

## СКАФОЛДИ В ПЕРІОДОНТАЛЬНІЙ ХІРУРГІЇ. Огляд

<sup>1</sup>Чумаченко О.В. (<https://orcid.org/0000-0003-0722-5424>)

<sup>1</sup>Топчий Д.В. (<https://orcid.org/0000-0002-3305-3075>)

<sup>2</sup>Громовий Ю.С. (<https://orcid.org/0000-0003-2539-6657>)

<sup>2</sup>Пляцко С.В. (<https://orcid.org/0000-0002-5527-563X>)

<sup>1</sup>Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, Київ, Україна,

<sup>2</sup>Інститут фізики напівпровідників імені В.Е. Лашкарьова, Київ, Україна  
[trch03@gmail.com](mailto:trch03@gmail.com)

**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, РИНЦ. 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. Проаналізовано літературні джерела про характеристики складу, властивості, способи виготовлення та механізми 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 скафолд матеріалів, кісткових морфогенетичних білків, факторів росту в тканинній інженерії дозволяє достатньо відновити її структуру та об'єм при заміщенні дефектів кісткової тканини щелеп. Тканинний інженеринг (матриці, фактори росту, клітини) стає привабливим клінічним підходом для регенерації кістки.

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

**Актуальність.** 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 актуальним стає завдання пошуку нових ефективних остеорегенеруючих препаратів при захворюваннях періодонту та при усуненні дефектів щелеп.

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, будови кістки.

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 жиром тканиною [3].

Основа 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. 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, остеоонектин, 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 [4].

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 [4].

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 й швидше реагує на метаболічні розлади, диспропорції механічних та мета-

болічних показників у цьому організмі. 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 імплантата, 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.

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 підсиленням 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 за Котельниковим Г.П. та Мироновим С.П.:

1) формування гематоми (стадія альтерації): активація згортання крові, формування тимчасового фібринового матриксу, вивільнення сигнальних мо-

лекул, активація локальних макрофагів (остео-кластів);

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 остео-кластів, розсмоктування хряща та первинної кісткової мозолі, відновлення гаверсової та фолькмановської систем, поверхні пошкодженої кістки і остеогенного шару окістя.

Стає зрозумілим використання в остеоінженерії комбінації скафолдів та компонентів аутокрові – біологічно активних матеріалів, які активно включаються в репаративний метаболізм кісткової тканини. Скафолди – це клітинні матриці з метою регенерації кісток.

Біологічний носій, який прискорює процеси загоєння та регенерації – збагачена тромбоцитами плазма (platelet-rich plasma – PRP) або гель (PRG), PRP-колагеновий комплекс, розчин гіалуринової кислоти, гідрогель-водяний розчин поліетиленгліколь-діакрилату, що містять фактори росту та/або BMP-2 та/або стовбурові клітини. PRP і PRG можна отримати прямо в операційній методом забору венозної крові та негайного центрифугування: з пробірки виходять плазма крові, гель та щільні мембрани після стискування гелю.

PRP містить тромбоцити в різній концентрації, які, окрім власної безпосередньої участі в гемостазі та коагуляції, містять альфа-гранули. Після активації тромбоцитів відбувається процес дегрануляції з виділенням факторів росту PDGF, TGF- $\beta$ 1, VEGF та біологічно активних молекул: ендостатинів, ангиопетинів, тромбоспондину I. Активовані тромбоцити спричиняють анагезуючу дію шляхом вивільнення специфічних пептидів протеазних рецепторів. Окрім тромбоцитів, PRP містить власну плазму, багату на фібрин, цитокіни для стовбурових клітин або мігруючих фібробластів. Таким чином, плазма виконує функцію «біологічного клею» [7].

Фактори росту діють кожний по різному, створюють три головних ефекти: запускають проліферацію та диференціацію різних типів клітин (фібро-

бласти, хондроцити та ін.), збільшують продукцію матриксу (колаген, протеоглікани), стимулюють ангиогенез та хемотаксис. Використання PRP-PRG із скафолдами різноманітне: від простого замочування трансплантату в розчині PRP перед його внесенням в кісткову рану до внесення в ложе-реципієнт та ін'єкційне імбібірування [11]. Застосування PRP представляється безпечним та здійсненним і може надавати сприятливий терапевтичний вплив, особливо на ранніх стадіях формування кістки.

Інноваційним напрямком у відновленні об'єму та структури кісткової тканини вважається пошук спеціалізованих біосумісних та біодеградуєчих 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, при розгляді кісткової тканини, як нанокompозитної структури, 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 [8], сприяють щільності заселення клітин в матриці та їх розповсюдженню і міграції, зміні сигнальної дистанції [9, 12]. Особливою є підтримка ангиогенезу з ложа реципієнта [5, 15]. 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 [10, 14]. Не менш важливим є вплив каналного взаємозв'язку пор скафолда на міжклітинні взаємодії [13].

Існує велика різноманітність синтетичних полімерів, які були досліджені для застосування в тканинній 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.

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

Сьогодні увага щелепно-лицевих хірургів переацентувалася на використання алопластичних ма-

теріалів, 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 поліефіри, а також їх комбінації), синтетичні полімери (біодеградуючі – полілактид, полігліколід, їх сополімер полілактогліколід, полікапролактон, поліціаноакрилат та ін.; небіодеградуючі – полівініловий спирт, полігідроксилметакрилат, полі-N-ізопропілакриламід, полікапролактон та ін.) та кераміка [6].

Кераміка включає в себе групу інертних і напівінертних 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 [13].

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. Їх можна класифікувати наступним чином:

1. Методи, засновані на використанні розчинників і високих температур: електроспінінг, фазорозділення, ліофілізації, газове спінування, вилуговування.

2. Швидко прототипування: лазерна стереолітографія (в тому числі і двухфотонна фотополімеризація), селективне лазерне спікання, моделювання методом наплавлення, 3D-друк та інші.

Окремо заслуговує на увагу матеріал з кальційфосфатів в різній комбінації складів – від трикальційфосфатів в чистому вигляді до гідроксиапатиту в чистому вигляді. Окрім того, використані матеріали як біологічного походження, так і синтетичного, а також їх суміші в різних молярних складах, а також у вигляді твердих розчинів трикальційфосфат-гідроксиапатит. Виготовлені матеріали були по технології високотемпературного (Т~2300 К) фотонного та лазерно-стимульованного процесу нанокompatитної 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 фак-

торів 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.).

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.

Потрібно проведення подальших досліджень з метою підвищення якості, доступності, і розширення сфери застосування даних біосистем.

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

## ВИСНОВКИ

В основі фізіологічного і репаративного остеосинтезу, а також адаптивної функціональної і посттравматичної перебудови кісткової тканини лежать єдині і стереотипні клітинно-молекулярні процеси.

Застосування модифікованих скафолдматеріалів, кісткових морфогенетичних білків, факторів росту і методів тканинної інженерії при заміщенні дефектів кісткової тканини прискорює процес репаративного остеогенезу і призводить до підвищення якісних характеристик новоствореної кісткової тканини.

Перевагою цих технологій є стимуляція остеогенезу практично на всіх рівнях, поєднання високого остеоіндуктивного, остеокондуктивного ефектів, можливість повної біосумісності, біодеградації матеріалу з вогнища без будь-яких токсичних впливів на організм пацієнта.

**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.

## REFERENCES

1. Volkov A.V. Morphology of reparative osteogenesis and osseointegration in maxillofacial surgery / Diss. dok. M. 2018. 261s [Russian] [http://med-gen.ru/docs/volkov\\_a\\_v\\_disser.pdf](http://med-gen.ru/docs/volkov_a_v_disser.pdf)
2. Volkov N.M., Physiology of bone metabolism and the mechanism of development of bone metastases // Practical oncology. 2011; 3: 97-102. [Russian] <https://practical-oncology.ru/articles/161.pdf>
3. Onopriyenko G.A., Voloshin V.P. Modern concepts of physiological and reparative osteogenesis //

- Almanac of clinical medicine. 2017; 45 (2): 79-93. <https://doi.org/10.18786/2072-0505-2017-45-2-79-79>
4. Paraskevich V.L. Dental implantology. Fundamentals of theory and practice. 2nd ed. / M.: Medical news agency, 2006. 400 s. <https://books.google.com.ua/books?id=0H6gCgAAQBAJ&pg=PA55&lpg=PA55&dq>
  5. Alsberg E., Hill E.E., Mooney D.J. Craniofacial tissue engineering // *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001; 12 (1): 64-75. DOI: 10.1177/10454411010120010501
  6. 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. <http://cdn.intechweb.org/pdfs/19707.pdf>
  7. Anitua E., Sanchez M., Orive G., Andia I. Shedding light in the controversial terminology for platelet rich products // *J Biomed Mater Res.* 2009; 90 (4): 1262-3. DOI: 10.1002/jbm.a.32143
  8. Karageorgiou V., Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis // *Biomaterials.* 2005; 26 (27): 5474-91. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2005.02.002
  9. Kim K., Dean D., Mikos A.G., Fisher J.P. 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 (7): 1810-7. DOI: 10.1021/bm900240k.
  10. Klenke F.M., Liu Y., Yuan H., Hunziker E.B., Siebenrock K.A., Hofstetter W. Impact of pore size on the vascularization and osseointegration of ceramic bone substitutes in vivo // *J Biomed Mater Res A.* 2008; 85 (3): 777-86. DOI: 10.1002/jbm.a.31559
  11. 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): 65-9. DOI: 10.1302/0301-620X.95B1.30487.
  12. Murphy C.M., Haugh M.G., O'Brien F.J. The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen-glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering // *Biomaterials.* 2010; 31 (3): 461-6. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2009.09.063.
  13. Uebersax L., Hagenmuller H., Hofmann S., Gruenblatt E., Müller R., Vunjak-Novakovic G., Kaplan D.L., Merkle H.P., Meinel L. Effect of scaffold design on bone morphology in vitro // *Tissue Eng.* 2006; 12 (12): 3417-29. DOI: 10.1089/ten.2006.12.3417
  14. Volkmer E., Drosse I., Otto S., Stangelmayer A., Stengele M., Kallukalam B.C., Mutschler W., Schieker M. Hypoxia in static and dynamic 3D culture systems for tissue engineering of bone // *Tissue Eng Part A.* 2008; 14 (8): 1331-40. DOI: 10.1089/ten.tea.2007.0231.
  15. Yang S., Leong K.F., Du Z., Chua C.K. The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part I. Traditional factors // *Tissue Eng.* 2001; 7 (6): 679-89. DOI: 10.1089/107632701753337645

Отримано: 20.05.2019

## СКАФОЛДИ В ПЕРИОДОНТАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ. Обзор

<sup>1</sup>Чумаченко А.В., <sup>1</sup>Топчий Д.В., <sup>2</sup>Громовый Ю.С., <sup>2</sup>Пляцко С.В.

<sup>1</sup>Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, Киев, Украина

<sup>2</sup>Институт физики полупроводников имени В.Е. Лашкарева, Киев, Украина

[trch03@gmail.com](mailto:trch03@gmail.com)

**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.** Проведен научный поиск глубиной 18 лет (2001–2018) в международных наукометрических базах Scopus, PubMed, Web of Science, РИНЦ. Проанализированы литературные источники о возможности использования остеоиндуктивных и остеокондуктивных материалов в стоматологии, о возможности и перспективе использования отдельных остеорегенерирующих препаратов при заболеваниях периодонта и при устранении дефектов челюстей. Проанализированы литературные источники о характеристиках состава, свойствах, способах изготовления и механизмах действия различных скаффолдов.

**Результаты.** Показано, что преимуществами остеорепаративных технологий с использованием скаффолдов является их достаточная гидрофильность, возможность полной биосовместимости, биodeградации 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 т.д. Тканеинженерные конструкции имеют высокие механические и биологические свойства для остеогенной дифференцировки и заселения клетками. Кроме того, предоставляется возможность расширения оперативных протоколов в зависимости от конкретных анатомо-физиологических условий у каждого больного.

**Вывод.** Использование модифицированных скаффолд материалов, костных морфогенетических белков, факторов роста в тканевой инженерии позволяет восстановить структуру и объем при замещении дефектов костной ткани челюстей. Тканевый инженеринг (матрицы, факторы роста, клетки) становится привлекательным клиническим подходом для регенерации кости.

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

## SCAFOLDS IN PERIODONTAL SURGERY. Review

<sup>1</sup>*Chumachenko O.V.,* <sup>1</sup>*Topchii D.V.,* <sup>2</sup>*Gromovy U.S.,* <sup>2</sup>*Plyatsko S.V.*

<sup>1</sup>*Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine*

<sup>2</sup>*Lashkaryov's Institute of semiconductor physics, Kyiv, Ukraine*  
*tpch03@gmail.com*

**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.

**Objective.** 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.** Scientific literature search was carry out using scientometric bases such as Scopus, PubMed, Web of Science, RSCI during 18 years (2001-2018). The literature sources on the possibility of using osteoinductive and osteoconductive materials in dentistry is analyzed. Also the data on the possibility and prospects of using individual osteoregenerative drugs for periodontal diseases and for the elimination of jaw defects was analyzed. The characteristics of the composition, properties, manufacturing methods and mechanism of action of osteoplastic materials was analyzed.

**Results.** 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. 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.

**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. Tissue engineering (matrices, growth factors, cells) is becoming an attractive clinical approach for bone regeneration.

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