(1):97-105 [in Russian]
2. Torres-Lagares D, Segura-Egea JJ, Rodríguez-Caballero A, Llamas-Carreras JM, Gutiérrez-Pérez JL (2011) Treatment of a large maxillary cyst with marsupialization, decompression, surgical endodontic therapy and enucleation. J. Can. Dent. Assoc. 77: b87
3. Tseng SK, Tsai YL, Li UM, Jeng JH (2009) Radicular cyst with actinomycotic infection in an upper anterior tooth. J. Formos. Med. Assoc. 108(10):808-813
4. Alekseeva IS, Kulakov AA, Goldsheyn DV, Volkov AV, Shuraev AI (2012) Opyit ispolzovaniya tkaneinzhenernoy konstruktsii dlya uvelicheniya ob'ema kostnoy tkani na verhney chelyusti (srok nablyudeniya do 21 mesyatsa). Ros. bioterapevt. zhurn. 11(1):75-77 [in Russian]
5. Ardashev IP, Chernitsov SV, Veretelnikova IYu, Grishanov AA, Shpakovskiy MS (2011) Sovremennoe sostoyanie voprosa o kostnoplasticheskikh materialah, stimuliruyuschih osteogenez. Vestn. novyih med. tehnologiy. 18(4):161-165 [in Russian]
6. Kirilova IA, FomichYov NG, Podorozhnaya VT, Trubnikov VI (2007) Novyie vidyi materialov dlya kostnoy plastiki v svete sovremennyih predstavleniy o kostnyh transplantatah. Hirurgiya pozvonochnika 2:66-70 [in Russian]
7. Balin VN, Balin DV, Iordanishvili AK, Muzyikin MI (2015) Osteostimuliruyushee deystvie ksenogennoy kostnogo materiala na reparativnyiy osteogenez (eksperimentalno-morfologicheskoe issledovanie). Stomatologiya 94(2): 5-9 [in Russian]
8. Mullaev TM, Mullaev HT (2011) Primenenie sovremennyih metodov zamescheniya defektov alveolyarnogo otrostka osteoplasticheskimi materialami pri dentalnoy implantatsii. Sbornik statey mezhdunarodnov nauchno-prakticheskoy i obrazovatelnoy konferentsii 1:61-65 [in Russian]
9. Li Zh, Hou T, Deng M, Luo F, Wu X, Xing J, Chang Zh, Xu J (2015) The osteogenetic efficacy of goat bone marrow-enriched self-assembly peptide/demineralized bone matrix in vitro and in vivo. Tissue Eng. Part A 21(78):1398-1408
10. Ye Q, Chen K, Wu H, He Y, Nong M, Li C, Liang T (2015) Osteogenic ability of bone marrow stem cells

- intraoperatively enriched by a novel matrix. *Exp. Ther. Med.* 9(1):25-32
11. Bakunova NV, Barinov SM, Komlev VS, Smirnov VV (2011) Poristye hitozanovyye matriksy, armirovannyye bioaktivnyimi soedineniyami kaltsiya dlya vosstanovleniya kostnoy tkani. *Nauchnyye vedomosti Belgorodskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Matematika. Fizika* 11:173-178 [in Russian]
12. Alves M, Ribeiro J, Lopes PD, Padovan MW, Nogueira LE, Pinto JH (2011) Multidisciplinary approach of maxillofacial tumor sequel: case report *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40(10):1096
13. Uckan S, Deniz K, Dayangac E, Araz K (2010) Early Implant Survival in Posterior Maxilla With or Without  $\beta$ -Tricalcium Phosphate Sinus Floor Graft. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 68(7):1642-1645
14. Stiller M, Rack A, Zabler S, Goebbels J (2009) Quantification of bone tissue regeneration employing  $\beta$ -tricalcium phosphate by three-dimensional non-invasive synchrotron micro-tomography – A comparative examination with histomorphometry. *Bone* 44(4):619-628
15. Oginuma T, Sato S, Udagawa A, Saito Y (2012) Autogenous bone with or without hydroxyapatite bone substitute augmentation in rat calvarium within a plastic cap. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 114(5):S107-S113
16. Zecha PJ, Schortinghuis J, Wal H, Nagursky KC, Broek S, Vissink A, Raghoobar GM (2011) Applicability of equine hydroxyapatite collagen (eHAC) bone blocks for lateral augmentation of the alveolar crest. A histological and histomorphometric analysis in rats. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40(5):533-542
17. Kim BJ, Kwon TK, Baek HS, Hwang DS, Kim CH, Chung IK, Jeong JS, Shin SH (2012) A comparative study of the effectiveness of sinus bone grafting with recombinant human bone morphogenetic protein 2-coated tricalcium phosphate and platelet-rich fibrin-mixed tricalcium phosphate in rabbits. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 113(5):583-592
18. Lohberger B, Payer M, Rinner B, Bartmann C (2012) Human Intraoral Harvested Mesenchymal Stem Cells: Characterization, Multilineage Differentiation Analysis, and 3-Dimensional Migration of Natural Bone Mineral and Tricalcium Phosphate Scaffolds. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 70(10):2309-2315
19. Volodina DN, Panin AM, Illarionov EV, Avtandilov GG, Voronov AS (2008) Eksperimentalnyye issledovaniya vliyaniya materialov na osnove kostnogo nedeminerizovannogo kollagena, nasyshchennogo sulfatirovannymi glikozaminoglikanami, na reparatsiyu kostnykh defektov chelyustnykh kostey. *Kurskiy nauchno-prakticheskiy vestnik Chelovek i ego zdorove* 2:17-21 [in Russian]
20. Pavlenko AV, Dmitrieva EA, Luzin VI (2000) Gistologicheskoe stroenie regenerata pri zapolnenii kostnogo defekta materialami easygraft i trikaltsiyfosfatom. *Morfologiya* 5(2):49-54 [in Russian]
21. Pavlenko AV, Dmitrieva EA (2011) Morfologicheskie osnovy vyibora kostnoplasticheskikh materialov v parodontologii. *Morfologiya* 5(1):5-12 [in Russian]
22. Pavlova TV, Mezentsev YuA, Pavlova LA, Krivetskiy VV, Pavlov IA (2009) Morfofunktsionalnoe sostoyanie kostnoy tkani pri vvedenii kollagenovo-gidroksiapatitnykh nanokompozitov. *Nauchnyye vedomosti Belgorodskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Meditsina. Farmatsiya* 59(7):28-33 [in Russian]
23. Canullo L, Dellavia C, Heinemann F (2012) Maxillary sinus floor augmentation using a nano-crystalline hydroxyapatite silica gel: Case series and 3-month preliminary histological results. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* 194(2):174-178
24. Teng SH, Lee EJ, Wang P, Jun SH, Han CM, Kim HE (2009) Functionally gradient chitosan-hydroxyapatite composite scaffolds for controlled drug release. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* DOI:10.1002/jbm.b.31283
25. Inanç B, Elçin EA, Koç A., Baloş K, Parlar A, Elçin Y (2007) Encapsulation and osteoinduction of human periodontal ligament fibroblasts in chitosan-hydroxyapatite microspheres. *J. Biomed. Mater. Res.* 82(4):917-926
26. Gurin AN, Komlev VS, Fedotov AY, Fadeeva IV, Smirnov VV, Barinov SM (2008) Vliyaniye hitozanovogo matriksa, soderzhashego granulyi karbonargidroksiapatita, na zazhivleniye kostnykh defektov v eksperimente. *Perspektivnyye materialy. Prilozhenie: Materialy 1-oy mezhdunarodnoy konferentsii «Funktsionalnyye nanomaterialy i vysokochistyye veschestva»*:1-6 [in Russian]
27. Li T, Shi XW, Du YM, Tang YF (2007) Quaternized chitosan-alginate nanoparticles for protein delivery. *J. Biomed. Mater. Res. Part A* 83(2):383-390
28. Ryibakov PA (2006) Hirurgicheskoe lecheniye bolnykh periapikalnyimi ochagami destruktivnykh chelyustey s ispolzovaniem alloimplantatov antimikrobnogodeystviya: avtoref. dis. kand. med. nauk. Samara 19 [in Russian]
29. Altankov G, Grinnell F, Groth T (1996) Studies on the biocompatibility of materials: Fibroblast reorganization of substratum-bound fibronectin on surfaces varying in wettability. *J. Biomed. Mater. Res.* 30:385-391
30. Elbert DL, Hubbell JA (1996) Surface treatments of polymers for biocompatibility. *Annu. Rev. Mater. Sci.* 26:365-394

УДК 616.314-083:528.315-38

#### АНАЛИЗ МЕТОДИК И ПОДХОДОВ ПО УСТРАНЕНИЮ ДЕФЕКТОВ КОСТЕЙ ЛИЦЕВОГО СКЕЛЕТА

А.В. Пантус, Н.М. Рожко, И.Р. Ярмошук, В.Л. Когур,  
Ю.И. Солоджук

*Ивано-Франковский национальный медицинский университет, кафедра хирургической стоматологии, кафедра стоматологии ПО,  
г. Ивано-Франковск, Украина,  
ORCID ID: 0000-0002-5245-8836,  
ORCID ID: 0000-0002-6876-2533,  
ORCID ID: 0000-0003-2636-8770,  
ORCID ID: 0000-0002-8157-4342,  
ORCID ID: 0000-0002-6725-4844,  
e-mail: zlatoslava2@ukr.net*

**Резюме.** Остеопластический материал является золотым стандартом реконструкции костной ткани. Аутологический материал может не давать иммунологического ответа организма, данный мате-

риал также обладает не только osteoconductive, но и osteoinductive свойствами. Альтернативным решением аутотрансплантации является применение алотрансплантатов, подлежащих специальной обработке, при которой остаются как osteoconductive, так и osteoinductive свойства.

Группой авторов (А.Д. Каприно, А.П. Поляков, 2015г.) была предложена методика закрытия дефекта костной ткани нижней челюсти с помощью микрохирургических аутотрансплантатов.

При конструировании биосовместимых материалов нужно применять биомиметический подход. Костная ткань – это своеобразный композит, который сочетает два физических явления: твердость (за счет кристаллов гидроксиапатита) и эластичность (благодаря коллагеновым волокнам).

Существует опыт применения пористых костных блоков, пропитанных кровяным сгустком пациента в сочетании гидроксиапатита и трикальций-фосфата. Такой тип биокерамики можно применять для контурной пластики воротниковой части челюстей и заполнения дефектов костей.

Итак, из приведенных данных можно сделать вывод, что первой приоритетной задачей регенеративной медицины, в частности хирургии, является поиск методик и технологий создания стабильных пористых каркасов определенной формы.

**Ключевые слова:** костная ткань, регенерация, аутотрансплантация.

UDC 616.314-083:528.315-38

#### METHODS AND APPROACHES ANALYSIS FOR BONE DEFECTS OF THE FACIAL SKELETON ELIMINATION

A.V. Pantus, M.M. Rozhko, I.R. Yarmoshuk, V.L. Kogut, Y.I. Solodzhuk

*Ivano-Frankivsk National Medical University,  
Department of Surgical Dentistry, Department of Dentistry,  
Ivano-Frankivsk, Ukraine,  
ORCID ID: 0000-0002-5245-8836,  
ORCID ID: 0000-0002-6876-2533,  
ORCID ID: 0000-0003-2636-8770,  
ORCID ID: 0000-0002-8157-4342,  
ORCID ID: 0000-0002-6725-4844,  
e-mail: zlatoslava2@ukr.net*

**Abstract.** Osteoplastic material is a gold standard for bone tissue reconstruction. The autologous material may not give the immunological response of the body; this material also possesses not only osteoconductive, but also osteoinductive properties.

An alternative solution for auto transplantation is the use of allotransplants, which are the subject to special

treatment, in which osteoconductive and osteoinductive properties remain.

A method of saturation of allotransplants with solutions of antibiotics (neomycin and ciprofloxacin) was used with the help of low-frequency ultrasound. Saturation with antibiotics occurred immediately before the introduction. At the same time, the antimicrobial effect on the tissue of the operating field was stored on average up to one week.

Other researchers used stem cells derived from the crust of the iliac bone. In addition to stem cells during puncture, precursors of osteoblasts, platelets, which synthesize growth factors for bone formation, can be obtained. Selected mesenchymal stem cells, hemopoietic stem cells that promote vascularization, cultured on nutrient media for 1-1.5 months, then placed in a spongy bone matrix.

A group of authors (A.D. Kaprin, A.P. Polyakov, 2015) suggested a method for closing the defect of bone tissue of the mandible with the help of microsurgery auto transplants.

When designing biocompatible materials, it is advisable to choose a biomimetic approach. Bone tissue is a peculiar composite that combines two physical phenomena: hardness (due to crystals of hydroxyapatite) and elasticity (due to collagen fibers). There is an experience of using porous bone blocks impregnated with blood clot in a patient in a combination of hydroxyapatite and tricalcium phosphate. This type of bio-ceramics can be used for contouring of the cellular part of the jaws and filling bone defects.

The prevalence of osteoplastic materials based on  $\beta$ -tricalcium phosphate is very high. However, some authors noted the lack of matrix properties in these materials due to their slow resorption with the subsequent formation of the zone of chronic inflammation. L. Canullo and co-authors conducted a study using a drug based on NanoBone hydroxyapatite.

The most active investigations are in the use of biopolymers as materials for the production of porous matrixes. Among the biopolymers that are the priority for the creation of frames are synthetic poly-L-lactide and polylactide-glycolide and natural origin (cellulose, alginate, hyaluronic acid, chondroitin sulfate and collagen). Polymer materials have both positive and negative properties. Positive properties include hydrophilicity, cell adhesion, and lack of toxicity for cells. Negative properties include low mechanical strength and an unstable structure in combination with possible allergic reactions that may occur in reaction to collagen.

Thus, from the given data it can be concluded that the first priority task of regenerative medicine, in particular reconstructive surgery, is the search for techniques and technologies for the creation of stable porous carcasses of a certain form.

**Keywords:** bone tissue, regeneration, autotransplantation.

Стаття надійшла в редакцію 01.02.2019 р.