

## СКАФОЛДИ В ПЕРІОДОНТАЛЬНІЙ ХІРУРГІЇ. Огляд

<sup>1</sup>Чумаченко О.В., <sup>1</sup>Топчий Д.В., <sup>2</sup>Громовий Ю.С., <sup>2</sup>Пляцко С.В.

<sup>1</sup>[Національний медичний університет імені О.О.Богомольця](#), Київ, Україна,

<sup>2</sup>Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова, Київ, Україна

[tpch03@gmail.com](mailto:tpch03@gmail.com)

Рецензенти: проф. Біденко Н.В., проф. Фліс П.С.

**Актуальність.** Заміщення кісткових дефектів при деструктивних періодонтитах – одне з найскладніших завдань щелепно-лицевої хірургії. Насьогодні найбільш ефективною та технологічно перспективною для відновлення параметрів та структури коміркової кістки є тканинна інженерія, яка складає класичну тріаду: біоматеріали + клітини + фактори росту.

**Мета:** узагальнення даних літератури щодо можливостей використання модифікованих скафолдматеріалів, кісткових морфогенетичних білків, факторів росту в тканинній інженерії при заміщенні дефектів кісткової тканини щелеп.

**Матеріали та методи.** Проведено науковий пошук глибиною 18 років (2001-2018 рр) у міжнародних наукометричних базах Scopus, PubMed, Web of Science, РІНЦ. Проаналізовано літературні джерела щодо можливостей використання остеоіндуктивних та остеокондуктивних матеріалів в стоматології, щодо можливостей та перспектив використання окремих остеорегенеруючих препаратів при захворюваннях періодонту та при усуненні дефектів щелеп, щодо характеристики складу, властивостей, способів виготовлення та механізму дії різних скафолдів

**Результати.** Виявлено, що перевагами остеорепаративних технологій з використанням скафолдів є їх достатня гідрофільність, можливість повної біосумісності, біодеградації матеріалу без токсичних впливів на організм

пацієнта, можливість проникнення в структуру клітин з різним розміром молекул (в тому числі стимулюючих ангиогенез), утримання необхідного об'єму, можливості програмування складу та властивостей на етапі виготовлення, тощо. Тканинноінженерні конструкції мають високі механічні та біологічні властивості для остеогенної диференціації і заселення клітинами. Крім того, надається можливість розширення оперативних протоколів в залежності від конкретних анатомо-фізіологічних умов у кожного хворого.

**Висновок.** Використання модифікованих скафолдматеріалів, кісткових морфогенетичних білків, факторів росту в тканинній інженерії дозволяє достатньо відновити її структуру та об'єм при заміщенні дефектів кісткової тканини щелеп. Тканинний інженерінг (матриці, фактори росту, клітини) стає привабливим клінічним підходом для регенерації кістки.

**Ключові слова:** періодонт, кістка, остеопластичний матеріал, скафолд, тканинна інженерія.

Активні інфекційно-запальні та деструктивні зміни в періодонтальному комплексі призводять до швидкої втрати зубів, параметрів коміркової кістки, порушення функції жування, дисфункції інших органів та систем і навіть до зміни психічного статусу пацієнта. Тому дуже актуальним стає завдання пошуку нових ефективних остеорегенеруючих препаратів при захворюваннях періодонту та при усуненні дефектів щелеп.

Комірковий відросток, як кістковий орган, треба розглядати як комплекс гармонійно взаємодіючих: періосту, хряща, власне кістки, судин та нервів. Кісткова тканина комірок складається з компактної і губчастої речовини. Кістковомозкові порожнини різних розмірів заповнені жировою тканиною[4].

Основу кісткової тканини становить білок - колаген. Особливістю кісткового матриксу є високий вміст лимонної кислоти, необхідної для

мінералізації, а також ферментів лужної і кислої фосфатази, що беруть участь в утворенні кісткової тканини. Хід кісткових трабекул відповідає напрямку сил, що діють на кістку. Насьогодні встановлено, що доля компактного шару коміркового паростка нижньої щелепи складає 50,1%, а губчастого - 49,9%. Комірковий же відросток має 27-30% компактного та 70-72% губчастого шару відповідно.

Основними складовими кістки є: органічний матрикс, мінеральний компонент та клітини. Органічний компонент становить 35% сухої маси кістки і включає в себе колагенову матрицю (переважно колаген I типу, та неколагенові білки: остеокальцин, остеонектин, остеопонин, сіалопротеїн). Мінеральний матрикс становить 2/3 сухої маси кістки і складається з кристалів гідроксиапатиту. Біля зубів, які не мають антагоністів і не виконують жувальної функції, зменшується не тільки кількість кісткових трабекул навколо зуба, але й сама зубна комірка атрофується. Атрофія спостерігається після втрати одного або декількох зубів, при патологічних станах (пародонтоз, періодонтит и ін.), а також у людей у віці старше 60 років. Атрофія після видалення зубів виникає відразу і спочатку проявляється в зменшенні висоти комірки зуба на 1/3, а далі протікає більш повільно, але не припиняється дещо сповільнюючись.

Нормальне функціонування кісткової тканини підтримується за рахунок ремоделювання. Метаболічні процеси в кістковій тканині постійні і число ділянок ремоделювання може досягати 1 млн в одній кістці. Фізіологічна регенерація постійна в трьох ділянках: періості, ендості та в гаверсових каналах і направлена на оновлення кристалів гідроксиапатиту. Вважається, що рушіями для структурної перебудови кістки виявляються зміни функції або навантаження, зміни в гормональному та кальцій метаболічному стані [5].

У формуванні внутрішньої структури кістки певну роль відіграють не тільки механічні фактори, а й інші дії з боку організму. Важливе місце в

репаративній регенерації коміркової кістки належить окістю, яке несе функції живлення, утворення та регенерації кісткової тканини (за рахунок внутрішнього шару), захищає кістку та додає їй стійкості (за рахунок зовнішнього волокнистого шару). На внутрішній поверхні остеогенного шару періосту, як і на поверхні самої кістки, знаходяться клітини-попередниці (мезенхімальні, плюрипотентні або стовбурові клітини) – з них за 3 – 5 днів утворюються остеобласти, хондробласти та фібробласти [5].

Регуляція остеогенезу та кальцієво-фосфорного обміну в комірковій кістці мають наступні рівні: генетичний та епігенетичний, системний та локальний. Системна регуляція здійснюється за рахунок гормонів та гормоноподібних речовин. Локальна – підтримується мікрооточенням цитокінів (фактори росту і диференціювання), міжклітинними контактами. В практичній діяльності лікаря важливо мати базові знання про кісткову тканину, її нормальну будову, зміни при патологічних процесах [1].

Так при локальній анестезії стоматолог повинен враховувати різну щільність коміркової кістки і оцінювати ступінь інфільтрації тканин анестетиком, а під час видалення зуба слід визначати найбільш вразливі до переломів ділянки. Товщина компактної пластинки комірки дорівнює 0,1-0,5 мм і залежить від порядку сегмента і рівня зуба. Визнаним є той факт, що окісно-комірковий комплекс щелеп має не тільки більш інтенсивну фізіологію, ніж інші кістки людського організму, а і швидше реагує на метаболічні розлади, диспропорції механічних та метаболічних показників в ньому організму. Складні структурні дефіцити (маса, якість та розподіл) та субоптимальне навантаження на кісткову тканину – передумови для поганої регенерації та подальшої імплантації в коміркових кістках. На кінцевий результат оперативного втручання впливають: потенціал матеріалу-імпланта, метаболічний статус ложа реципієнта, сама хірургічна травма, цитокінез та метаболізм в зоні регенерації після втручання, тощо. Покриваючі коміркову

кістку м'які тканини мають різний репаративний потенціал, інколи неодноразово травмуються, потребують, перш за все, власного відновлення, мають протистояти агресивному середовищу порожнини рота. Однією з особливостей втручань в щелепно-лицевій ділянці є попередня інфікованість патологічного вогнища. Так, при найбільш поширеному і досить тяжкому для лікування деструктивному процесі, що формується в комірковій кістці при ураженні періодонту з розвитком вогнищ в ділянці верхівки кореня, на бокових поверхнях та в міжкореновому просторі необхідно визначити наявність внутрішньоканальної та позаканальної інфекції. Позаканальна інфекція – це мікроорганізми, що виживають в цементних лакунах на поверхні коренів, потрапивши з мікробних бляшок та інфікованих стружок. Насьогодні відомо принаймі 2 мікроорганізми, що виживають за апексами коренів: *P. Propionicus* та *A. Israeli*. Довготривалий безсимптомний період формування таких деструктивних вогнищ суттєво змінює властивості оточуючих тканин та робить їх в подальшому малоздатними для повноцінної регенерації. Так, інфікованість кісткових порожнин при лікуванні кістозних новоутворень щелеп, становить від 36,6% до 87%. Наявність інфекційного початку та запального процесу в зоні-реципієнта кістковопластичного матеріалу (супроводжується, крім іншого, тканинною гіпоксією) ставить репаративні можливості в невідгідні умови.

Слід пам'ятати, що гістобіохімічна схема ремоделювання кісткової тканини досить складна і повністю ще не вивчена. Всі клітини пов'язані між собою безліччю хімічних сполук. Механізми фізіологічної та репаративної регенерації єдині, проте репаративна регенерація вважається в тій чи іншій мірі підсиленим варіантом фізіологічної [2].

Якщо фізіологічна регенерація має наступні стадії: спокій, активація, резорбція, реверсія, формування, то репаративний процес включає: аутоліз,

проліферацію та диференціювання, перебудову кісткової тканини і повне відновлення [2].

З точки зору практичної щелепно-лицевої хірургії більш зрозумілою є схема репаративної регенерації по Котельникову Г.П. та Миронову С.П.:

- 1) формування гематоми (стадія альтерації): активація згортання крові, формування тимчасового фібринового матриксу, вивільнення сигнальних молекул, активація локальних макрофагів (остеокластів);
- 2) фаза гострого запалення: послідовна інфільтрація нейтрофілами та макрофагами, фагоцитоз некротичних тканин фібринової матриці, викид прозапальних цитокінів, хемокинів, факторів росту, активація МСК, остеопрогеніторних клітин та клітин фібробластичного пулу;
- 3) формування грануляційної тканини: активна випереджаюча проліферація остеопрогеніторних клітин, утворення незрілого фіброзного екстрацелюлярного матриксу, ангиогенез;
- 4) утворення кісткової мозолі або первинного регенерату, диференціація клітин-попередниць в хондроцити в центральній зоні, диференціація клітин-попередниць в остеобласти, формування ретикулофіброзної кісткової тканини, відновлення окістя; апоптоз хондроцитів, кальцифікація регенерату, вrostання судин, заміщення хондроїда;
- 5) ремоделювання: поява хондрокластів та остеокластів, розсмоктування хряща та первинної кісткової мозолі, відновлення гаверсової та фолькмановської систем, поверхні пошкодженої кістки і остеогенного шару окістя[3].

Стає зрозумілим використання в остеοінженерії комбiнації скафолдiв та компонентiв аутокровi – бiологiчно активних матерiалiв, якi активно включаються в репаративний метаболiзм кiсткової тканини.

Бiологiчний носiй, який прискорює процеси загоєння та регенерації -збагачена тромбоцитами плазма (platelet-rich plasma –PRP) або гель (PRG). PRP-колагеновий комплекс, розчин гiалуронової кислоти, гiдрогель-водяний розчин полiетиленгліколь-дiакрилату, що мiстять фактори росту та/або BMP-2 та/або стовбуровi клiтини. PRP i PRG можна отримати прямо в операційній методом забору венозної кровi та негайного центрифугування: з пробiрки виходять плазма кровi, гель та щiльнi мембрани пiсля стискання гелю[6].

PRP мiстить тромбоцити в рiзній концентрації, якi помимо власної безпосередньої участi в гемостазi та коагуляції, мiстять альфа-гранули. Пiсля активації тромбоцитiв вiдбувається процес дегрануляції з видiленням факторiв росту PDGF, TGF-β1, VEGF та бiологiчно активних молекул: ендостатинiв, ангiопоетинiв, тромбоспондину I. Активованi тромбоцити спричиняють аналгезуючу дiю шляхом вивiльнення специфiчних пептидiв протеазних рецепторiв. Помимо тромбоцитiв, PRP мiстить власну плазму, багату фiбрином, цитокiнами для стовбурових клiтин або мiгруючих фiбробластiв. Таким чином, плазма виконує функцію «бiологiчного клею» [9].

Фактори росту, дiють кожний по рiзному, створюють три головних ефекти: запускають пролiферацію та диференціацію рiзних типiв клiтин (фiбробласти, хондроцити та iн.), збiльшують продукцію матриксу (колаген, протеоглікани), стимулюють ангiогенез та хемотаксис. Використання PRPPRG iз скафолдами рiзноманiтне: вiд простого замочування трансплантату в розчинi PRP перед його внесенням в кiсткову рану до внесення в ложе-реципiєнт та iн'єкційне iмбiбування [13,15]. Застосування PRP представляється безпечним та здiйсненим i може надавати сприятливий терапевтичний вплив, особливо на раннiх стадiях формування кiстки.

Іноваційним напрямком у відновленні об'єму та структури кісткової тканини вважається пошук спеціалізованих біосумісних та біодеградуючих композитних структур, які можуть імітувати будову і функцію кісткової тканини, забезпечувати механічну підтримку, диференціацію і проліферацію клітин, управляти структурою та функцією новоутвореної кісткової тканини. Ця стратегія включає в себе три основні блоки: клітини, матриці (скафолди) та остеоіндуктивні ростові фактори. Крім того, розглядаючи кісткову тканину як нанокомпозитну структуру, змінилися вимоги і до скафолдів – вони розглядаються як наноструктури, що можуть індукувати або посилювати остеогенез за рахунок створення клітинних ніш на нанорівні. Пористість та розміри пор впливають на міжклітинну взаємодію [10], сприяють щільності заселення клітин в матриці та їх розповсюдженню і міграції, зміні сигнальної дистанції [11,14]. Особливою є підтримка ангиогенезу з ложе реципієнта [7,18]. Швидка (рапідна) васкуляризація надзвичайно важлива для росту кісткової тканини в імплантованому скафолді, бо клітини імплантовані в матрицю втрачають життєздатність без крові і харчування, кисень та харчові компоненти передаються на дистанцію біля 200 мкм, тому васкуляризація вкрай необхідна навіть для малих матриць, що врешті решт впливає і на механізм формування кістки [12,17]. Не менш важливим є вплив каналного взаємозв'язку пор скафолда на міжклітинні взаємодії [16].

Існує велика різноманітність синтетичних полімерів, які були досліджені для застосування в біоматеріалів і тканинної інженерії. Найбільшою перевагою полімерів є те, що такі властивості, як гідрофільність, швидкість розкладання і механічні властивості, можуть бути оптимізовані. Цими властивостями можна маніпулювати різними способами, найчастіше шляхом кополімеризації або введення іншої архітектури.



Контроль швидкості і ступеню, здатність до розпаду полімерного біоматеріалу має вирішальне значення. На розчинність впливають багато факторів, такі як хімічна структура, склад сополімеру, архітектура, молекулярна вага, морфологія, площа поверхні і характер середовища.

Насьогодні увага щелепно-лицевих хірургів переакцентувалася на використання алопластичних матеріалів, де ефект досягається за рахунок пасивної стимуляції остеогенезу, тобто, тканина лише спирається на них, поступово заміщуючи дефект, поряд з цим відбувається біорезорбція самого матеріалу.

В цілому можна виділити три основні групи матеріалів, що застосовуються при виготовленні скафолдів: природні полімери (колаген, поліпептиди, полісахариди, альгінат і агароза, фіброїн, фібронектин, хітозан, складні полієфіри, а також їх комбінації), синтетичні полімери (біодеградуючі - полілактид, полігліколід, їх сополімер полілактогліколід, полікапролактон, поліціаноакрілат та ін.; небіодеградуючі - полівініловий спирт, полігідроксилетилметакрилат, полі-N-ізопропілакриламід, полікапролактон та ін.) та кераміка [8].

Кераміка включає в себе групу інертних і полуінертних матеріалів, що мають керамічну природу. В тканинній інженерії найбільш часто зустрічаються такі керамічні матеріали, як гідроксиапатит, трикальцій фосфат, біоактивне скло різного складу. Всі матеріали даної групи показують відмінну біосумісність за рахунок їх присутності в мінеральній фазі кісткової тканини. Найчастіше для оптимізації параметрів і отримання необхідних характеристик матриць при виготовленні комбінують декілька матеріалів, що мають різні властивості [16].

Другим важливим кроком після підбору матеріалу є прийняття рішення про використання того чи іншого методу отримання скафолдів із заданими

властивостями. В даний час існує велика кількість технологій, що дозволяють отримувати матриці потрібної форми, розміру і складу.

1. Методи, засновані на використанні розчинників і високих температур: електроспінінг, фазорозділення, ліофілізації, газове спінювання, вилуговування.
2. Швидке прототипування: лазерна стереолітографія (в тому числі і двухфотонная фотополімеризація), селективне лазерне спікання, моделювання методом наплавлення, 3D-друк та інші.

Окремо заслуговує на увагу матеріал з кальцій фосфатів в різній комбінації складів від трикальційфосфатів в чистому вигляді до гідроксиапатиту в чистому вигляді. Окрім того, матеріали використані як біологічного походження, так і синтетичного, і також їх суміші в різних молярних складах, а також твердих розчинів трикальційфосфат-гідроксиапатит. Виготовлені матеріали були по технології високотемпературного ( $T \sim 2300$  K) фотонного та лазерно-стимульованного процесу нанокompозитної кристалізації від стехіометричного складу кальційфосфатів до наперед заданого.

Ще одним завданням тканинної інженерії є включення біоактивних речовин в структуру скафолда для їх поступового вивільнення в процесі біорезорбції матеріалу. Перший варіант доставки ростових факторів включає їх безпосереднє інкорпорування в структуру скафолда. Для цього білки зазвичай іммобілізують через ковалентне або нековалентне зв'язування з полімером матриць. Другий варіант полягає в інкапсуляції ростових факторів у системи лікарської доставки (мікросфери, ліпосоми, гідрогелі та ін.).

### **Висновки.**

1. В основі фізіологічного і репаративного остеосинтезу, а також адаптивної функціональної і посттравматичної перебудови кісткової тканини лежать єдині і стереотипні клітинно-молекулярні процеси.
2. Успіх проведеної операції з усунення дефекту кісткової тканини залежить від великої кількості факторів. Вкрай важливу роль відіграють не тільки експериментальні дослідження, а й поглиблені фундаментальні знання біохімічних реакцій організму.
3. Застосування модифікованих скафолдматеріалів, кісткових морфогенетичних білків, факторів росту і методів тканинної інженерії при заміщенні дефектів кісткової тканини істотно прискорює процес репаративного остеогенезу і часто призводить до підвищення якісних характеристик новоствореної кісткової тканини.
4. Використання даних систем дозволяє уникнути серйозних ускладнень і вирішити цілий ряд проблем, що раніше було неможливо стосовно інших остеопластичних матеріалів.
5. Перевагою цих технологій є стимуляція остеогенезу практично на всіх рівнях, поєднання високого osteoіндуктивного, osteoкондуктивного ефектів, можливість повної біосумісності, біодеградація матеріалу з вогнища без будь-яких токсичних впливів на організм пацієнта.
6. Крім того, результати комплексного використання різних технологій отримання скафолдів, роботи з клітинними системами і стимулювання остеогенезу переконливо свідчать, наскільки значущим для успішного вирішення таких масштабних проблем є об'єднання великого числа міждисциплінарних наук.
7. Потрібно проведення подальших досліджень з метою підвищення якості, доступності, і розширення сфери застосування даних біосистем.

8. Також важливо отримання даних про віддалені результати застосування, проведення подальших клінічних досліджень і розробка схем раціонального впровадження в клінічну практику.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють, що не мають конфлікт інтересів, який може сприйматися таким, що може завдати шкоди неупередженості статті.

**Джерело фінансування.** Ця стаття не отримала фінансової підтримки від державної, громадської або комерційної організації.

## **ЛІТЕРАТУРА**

1. Volkov A.V. Morfologiya reparativnogo osteogeneza i osteointegratsii v chelyustno-litsevoy khirurgii. Diss.dok. M. 2018. 261s.
2. Volkov N.M., Fiziologiya metabolizma kostnoy tkani i mekhanizm razvitiya metastazov v kosti // Prakticheskaya onkologiya, № 3-2011, S. 97—102.
3. Kotel'nikov, G. P. Travmatologiya i ortopediya: uchebnik / G. P. Kotel'nikov, S. P., Mironov, V. F. Miroshnichenko. – M. : GEOTAR-Media, 2006
4. Onopriyenko G.A., Voloshin V.P. Sovremennyye kontseptsii protsessov fiziologicheskogo i reparativnogo osteogeneza. Al'manakh klinicheskoy meditsiny. 2017; 45(2): 79-79.
5. Paraskevich V.L. Dental'naya implantologiya. Osnovy teorii i praktiki. — 2e izd. — M.: Medinformagentstvo, 2006. — 400 s.
6. Chumachenko O.V. i spivav. Vykorystannya fibrynovoho helyu autokrovi pry operatyvnykh vtruchannyakh na al'veolyarnykh parostkakh. Zabezpechennya zdorov"ya natsiyi ta zdorov"ya osobystosti yak pryorytetna funktsiya derzhavy. Materialy mizhnarodnoyi naukovo-praktychnoyi konfferentsiyi.Odesa,2013. S.73 – 77.
7. Alsberg E, Hill E.E, Mooney D.J. Craniofacial tissueengineering. Crit Rev Oral Biol Med. 2001; 12: 64–75.

8. Amoabediny Gh., Salehi-Nik N., Heli B. The role of biodegradable engineered scaffold in tissue engineering. In: *Biomaterials Science and Engineering*. Ed. by Pignatello R. InTech; 2011; p.153-172.
9. Anitua E., Sanchez M., Orive G., Andia I. Shedding light in the controversial terminology for platelet rich products. *J Biomed Mater Res*. 2009; 90: 1262-1263.;
10. Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*. 2005; 26: 5474–5491;
11. Kim K, Dean D, Mikos AG, et al. Effect of initial cell seeding density on early osteogenic signal expression of rat bone marrow stromal cells cultured on crosslinked poly (propylene fumarate) disks. *Biomacromolecules*. 2009; 10: 1810–1817.
12. Klenke FM, Liu Y, Yuan H, et al. Impact of pore size on the vascularization and osseointegration of ceramic bone substitutes in vivo. *J Biomed Mater Res A*. 2008 Jun 1; 85(3): 777-86.
13. Mirzatooei F., Alamdari M.T., Khalkhali H.R. The impact of platelet-rich plasma on the prevention of tunnel widening in anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled autologous hamstring tendon: A randomised clinical trial. *Bone Joint J*. 2013; 95-B (1): 65-69.
14. Murphy CM, Haugh MG, O'Brien FJ. The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen–glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*. 2010; 31: 461–466.
15. Sanchez M., Azofra J., Aizpurua B. et al. Use of autologous plasma rich in growth factors in arthroscopic surgery. *Cuad Artrosc*. 2003; 10:12-19.
16. Uebersax L, Hagenmuller H, Hofmann S, et al. Effect of scaffold design on bone morphology in vitro. *Tissue Eng*. 2006; 12: 3417–3429.
17. Volkmer E, Drosse I, Otto S, et al. Hypoxia in static and dynamic 3D culture systems for tissue engineering of bone. *Tissue Eng Part A*. 2008; 14: 1331–1340.

18. Yang S, Leong KF, Du Z, et al. The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part I. Traditional Tissue Eng. 2002 Feb;8(1):1-11.

## **СКАФОЛДЫ В ПЕРИОДОНТАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ**

**(обзор литературы)**

**Чумаченко А.В., Топчий Д.В., Громовый Ю.С., Пляцко С.В.**

*Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, Киев,*

*Институт фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова, Київ.*

**Актуальность.** Замещение костных дефектов при деструктивных периодонтитах - одна из самых сложных задач челюстно-лицевой хирургии. На сегодняшний день наиболее эффективной и технологически перспективной для восстановления параметров и структуры альвеолярной кости является тканевая инженерия, которая составляет классическую триаду: биоматериалы + клетки + факторы роста.

**Цель** - обобщение данных литературы о возможностях использования модифицированных скаффолдматериалов, костных морфогенетических белков, факторов роста в тканевой инженерии при замещении дефектов костной ткани челюстей.

**Материалы и методы.** Проанализированы литературные источники о возможности использования остеоиндуктивных и остеокондуктивных материалов в стоматологии. Представлены данные по возможности и перспективы использования отдельных остеорегенерирующих препаратов при заболеваниях периодонта и при устранении дефектов челюстей. Описаны характеристики состава, свойств, способов изготовления и механизма действия остеопластических материалов.

**Результаты.** Абсолютное большинство авторов считают, что преимуществами остеорепаративных технологий с использованием скаффолдов является их достаточная гидрофильность, возможность полной

биосовместимости, биодegradации материала без каких-либо токсических воздействий на организм пациента, возможность проникновения в структуру клеток и разного размера молекул (в том числе стимулирующих ангиогенез), поддержание необходимого объема, возможности программирования состава и свойств на этапе изготовления и тому подобное.

**Вывод.** Использование модифицированных скаффолд материалов, костных морфогенетических белков, факторов роста в тканевой инженерии позволяет восстановить структуру и объем при замещении дефектов костной ткани челюстей. Недавние исследования этих тканеинженерных конструкций показали их высокие механические и биологические свойства для остеогенной дифференцировки и замещения клетками. Кроме того, предоставляется возможность расширения оперативных протоколов в зависимости от конкретных анатомо-физиологических условий у каждого больного. В этом смысле тканевый инжиниринг (матрицы, факторы роста, клетки) становится привлекательным клиническим подходом для регенерации кости.

**Ключевые слова:** периодонт, кость, остеопластический материал, гидроксиапатит, скаффолд, тканевая инженерия.

## **SCAFOLDS IN PERIODONTAL SURGERY**

**(literature review)**

***Chumachenko O.V., Topchii D.V., Gromovoy Y.S., Plyatsko S.V.***

*O.O. Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine*

**Relevance.** Substitution of bone defects in destructive periodontitis is one of the most difficult tasks of maxillofacial surgery. Today, tissue engineering, which makes up the classical triad: biomaterials + cells + growth factors, is the most effective and technologically promising for restoring the parameters and structure of the alveolar bone.

The goal is to summarize of literature data on the possibilities of using modified scaffold materials, bone morphogenetic proteins, growth factors in tissue engineering in the replacement of jaw bone defects.

**Materials and methods.** The literature sources on the possibility of using osteoinductive and osteoconductive materials in dentistry is analyzed. The data on the possibility and prospects of using individual osteoregenerative drugs for periodontal diseases and for the elimination of jaw defects are presented. The characteristics of the composition, properties, manufacturing methods and mechanism of action of osteoplastic materials are described.

**Results.** Most authors believe that the advantages of osteoreparative technologies using scaffolds are their sufficient hydrophilicity, the possibility of complete biocompatibility, biodegradation of the material without any toxic effects on the patient's body, the possibility of penetration into the cell structure and different molecular sizes (including those stimulating angiogenesis), maintaining the required volume, the possibility of programming the composition and properties at the manufacturing stage and the like.

**Conclusion.** The use of modified scaffold materials, bone morphogenetic proteins, growth factors in tissue engineering allows us to restore the structure and volume when replacing defects in the bone tissue of the jaw. Recent studies of these tissue-engineering constructs have shown their high mechanical and biological properties for osteogenic differentiation and cell replacement. In addition, it is possible to expand operational protocols depending on the specific anatomical and physiological conditions in each patient. In this sense, tissue engineering (matrices, growth factors, cells) is becoming an attractive clinical approach for bone regeneration.

**Key words:** tissue engineering; bone tissue defects; scaffold; cells.

**Відомості про автора:**

**Чумаченко Олександр Васильович**, к.мед.н., асистент кафедри



хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії НМУ  
имені О.О.Богомольця, **ORCID iD** <https://orcid.org/0000-0003-0722-5424>

**Chumachenko Oleksandr**, Ph.D., assistant professor, National Medical University  
Dep. for oro-maxillo-facial surgery, **ORCID iD**  
<https://orcid.org/0000-0003-0722-5424>

**Топчій Дмитро Віталійович**, к.мед.н., доцент кафедри хірургічної  
стоматології та щелепно-лицевої хірургії НМУ имени О.О.Богомольця,  
**ORCID iD** <https://orcid.org/0000-0002-3305-3075>

**Topchii Dmitriy**, Ph.D., assistant professor, National Medical University Dep. for  
oro-maxillo-facial surgery, **ORCID iD** <https://orcid.org/0000-0002-3305-3075>

**Громовий Юрій Сергійович**, канд.фіз.мат.н., ст.наук.співробітник Інституту  
фізики напівпровідників ім. В.Е. Лашкарьова. Київ, **ORCID**  
**0000-0003-2539-6657**

**Gromovy Yrii**, Candidate of Phys.- math. Sciences, Senior Scientist, V.E.  
Lashkaryov's Institute of semiconductor physics. Kiev, **ORCID**  
**0000-0003-2539-6657**

**Пляцко Сергій Володимирович**, канд.фіз.мат.н., ст.наук.співробітник  
Інституту фізики напівпровідників ім. В.Е. Лашкарьова. Київ, **ORCID**  
**0000-0002-5527-563X**

**Plyatsko Sergii**, Candidate of Phys.-math. Sciences, Senior Scientist , V.E.  
Lashkaryov's Institute of semiconductor physics. Kiev, **ORCID**  
**0000-0002-5527-563X**

**Адреса для листування:**

Чумаченко Олександр Васильович

Топчій Дмитро Віталійович

03057

Україна, м.Київ, вул. Зоологічна, 1, НМУ имени О.О. Богомольця.

Тел./ф.: +38 (044) 483-18-79

Trch03@gmil.com

National O.O.Bohomolet's Medical University Department of  
oro-maxillo-facialsurgery, Zoologichna str.1, Kiev, 03057, Ukraine

Tel/f.: +38 (044) 483-18-79