

# ЗАСТОСУВАННЯ СКАФФОЛДА І КОМПОНЕНТІВ АУТОКРОВІ В ПЕРІОДОНТАЛЬНОЙ ХІРУРГІЇ

*1Чумаченко О.В., 1Топчій Д.В., 2Громовий Ю.С., 2Пляцко С.В.*

*Chumachenko A., Topchii D., Gromovy U., Plyatsko S.*

*1Національний медичний університет імені О.О.Богомольця. Київ, Україна.*

*1A.A.Bogomolets National Medical University. Kiev, Ukraine.*

*2Інститут фізики напівпровідників ім. В.Е. Лашкарьова, Київ, Україна.*

*2V.E. Lashkaryovs Institute of semiconductor physics. Kiev, Ukraine.*

**Вступ.** Стратегія відновлення кісткових дефектів щелеп складається з трьох основних блоків тканинних компонентів: клітин, скаффолда і остеоіндуктивних ростових факторів. Скаффолди повинні мати достатню фізичну і механічну міцність, високу пористість і адекватний розмір пір для полегшення посіву і дифузії клітин, регуляторних факторів і поживних речовин по всій структурі кістки. Швидкість їх біодеградації повинна бути контрольованою і наближатися до швидкості регенерації кісткової тканини при мінімальному ступені запалення і токсичності. Найважливішою вимогою до скаффолдів є їх гідро-плазмofільність, яка покращує змочуваність поверхні матеріалу і полегшує адсорбцію сироваткових білків, біомолекул (наприклад, фібронектину) і інших важливих компонентів репаративного остеогенезу.

Таким чином, ідеальний скаффолд повинен бути біосинтетичним аналогом міжклітинного матриксу, який здатний до природньої біодеградації при відновленні власних тканин.

Привабливим стає наповнення синтетичних скаффолдов і кісткових дефектів матеріалами аутокрови пацієнта. Так, плазма крові і фібриновий гель легко готуються в умовах операційної, утворюють 3D фібринову матрицю (біоскаффолд), де за допомогою дегрануляції альфа-гранул звільняються PDGF, TGF- $\beta$ , IGF, VEGF, епідермальний фактор росту і фактор росту епітеліальних клітин. Фібриновий гель зі збільшеним числом тромбоцитів розглядається як

імунний концентрат з певним складом і тривимірної архітектурою і складається з тісної збірки цитокінів, гліканових ланцюгів, структурних глікопротеїнів, укладених в повільно полімеризованій мережу фібрину. Ці біохімічні компоненти мають добре відому синергетичну дію на процеси загоєння і виступають природним провідником ангиогенезу.

**Мета роботи:** на основі клінічної та рентгенологічної картини визначити ефективність відновлення кісткової тканини після усунення періодонтальних вогнищ шляхом використання синтетичного мінерального скаффолда в комбінації з компонентами аутокрови при зміні оперативного протоколу.

**Матеріал і методи.** Підготовка ложа-реципієнта включала: усунення патологічно змінених кісткових, дентальних тканин, декортикації вистелки кісткового дефекта до «кров'яної роси», звільнення периоста від спаяних з ним фрагментів оболонок кіст. Дотримувалася температурний режим при преперірованні кістки. Проводився гемостаз і антибактеріальна обробка ложа-реципієнта. В якості наповнювача кісткових порожнин використовувалися наступні компоненти: плазма і фібриновий гель аутокрови, мемрани після ручного віджимання фібринового гелю, водо- і плазмофільні скаффолди.

Забір крові здійснювався з ліктьової вени без будь-яких добавок і проводилося її центрифугування в продовженні 12 хвилин при 3000 об / хв.

Використовувалася плазма крові - в неї занурювалися фрагменти скаффолдов діаметром 2 4 5 мм на 10 - 15 хвилин. Контроль поглинання плазми скаффолдами не уявляв труднощів - зменшення обсягу плазми і пожовтіння кристалічних шматочків. Частина фібринового гелю віджималася стерильними серветками ручним способом до отримання еластичних пластин (мембран) різної площі та товщини, а частина гелю використовувалася для вистилання периферійної частини ложа-реципієнта.

Складові компоненти, скаффолдів які застосовувалися нами містили: кальцій фосфати (від трикальційфосфат в чистому вигляді до гідроксіапатита в

чистому вигляді) біологічного та синтетического походження і їх суміші в різних молярних складах, а так само тверді розчини трикальційфосфат-гідроксіапатита. Скафолди виготовлені за технологією високотемпературного ( $T \sim 2300 \text{ K}$ ) фотонного і лазерно-стимульованого процесу нанокмпозитний кристалізації від стехіометричного складу кальційфосфатів до заздалегідь заданого. Гідрофільність, швидкість розкладання і механічні властивості скафолдів можуть бути оптимізовані. Розміри пір в використаних нами скафолдах становили 200 - 240 мкм, що обумовлено розмірами клітин для посіву в скафолд, наприклад: юні фібробласти - 20 - 25 мкм, зрілі фібробласти (коллагенобласти) - 40 - 50 мкм, макрофаги - 20 - 25 мкм, тромбоцити - 3,5 мкм лімфоцити - від малих (4,5-6 мкм) до великих (45 - 20 мкм), остеобласти - 15-20 мкм, остеокласти - 90 мкм і більше. Крім того, ми враховували, що каналці і кісткові порожнини між остеоцитами в нормі заповнені тканинної рідиною і мають розмір 22-55 мкм.

Алгоритм заповнення ложа-реципієнта (підготовленого кісткового дефекту) послідовно включав: зрошення стінок плазмою аутокрови, нанесення фібринового гелю по всьому периметру, занурення просочених плазмою скафолдов з добавками фібринового гелю по всьому об'єму дефекту (не дуже щільно!). У місцях відсутності у ложа-реципієнта кісткових стінок (трепанацийні отвори при формуванні доступу до вогнища, з боку синуса або носового ходу, корінь зуба і ін.), де домінує періостальний остеогенез, укладалися субперіостально або на корінь зуба тонкими мембранами з гелю.

Критеріями ефективності запропонованого лікування служили клінічний перебіг післяопераційного періоду і рентгенологічна оцінка репаративного процесу кісткової тканини.

**Результати.** На тлі сприятливого перебігу післяопераційного періоду у хворих були проведені рентгенологічні дослідження відразу після оперативного втручання, на 9-10 день і через 1 місяць. Якщо після операції у всіх пацієнтів кісткові дефекти після цистектомія були досить рівномірними і не щільно (без

«щілин» по периметру ложа реципієнта) заповнені скафолдами з чіткими кордонами фрагментів, то вже на 9-10 день - обриси скафолдов нагадували тане по периметру шматочок цукру. Рентгенологічна щільність внесених матеріалів продовжувала знижуватися і протягом місяця. Надалі цей процес ставав більш повільним.

**Висновки.** Динаміка змін в ранньому, найбільш уразливому післяопераційному періоді, показала, що використання компонентів аутокрові і скафолдов, наближених до їхнього фізичної та хімічної будови до кісткової тканини і володіють хорошою гідро-плазмопроникністю, дозволяє поліпшити умови для репаративного остеогенезу в ранньому післяопераційному періоді на кордоні дотику травмованої кістки ложа реципієнта і біокерамічного імпланта.