

## مهندسی بافت استخوانی فک و صورت و مجسمه: مروری بر داربست ها

سعیدرضا معتمدیان<sup>1\*</sup>، کیخسرو خسرویانی<sup>2</sup>، فرشاد قلی پور<sup>3</sup>، پریسان غلامین<sup>4</sup>، فهیمه فیلی<sup>5</sup>

- 1) دانشجوی دندان پزشکی، کمیته تحقیقات دانشجویان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران
- 2) مرکز تحقیقات پروتئومیکس، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران
- 3) دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران
- 4) دفتر استعدادهای درخشان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
- 5) گروه دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایلام

تاریخ دریافت:

تاریخ پذیرش:

### چکیده

برای بازسازی بافت استخوانی در ناحیه فک و صورت و مجسمه، به صورت معمول از پیوندهای استخوانی اتوگرافت استفاده می شود. اما این نوع پیوندها محدودیت هایی دارند. مهندسی بافت با تکیه بر سه جزء اصلی سلول های بنیادی، فاکتورهای رشدی و داربست های استخوانی، برای غلبه بر این محدودیت ها معرفی شده است. داربست، محیط موقتی برای رشد استخوان فراهم می کند و باعث تسهیل چسپندگی، رشد و تمایز سلول ها می شود. داربست ها به سه دسته اصلی طبیعی، صناعی و ترکیبی تقسیم می شوند که کاربرد انواع مختلف داربست های به کارگرفته شده در مطالعات انسانی و حیوانی در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفته اند. بر اساس این مطالعه مروری می توان چنین نتیجه گرفت که هر چند، هنوز هم گرافت استخوان اتوزن، درمان مطلوب برای نقایص استخوانی به شمار می آید، اما با پیشرفت های صورت گرفته در زمینه طراحی داربست ها امیدها برای طراحی داربست های مناسب مهندسی بافت استخوان فک، در آینده ای نه چندان دور، افزایش یافته است.

واژه های کلیدی: مهندسی بافت، بازسازی استخوان، داربست، سلول بنیادی، فک و صورت

\*نویسنده مسئول: دانشجوی دندان پزشکی، کمیته تحقیقات دانشجویان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران

Email: SR.Motamedian@yahoo.com

## مقدمه:

سلول‌ها ضرورتاً نیاز به فاکتور رشدی وجود دارد، (5). فاکتورهای رشدی می‌توانند به روش‌های مختلف در اختیار سلول قرار بگیرند. استفاده از فاکتورهای موجود در محل ضایعه، انتقال ژن کدکننده فاکتور رشد به سلول میزبان، (14-12)، اتصال فاکتور به داربست و رهایش کنترل شده آن در حین تجزیه داربست، (16، 15)، استفاده از داربست‌هایی که در ترکیب ذاتی شان فاکتور رشدی وجود دارد، (18، 17)، و کشت سلول‌ها در حضور فاکتور رشد، (19)، از انواع این روش‌هاست.

داربست‌ها برای انتقال سلول‌ها به محل ضایعه به کار می‌روند. به علاوه داربست نقشی کلیدی در برابر سلول‌های پیش‌ساز در مهندسی بافت دارد، (20)، و به صورت اولیه باید ماتریکس خارج سلولی مناسبی برای رشد و تمایز سلول‌ها به وجود بیاورد. همین‌طور داربست باید بتواند عملکرد مناسب بافت را بازسازی کند. (1)

تا امروز نزدیک به 4000 مطالعه کلینیکی توسط سلول‌های بنیادی بر روی انسان صورت گرفته است، (21). گسترش روز افزون دانش مهندسی بافت در جهان، و کاربردهای گسترده آن در زمینه دندان پزشکی و جراحی فک و صورت ایجاب می‌کند که مقالات مروری بر مهندسی بافت نوشته شود تا مورد استفاده جراحان و دندان‌پزشکان ایرانی قرار بگیرد. لذا این مطالعه، با هدف معرفی انواع داربست و روش‌های ساخت آن‌ها و مرور داربست‌هایی که در بازسازی بافت استخوانی فک و صورت و مجمه به واسطه سلول‌های بنیادی مورد استفاده قرار گرفته‌اند انجام شده است.

جستجو در بانک اطلاعاتی PubMed و با استفاده از ترکیب لغات tissue engineering، bone regeneration، scaffold، stem cell+، mesenchymal stem cell، scaffold+ cell، allograft، xenograft در بازه زمانی از سال 1980 تا 2012 انجام شده است. در این میان، مقالاتی که به نحوی مربوط به بازسازی استخوان‌های ناحیه فک و صورت و مجمه به واسطه سلول‌های بنیادی بودند، انتخاب و وارد مطالعه شدند.

ضایعات فک و صورت و مجمه به دلیل تروما، بیماری پریدونتال، نقایص مادرزادی واکتسابی و جراحی رزکتیو استخوان باعث از دست رفتن استخوان شده که به صورت طبیعی ترمیم نمی‌شود و برای ترمیم نیاز به پیوند استخوان جایگزین دارند، (2، 1). با وجود این که پیوند استخوان اتوژن هم چنان به عنوان استاندارد طلایی ترمیم این ضایعات استخوانی محسوب می‌شود، معایب آن مانند محدود بودن، دردناک بودن جراحی، ریسک عفونت، خونریزی، آسیب به اعصاب واز دست دادن فانکشن، موجب شده تا محققان تا به دنبال روشی برای جایگزینی آن باشند. (3)

بر این اساس، مهندسی بافت با عنوان دانش طراحی و ساخت بافت جدید برای بازیابی عملکرد ارگان‌های معیوب یا بافت‌های از دست رفته، از اوایل دهه نود برای جبران این محدودیت‌ها پدیدار شد. مهندسی بافت، بر اساس گسترش بیولوژیک سلولی و مولکولی و شکل‌گیری بافت در چارچوب مهندسی زیستی است، (4)، و مفاهیم کلیدی آن عبارتند از درک نحوه عملکرد سلول‌ها، ساختار ماتریکس خارج سلولی، دانش کافی در مورد ساخت داربست‌ها برای ایجاد محیطی مناسب برای چسبندگی و نگهداری سلول‌ها، (5). به طور اختصاصی مهندسی بافت استخوانی برای تقلید بازسازی طبیعی، نیاز به سه جزء دارد: سلول‌های پیش‌ساز استخوانی، فاکتور رشد استخوانی و داربستی برای چسبندگی و حفظ عملکرد سلول‌ها، (7-5). یکی از مهم‌ترین برتری‌های مهندسی بافت نسبت به پیوند استخوان اتوژن این است که بافت پیوندی در مهندسی بافت در خارج از بدن تولید می‌شود و محدودیتی ندارد و آسیبی هم به بدن موجود زنده وارد نمی‌کند. (7)

سلول‌های بنیادی به دلیل خاصیت تقسیم و قدرت تمایز به سلول‌های مختلفی از جمله استئوبلاست تحت تاثیر بافت میزبان یا محیط کشت، توان و کارایی بالایی برای درمان به واسطه سلول در مهندسی بافت دارند، (10-8). با این وجود برخی از محققان نیاز مهندسی بافت به سلول را به عنوان معایب این روش درمانی ذکر کرده‌اند، (11). برای فعال شدن



وابسته به دوز تمایز این سلول ها به سلول های استخوانی می شود، (29). عمده ترین فاکتور های به کار رفته از سوپرفامیلی TGFs و مخصوصاً Bone Morphogenetic Proteins (BMP) بوده است. (5، 1)

ساخت استخوان جدید توسط مقداری از بافت که تحت آنژیوژنز قرار می گیرد، محدود می شود. وجود فاکتور های vascular endothelial growth factor (VEGF) و basic fibroblast growth factor (FGF2) در محیط کشت سلول های ADSCs می تواند باعث افزایش آنژیوژنز شود، (30). لذا انتقال فاکتورهای استخوانی و فاکتورهای آنژیوژنیک می تواند باعث بهبود بازسازی استخوان شود، (31، 1). هر چند تا به حال هیچ بررسی کلینیکی روی استفاده از ترکیب این دو فاکتور در مهندسی بافت صورت نگرفته است.

**داربست ها:** اگر چه اهمیت استراتژی های بازسازی استخوان مبتنی بر سلول و مبتنی بر فاکتورهای رشد، مورد تاکید می باشد، در این مطالعه، بر روی استراتژی های مبتنی بر داربست تمرکز شده است.

**انواع داربست ها برای مهندسی بافت استخوان:** با توجه به نتایج به دست آمده از مطالعات داربست های استفاده شده در مهندسی بافت استخوان به سه دسته کلی طبیعی، صناعی و ترکیبی تقسیم شدند. (32، 14) (جدول شماره 1)

**سلول های بنیادی:** سلول های بنیادی مزانشیمی برای مهندسی بافت استخوانی ایده آل هستند، (1). خوشبختانه این سلول ها از بافت های مختلفی مثل مغز استخوان (BMSCs)، خون بند ناف (UCBMSCs)، چربی (ADSCs)، عضلات (MDSCs)، جداسازی می شوند و در مقایسه با سلول های بنیادی جنینی (ESCs) که به دلیل مسائل اخلاقی و سیاسی کاربرد آن ها محدود شده است، به مراتب بیشتر در مهندسی بافت استخوان به کار می روند، (23، 22، 9). هم چنین در ترمیم ضایعات استخوانی فک و صورت، می توان از سلول های بنیادی پالپ دندان (DPSCs)، سلول های بنیادی آلوئولار پریوست (APSCs)، سلول های بنیادی لیگامان پریودونتال (PLSCs) و حتی سلول های بنیادی دندان شیری (DTSCs) استفاده کرد. مطالعات بسیاری که روی قدرت تمایزی این سلول ها به استئوبلاست و بازسازی استخوان، صورت گرفته است، نشان داده که این سلول ها توانایی بالایی در ترمیم استخوان دارند، (27-24). به علاوه دسترسی ساده به این سلول ها، می تواند جایگاه این منابع را به عنوان جانشین سلول های بنیادی مغز استخوان در ترمیم ضایعات استخوانی مطرح کند. (28)

**فاکتورهای رشدی:** فاکتورهای رشدی سایتوکاین هایی هستند که توسط سلول های مختلفی ترشح می شوند و به عنوان مولکول های سیگنال دهنده عمل می کنند. افزودن Bone Morphogenetic Proteins 2 (BMP2) به محیط کشت ADSCs باعث افزایش قابل توجه

جدول شماره 1. انواع داربست‌های به کار رفته در مهندسی بافت استخوانی فک و صورت و مجسمه

| داربست‌های ترکیبی  | داربست‌های صنعتی                          |                        | داربست‌های طبیعی                      |                                     |
|--|---|------------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|
|  | صنعتی سرامیکی                             | صنعتی پلیمری           | طبیعی غیر آلی                         | طبیعی آلی                           |
| nono-hydroxyapatite/collagen/PLLA  | Calcium Magnesium Phosphate Cement (CMPC) | PLGA                   | نقره                                  | Collagen Sponge                     |
| Octacalcium phosphate/collagen   | $\beta$ TCP                               | PLG                    | مرجان                                 | PRP                                 |
| Nano-hydroxyapatite/polyamide 6  | HA/TCP                                    | PLLA                   | silk fibroin protein                  | Gelatin Sponge                      |
| nono-hydroxyapatite/polyamide66  | Flurohydroxyapatite                       | PGA                    | Prem mineralized silk fibroin protein | Gelatin Hydrogel                    |
| hydroxyapatite-coated PLGA   | Ca-deficient hydroxyapatite (CDHA)        | PLA                    | ABB                                   | PuraMatrix                          |
| HA/PLGA  |   | PLA-PEG                | شاخ آهو                               | Alginate                            |
| $\beta$ TCP/Collagen   |   | fibronectin-coated PLA |                                       | partially demineralized bone matrix |
| DBM/PLA  |   | PEG-DA                 |                                       | Bio-Oss                             |
| nano-hydroxyapatite/polyamide  |   | PEG-MMP                |                                       | آلوگرفت                             |
| OsteoSet   |   | PVDC                   |                                       | Fibrin Sealant                      |
| octacalcium phosphate precipitated (OCP) alginate demineralized bone powders/PLA |   | polycaprolactone       |                                       | gelatin foam                        |
| apatite-coated PLGA  |   |                        |                                       | Collagen gel                        |
|  |   |                        |                                       | hyaluronic acid-based hydrogel      |

TCP: Tricalcium phosphate-HA: hydroxyapatite-DBM: Demineralized bone matrix-PLGA: poly (lactic-co-glycolic acid)-PLA: poly (D, L-lactic acid)-PGA: poly (glycolic acid)- PLLA: poly (L-lactic acid)- PVDC: Polyvinylidene chloride-PEG: polyethylene glycol- DA: diacrylate- MMP: matrix metalloproteinases- ABB: anorganic bovine bone-Puramatrix: a self-assembling peptide nanomaterial

سلول‌ها فراهم می‌کنند. اما این گروه از داربست‌ها خصوصیات مکانیکی ضعیف و غیر قابل کنترلی دارند. (جدول شماره 2)

ترمیم ضایعات پنج میلی متری کالواریای موش توسط سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) حاوی ژن آنژیوژن HIF-1 $\alpha$  به همراه داربست Gelatin Sponge (GS) نشان داد که این فاکتور موجب تشکیل بهتر عروق می‌شود. هم‌چنین در آزمایشگاه نشان داده شد که فاکتورهای آنژیوژنیک کلیدی مثل VEGF، SDF1، bFGF، PLGF، ANGPT1 تحت تأثیر فاکتور HIF-1 $\alpha$  به میزان بسیار بیشتری بیان می‌شود، (33). اثر استفاده از

داربست‌های طبیعی: عبارتند از داربست‌هایی که از مواد موجود در طبیعت، بدن انسان و یا حیوانات به دست می‌آید این داربست‌ها یا سرامیکی بوده و در داشتن ساختار هیدروکسی آپاتیت و یا شبیه به آن با استخوان طبیعی مشترک می‌باشند و یا دارای ساختار مشابه با پروتئین‌های ماتریکس آلی استخوان همانند کلاژن، استئوپونین و استئونکتین می‌باشند.

داربست‌های طبیعی آلی: داربست‌های آلی شامل Platelet-rich Plasma (PRP)، کلاژن، ژلاتین، فیبرین، آلژینات، Chitosan و استخوان طبیعی دمینرالیزه (آلوگرفت) می‌باشند. این مواد اغلب سوبسترای طبیعی برای چسبندگی، تمایز و تکثیر



Collagen Sponge نشان داد که هر دو به یک میزان می توانند باعث ساخت استخوان جدید شوند. ولی ADSCs بافت عروقی بیشتری تولید کردند، (38). سلول های بنیادی خون بند ناف (UCBMSCs) منبع مناسبی برای به دست آوردن سلول های بنیادی است و می تواند به سلول های استخوان ساز تمایز یابد. کاربرد این سلول ها که در محیط استخوانی کشت داده شده اند به همراه partially demineralized bone matrix (pDBM) برای ترمیم ضایعات جمجمه موش صحرایی نشان داد که این ترکیب درمانی می تواند ترمیم کامل این ضایعات را موجب شود، (39). ترمیم ضایعه استخوانی موش صحرایی با داربست طبیعی small intestine submucosa (SIS) sponge به همراه سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) در مقایسه با داربست PGA به همراه BMSCs نشان داد که SIS می تواند به خوبی محیطی برای چسبندگی سلول ها فراهم کند و استخوان سازی بیشتری را در مقایسه با گروه دیگر، باعث شود. (40)

در مطالعه ای کلینیکی در سال 2009 از سلول های بنیادی پالپ دندان (DPSCs) و داربست Collagen Sponge برای ترمیم ضایعه عمودی یک و نیم سانتی متری بدون دیواره ریج آلوئول بعد از خارج کردن دندان مولر سوم استفاده کردند. سلول های بنیادی پالپ دندان (DPSCs) مولر سوم را بعد از خارج کردن دندان، تکثیر کردند و به همراه داربست Collagen Sponge در محل دندان خارج شده قرار دادند. بعد از یک سال بررسی رادیوگرافی و پروبینگ کلینیکی نشان داد که استخوان آلوئول بیماران به طور کامل بازسازی شده و بافت پرپودنتال دیواره دیستال مولر دوم نیز به طور کامل ترمیم شده است، (26). سلول های بنیادی مزانشیمی مشتق شده از سلول های بنیادی جنینی (ESC-MSCs) می توانند به سلول های استئوبلاست تمایز یابند. آلوده کردن این سلول ها با ویروس حامل ژن پروتئین فلوروسانس سبز رنگ، و کاربرد آن ها در ترمیم ضایعه کالواریای موش به همراه داربست متخلخل کلاژن، نشان داد که پروتئین های فلوروسانس سبز در استخوان ساخته شده قابل مشاهده اند. این مسئله نقش سلول های بنیادی را

استخوان مهندسی بافت شده، شامل سلول های مزانشیمی مغز استخوان (BMSCs) به همراه داربست platelet-rich plasma (PRP) روی تکنیک osteotome و جای گذاری هم زمان ایمپلنت در 23 مورد ماگزبیلای به شدت تحلیل یافته نشان داد که ارتفاع استخوان، به میزان  $8/2 \pm 1/6$  (میلی متر) افزایش پیدا کرده است. هم چنین بعد از یک سال تمامی ایمپلنت ها موفق بوده اند. (34)

کاربرد سه نوع سلول بنیادی مغز استخوان سگ (cBMSCs)، پالپ دندان سگ (cDPSCs) و پالپ دندان شیری توله سگ (pDTSCs) به همراه داربست PRP برای درمان ضایعات در دو طرف مندیبل سگ با قطر و عمق 10 میلی متر بعد از هشت هفته ساخت استخوان جدید در هر سه گروه مورد را نشان داد. نتایج این مطالعه علاوه بر نشان دادن کارایی انواع این سلول ها، نشان داد که DTSCs پتانسیل پیوند از فرزند به والدین را دارد، (24). بررسی میزان استوایتگریشن اطراف ایمپلنت با کمک داربست نانوفیبری PuraMatrix (PM) به همراه سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) و PRP نشان داد که این داربست می تواند به طور موثری اتصال بین ایمپلنت و استخوان را بهبود بخشد، (35). ترمیم ضایعه جمجمه موش توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) که در محیط استخوانی تمایز یافته اند با داربست هیدروژلی با بیس ژلاتین، تشکیل 65 درصد استخوان جدید را نشان داد، (36). مقایسه ای که بین دو نوع هیدروژل آلژینات و کلاژن نوع یک به عنوان داربست برای انتقال سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) آلوده شده به ژن BMP2 برای ترمیم ضایعات جمجمه خوک مینیاتوری صورت گرفت نشان داد که کلاژن باعث ترمیم تقریباً کامل ضایعه با استخوانی با سختی کمی کمتر از استخوان طبیعی می شود. در حالی که آلژینات نه تنها باعث ترمیم نمی شود، بلکه اثر منفی روی انتقال ژن و اتصال سلول ها دارد. (37)

مقایسه سلول های بنیادی مغز استخوان (ADSCs) با stromal vascular fraction (SVF) در ترمیم ضایعه کالواریای موش به همراه داربست

پیوند onley ریح ماگزایلا با روش تونل و پیوند onley ریح ماگزایلا با مش تیتانیومی صورت گرفت. بعد از چهار و هفت ماه از محل پیوند برای ارزیابی هیستولوژی و هیستومورفونیک، نمونه برداری شد. بررسی هیستومورفونیک نشان داد که در آگماتاسیون سینوس با C-Graft، درصد استخوان 100 درصد زنده، درصد ماتریک جذب نشده و درصد بافت بینابینی باقی مانده بعد از چهار ماه ترمیم به ترتیب 43 درصد، 26 درصد و 43 درصد و در آگماتاسیون سینوس با  $\beta$ TCP بعد از چهار ماه ترمیم به ترتیب، 40 درصد، 3 درصد و 57 درصد است. در آگماتاسیون دو طرفه سینوس با  $\beta$ TCP بعد از چهار و نیم ماه ترمیم، 23 درصد استخوان (با 89 درصد استخوان زنده) در سمت راست و 16 درصد استخوان (با 86 درصد استخوان زنده) در سمت چپ و در آگماتاسیون سینوس با PepGen، 14 درصد استخوان کاملاً زنده بود. هم چنین ترمیم ریح ماگزایلا با PepGen بعد از چهار ماه ترمیم دارای 32 درصد استخوان کاملاً زنده بود و ترمیم ریح با C-Graft بعد از هفت ماه ترمیم دارای 45 درصد استخوان کاملاً زنده بدون باقی ماندن ماده پیوندی بود. (45)

استفاده از سلول های بنیادی مشتق شده از بافت چربی (ADSCs) در مدیوم حاوی BMP2 به همراه داربست gelatin foam برای ترمیم ضایعات هشت میلی متری کالواریای خرگوش نشان داد که تفاوت معناداری بین ترمیم ضایعه با ASCs به همراه BMP2 و داربست gelatin foam با ترمیم بدون ماده پیوندی وجود ندارد که احتمالاً به دلیل کوچک بودن سایز ضایعات بوده است، (19). مقایسه ای مکانیکی که سختی استخوان تشکیل یافته حاصل از ترمیم ضایعه مندیل توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه PRP را با پیوند استخوان اتوژن و BioOss سنجید، نشان داد که ترکیب BMSCs/PRP می تواند در مدت کوتاهی استخوانی با سختی بالا (حتی بالاتر از استخوان اتوژن)، تولید کند، (46). ترمیم ضایعات مجمه موش با سلول های بنیادی مشتق شده از عضلات (MDSCs) که حامل ژن BMP2 هستند با داربست collagen

در ترمیم ضایعات استخوانی به واسطه سلول های بنیادی نشان می دهد، (41). مقایسه ترمیم ضایعات استخوانی 5 میلی متری کالواریای موش توسط سلول های بنیادی مشتق شده از عضلات (MDSCs) تغییر یافته با ژن BMP4 به همراه سه نوع داربست Collagen gel (CG)، Fibrin Sealant (FS) و Gelatin Sponge (Gelfoam) - که یک داربست طبیعی مشتق شده از پوست خوک است - نشان داد که ترمیم ضایعات در این سه نوع داربست از نظر حجم، شکل و مورفولوژی متفاوت است. ضایعات ترمیم شده با MDSCs با ژن BMP4 به همراه داربست GS، استخوان هایپرترفیک تولید کردند، در حالی که داربست های CG و FS منجر به تولید استخوان بسیار مشابه با استخوان طبیعی کالاریوم شدند. (14)

ترمیم ضایعات مندیل سگ توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه PRP و داربست PruaMatrix (PM) که یک نانومتریال پپتیدی است نشان داد که این داربست ضمن چسبندگی بالای سلول به آن و القاء تولید استخوان، بدون سلول هم می تواند مقدار قابل قبولی استخوان سازی را باعث شود، (42). مقایسه ای که بین کاربرد آلوگرفت به تنهایی و یا به همراه سلول های بنیادی مشتق شده از چربی (ADSCs) در ترمیم ضایعات استخوانی مجمه موش صورت گرفت، نشان داد که استفاده از سلول های بنیادی تأثیری در ترمیم این ضایعات ندارد و دانسیته استخوان بعد از ترمیم در هر دو گروه مشابه بود، (43). داربست هیدروژلی با پایه Acrylated hyaluronic acid می تواند باعث افزایش زنده ماندن سلول ها به میزان 55 درصد شود. کاربرد این داربست به همراه سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) و فاکتور رشدی BMP2 برای ترمیم ضایعات کالواریای موش صحرائی، تشکیل استخوان بالغ و افزایش بیان فاکتورهای عروقی مثل CD31 و VEGF را به همراه داشته است، (44). در مطالعه ای کلینیکی مقایسه ای بین داربست های آلپلاست  $\beta$ TCP و زونگرفت PepGen Patty و ماده خز قابل جذب C-Graft به همراه سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) در آگماتاسیون های سینوس،



sponge نشان داد که بسته شدن 95-100 دهد (47).  
درصد ضایعه می تواند بعد از چهار هفته رخ  
جدول شماره 2. داربست های طبیعی آلی

| نویسندگان                  | سال انتشار مقاله | محل و شکل ضایعه                | نوع سلول بنیادی         | نوع داربست  | فاکتور رشدی       | نتیجه   |
|----------------------------|------------------|--------------------------------|-------------------------|---|-------------------|---|
| Zou et al. (33)            | 2012             | 5 میلی متری کالواریا           | BMSCs<br>تغییر یافته    | Gelatin Sponge  | ژن HIF-1 $\alpha$ | بعد از هشت هفته، بررسی هیستولوژی 57/43 $\pm$ 0/21% ساخت استخوان و 9/6 $\pm$ 0/27% تشکیل عروق را نشان داد.   |
| Yamada et al. (34)         | 2011             | خلف ماگزینا                    | BMSCs                   | PRP   |                   | بعد از سه ماه، رادیوگرافی نشان داد که ارتفاع استخوان، به میزان 1/6 $\pm$ 8/2 (میلی متر) افزایش پیدا کرده است  |
| Yamada et al. (24)         | 2011             | 10 * 10 میلی متری مندیبل       | BMSCs<br>DPSCs<br>DTSCs | PRP   |                   | بعد از هشت هفته، بررسی هیستومتریک ساخت استخوان جدید را 54/7 $\pm$ 2/2% در pDTSCs/PRP، 16/6 $\pm$ 1/3% در cDPSCs/PRP و 52/8 $\pm$ 3/5% در cMSCs/PRP نشان داد.  |
| Kohgo et al. (35)          | 2011             | 5 میلی متری مندیبل             | BMSCs                   | PuraMatrix  | PRP               | بعد از هشت هفته بررسی هیستومتریک ساخت استخوان در اطراف ایمپلنت را نشان داد.   |
| Ben-David et al. (36)      | 2011             | 5 میلی متری جمجمه              | BMSCs                   | Gelatin Hydrogel  |                   | بعد از هشت هفته، $\mu$ CT تشکیل 65% استخوان را نشان داد.  |
| Chang et al. (37)          | 2010             | 5*2 سانتی متری جمجمه           | BMSCs<br>تغییر یافته    | Alginate و Collagen type 1                                    | ژن BMP2           | بعد از سه ماه، بررسی هیستولوژی و CT ترمیم تقریباً کامل ضایعه با استخوان اسفنجی با 81/112 MPa در گروه کلاژن و شکل گیری تقریباً هیچ استخوان جدیدی در گروه آلژینات نشان داد.                           |
| Cheung et al. (38)         | 2010             | 3/5 میلی متری کالواریا         | ADSCs                   | Collagen Sponge   |                   | بعد از سه هفته، بررسی هیستولوژی تولید متوسط 34/7 عروق در 2mm و استخوان سازی در حاشیه ضایعه را نشان داد.   |
| Liu et al. (39)            | 2010             | 5 میلی متری کالواریا           | UCBMSCs                 | partially demineralized bone matrix                           |                   | بعد از 12 هفته، $\mu$ CT ترمیم تقریباً کامل ضایعه و ساخت استخوانی با دانسیته تقریباً مشابه استخوان طبیعی را نشان داد.   |
| Kim et al. (40)            | 2010             | 5*5 میلی متری جمجمه            | BMSCs                   | small intestine submucosa (SIS) sponge                        |                   | بعد از چهار هفته، بررسی هیستولوژی ساخت تقریباً 46% استخوان جدید را نشان داد.  |
| d'Aquino et al. (26)       | 2009             | 15 میلی متری مندیبل            | DPSCs                   | Collagen Sponge   |                   | بعد از سه ماه، بررسی کلینیکی و رادیوگرافی بازسازی استخوان را بیش از 70% نشان داد.   |
| Arpornmaeklong et al. (41) | 2009             | 5 میلی متری کالواریا           | ESCMSCs                 | Bio-Oss   |                   | بعد از شش هفته، هیستولوژی ساخت استخوان در حاشیه ضایعه و بافت فیروز و گرانولاسیون را در مرکز ضایعه نشان داد.   |
| Usas et al. (14)           | 2009             | 5 میلی متری کالواریا           | MDSCs<br>تغییر یافته    | Collagen gel (CG) Fibrin Sealant , Gelatin و (FS) Sponge (GS) | ژن BMP4           | بعد از شش هفته، $\mu$ CT نشان داد که حجم استخوان ساخته شده در ترمیم با GS (102.85 $\pm$ 51.4mm <sup>3</sup> ), CG (11.57 $\pm$ 0.6mm <sup>3</sup> ), FS (12.02 $\pm$ 6.2mm <sup>3</sup> ) بوده است. |
| Yoshimi et al. (42)        | 2009             | 10 میلی متری مندیبل            | BMSCs                   | PuraMatrix  | PRP               | بعد از هشت هفته، هیستومتری ساخت استخوان جدید را نشان داد.   |
| Bohnenblust et al. (43)    | 2009             | 8 میلی متری کالواریا           | ADSCs                   | آلوگرافت  |                   | بعد از شش هفته دانسیته مواد معدنی در استخوان جدید، 1365 $\pm$ 160/4 بود.  |
| Kim et al. (44)            | 2007             | 8 میلی متری کالواریا           | BMSCs                   | hyaluronic acid-based hydrogel                                | BMP2              | بعد از چهار هفته، ساخت استخوان بالغ در هیستولوژی مشاهده شد و فاکتورهای عروقی هم ردیابی شدند.  |
| Smiler et al. (45)         | 2007             | کف سینوس ماگزینا و ریج ماگزینا | BMSCs                   | $\beta$ TCP، زونوگرافت و resorbable algae                     |                   | بعد از چهار تا هفت ماه، هیستومتری نشان داد که درصد استخوان جدید ساخته شده 43% و 45% در resorbable algae، 40% و 23% $\beta$ TCP در 14% و 32% در زونوگرافت بوده است.                                  |
| Dudas et al. (19)          | 2006             | 8 میلی متری کالواریا           | ADSCs                   | gelatin foam  | BMP2              | بعد از شش هفته، بررسی کمی رادیوگرافی ترمیم تقریباً 65% ضایعه را نشان داد.   |
| Ito et al. (46)            | 2005             | 10 میلی متری مندیبل            | BMSCs                   | PRP   |                   | هیستولوژی ساخت استخوانی بالغ را نشان داد و بعد از دو هفته، آزمون سختی Vickers مقدار 17 شد.  |
| Lee et al. (47)            | 2001             | 5 میلی متری مندیبل             | MDSCs<br>تغییر یافته    | Collagen sponge   | ژن BMP2           | ترمیم 95-100% ضایعات بعد از چهار هفته   |

BMSCs: Bone marrow mesenchymal stem cells-ADSCs: Adipose derived mesenchymal stem cells-MDSCs: Muscle derived mesenchymal stem cells-DPSCs: Dental pulp stem cells-DTSCs: Deciduous tooth stem cells-UCBMSCs: Umbilical cord blood mesenchymal stem cells-ESCMSCs: Embryonic stem cell derived mesenchymal stem cells-PRP: Platelet rich plasma-BMP: Bone morphogenetic protein-TCP: Tricalcium phosphate-Puramatrix: a self-assembling peptide nanomaterial

باعث افزایش تولید استخوان، افزایش تماس ایمپلنت و استخوان و افزایش میزان استخوان در بین تیغه های ایمپلنت می شود. و میزان این استخوان افزایش یافته وابسته به دوز سلول های بنیادی است که در محل ضایعه قرار گرفته اند.(52)

استفاده از شاخ آهو به عنوان داربست به همراه سلول های بنیادی مغز استخوان(BMSCs) در مقایسه با بیومتریال تجاری OsteoSet برای ترمیم ضایعات استخوان پریتال موش نشان داد که ترکیب MSCs و شاخ آهو که در محیط کشت استخوانی قرار گرفته باشند، قدرت استخوان زایی بالاتری دارد. به نظر می رسد شاخ آهو به دلیل تخلخل های فراوان آن، سطح بالای فاکتورهای رشدی سطح بالای IGF1-IGF2-BMP2-BMP4 و شباهت ساختاری آن با استخوان آئوئول یک داربست طبیعی مناسب باشد،(17). Fibroin نقره یک داربست ارگانیک است که در مهندسی بافت استخوانی به کار می رود و مزایایی مثل سرعت تجزیه قابل پیش بینی، پلاستیسیته مناسب برای این که به شکل ضایعه در آورده شود، پاسخ التهابی اندک و اندازه تخلخل های قابل تغییر دارد. این داربست در ترکیب با HA می تواند یک محیط osteoconductive ایجاد کند. ترمیم ضایعات استخوانی پنج میلی متری در شاخ صعودی راموس مندیبل موش توسط سلول های بنیادی مغز استخوان(BMSCs) تغییر یافته با ژن BMP2 به همراه داربست کامپوزیتی نقره از پیش معدنی شده نشان داد که استخوان جدید با بیشترین غلظت مواد معدنی استخوانی، ساخته شده است.(13)

ترمیم ضایعات تمام قطری استخوان آهیانه سگ توسط سلول های بنیادی مشتق شده از بافت چربی (ADSCs) به همراه داربست مرجانی نشان داد که بعد از 24 هفته،  $84/19 \pm 6/45$  درصد حجم ضایعات ترمیم شده است و بعد از شش ماه بررسی هیستولوژیک نشان داد که ضایعه با استخوان تیبیک ترمیم شده است،(53). مقایسه ای که بین پیوند استخوان اتوژن با کاربرد ترکیب سلول های بنیادی مغز

داربست های طبیعی غیر آلی: داربست ها طبیعی غیر آلی به دلیل شباهت ساختاری این داربست ها به بافت های معدنی بدن، خصوصیات هدایت استخوان سازی و سازگاری زیستی مناسبی دارند.(جدول شماره 3)

ترمیم ضایعات کالواریای موش با داربست نقره به همراه سلول های بنیادی چند توان القا شده (iPSCs) که بیان کننده فاکتور SATB2 بود، نشان داد که SATB2 می تواند باعث تسهیل تمایز iPSCs به استئوبلاست شود،(48). استفاده از Enamel Matrix Derivatives (EMD) که حاوی بیش از 95 درصد آملوژنین است به همراه سلول های بنیادی چندتوان القاء شده (iPSCs) و داربست نقره برای ترمیم ضایعات پریدونتال موش، نشان داد که حضور EMD می تواند ضمن القاء بیان بیشتر ژن های OC، Osx و Runx2، حجم بسیار بیشتری استخوان و سمان و الیاف پریدونتال را در ضایعه تولید کند،(49). ضایعه استخوانی 12 میلی متری دیواره اربیت بدون ترمیم درمان نمی شود. در مطالعه برای درمان این ضایعه در سگ، از سلول های بنیادی مغز استخوان(BMSCs) حاوی ژن BMP2 با داربست مرجان استفاده کردند و نشان دادند که این ترکیب درمانی می تواند ترمیم ضایعات بحرانی اربیت را بهبود بخشد.(50)

وضعیت تخلخل های داربست نقش مهمی در ایفای نقش سلول ها دارد. در مطالعه ای نشان داده شد که تخلخل های 100 تا 300 میکرومتری داربست silk fibroin protein می توانند موجب بهبودی تکثیر سلول ها و تولید ماتریکس خارج سلولی توسط سلول های بنیادی مغز استخوان(BMSCs) حاوی ژن BMP7 شوند. هم چنین این داربست به همراه سلول های بنیادی موجب القا استخوان سازی در ضایعه استخوانی کالواریای موش شد،(51). ترمیم ضایعه عمودی کالواریا توسط سلول های بنیادی مشتق شده از بافت چربی(ADSCs) به همراه داربست استخوان غیر آلی گاو(ABB) و قرار دادن ایمپلنت در محل بعد از یک ماه نشان داد که حضور ADSCs





شکل مندبیل موش صحرایی، برای جایگزینی کل مندبیل نشان داد که به صورت ماکروسکوپی بافت شبیه استخوانی پرعروق و به صورت هیستولوژیک استخوان بالغ و تعداد زیادی عروق خونی تشکیل شده است. استخوان سازی به این روش مشابه استخوان سازی داخل غشایی است. (55)

استخوان (BMSCs) به همراه فاکتور رشدی BMP2 و داربست مرجانی در ترمیم ضایعات 15 میلی متری جمجمه خرگوش صورت گرفت، نشان داد که این ترکیب هم می تواند به خوبی استخوان اتوزن باعث ترمیم این ضایعات بشود، (54). پیوند استخوان مهندسی شده توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه داربست مرجانی به

جدول شماره 3. داربست های طبیعی غیر آلی

| نویسندگان           | سال انتشار مقاله | محل و شکل ضایعه            | نوع سلول بنیادی | نوع داربست  | فاکتور رشدی               | نتیجه  |
|---------------------|------------------|----------------------------|-----------------|-------------|---------------------------|--|
| Ye et al. (48)      | 2011             | 4 میلی متری کالواریا       | iPSCs           | تغییر یافته | ژن SATB2                  | بعد از پنج هفته، هیستومتری ساخت استخوان جدید را نشان داد. 59/58±7/00%  |
| Duan et al. (49)    | 2011             | 1/5*2 میلی متری پرپودونتا  | iPSCs           |             | Enamel Matrix Derivatives | بعد از 24 روز، بررسی هیستومتری ساخت استخوان جدید را نشان داد. 58/53±2/67%  |
| Xiao et al. (50)    | 2010             | 12 میلی متری دیواره اریبیت | BMSCs           | تغییر یافته | ژن BMP2                   | بعد از 24 هفته، هیستومتری تشکیل برنج استخوانی را به میزان 74/63±7/94% نشان داد.  |
| Zhang et al. (51)   | 2010             | 3 میلی متری کالواریا       | BMSCs           | تغییر یافته | ژن BMP7                   | بعد از چهار هفته، هیستولوژی ساخت استخوان جدید را در حاشیه و جزایری در مرکز ضایعه نشان داد.   |
| Pieri et al. (52)   | 2010             | 8 میلی متری عمودی کالواریا | ADSCs           |             | ABB                       | بعد از یک ماه، $\mu$ CT ساخت استخوان و افزایش ارتفاع 33/18±3/92% و 3/11±0/56 میلی متر و هیستومتری 47/96±8/53% ساخت استخوان جدید را نشان داد. |
| Lucaciu et al. (17) | 2010             | 3 میلی متری پریپیتال       | BMSCs           |             | شاخ آهو                   | بعد از دو و چهار ماه، بررسی هیستولوژی ساخت استخوان با کیفیتی را نشان داد.  |
| Jiang et al. (13)   | 2009             | 5 میلی متری راموس          | BMSCs           | تغییر یافته | ژن BMP2                   | بعد از هشت هفته، بررسی هیستومتری ساخت استخوان جدید را نشان داد. 57/79±7/96%  |
| Cui et al. (53)     | 2007             | 20*20 میلی متری پریپیتال   | ADSCs           |             | مرجان                     | بعد از 24 هفته، رادیوگرافی ترمیم 84/19±6/45% حجم ضایعه را نشان داد.  |
| Hou et al. (54)     | 2007             | 15 میلی متری جمجمه         | BMSCs           |             | مرجان                     | بعد از 16 هفته، رادیوگرافی ساخت استخوان با اسیته 77/45% را نشان داد.   |
| Al-Salihi (55)      | 2004             | مندبیل                     | BMSCs           |             | مرجان                     | بعد از سه ماه، هیستولوژی ساخت استخوان بالغ با عروق خونی فراوان را نشان داد.  |

BMSCs: Bone marrow mesenchymal stem cells-ADSCs: Adipose derived mesenchymal stem cells-iPSCs: induced pluripotent stem cells-BMP: Bone morphogenetic protein-ABB: anorganic bovine bone

آن هاست. هم چنین می توان فاکتورهای رشدی را به داربست های تجزیه پذیر در این گروه مثل poly (D, L-lactic acid) (PLA)، poly (glycolic acid) (PGA)، poly (lactic-co-glycolic acid) (PLGA) متصل کرد تا در حین تجزیه، این فاکتورها را به آرامی آزاد کنند. (جدول شماره 4)

داربست های صنعتی: داربست های صنعتی نیز به دسته پلیمری و سرامیکی تقسیم می شوند.

داربست های صنعتی پلیمری: داربست های پلیمری صنعتی مورد استفاده در مقالات شامل پلی لاکتیک اسیدها، پلی گلیکولیک اسیدها تشکیل شده اند. مزیت عمده این داربست ها امکان تولید چند داربست مشابه و تعیین خواص مکانیکی و شیمیایی

اثر آن در ترمیم این ضایعات بشود. هم چنین نشان داده شد که زمانی که سلول‌های بنیادی قبل از جایگذاری، در محیط استئوژنیک قرار می‌گیرند، به مقدار بیشتری استخوان سازی صورت می‌گیرد. (61)

استفاده از poly(ethylene glycol) (PEG) برای اتصال فاکتور BMP2 به داربست PLG و کاربرد آن به همراه سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) برای ترمیم ضایعات جمجمه خرگوش، نشان داد که این روش می‌تواند باعث رهایش تدریجی فاکتور موثر BMP2 با توجه به پاسخ سلول‌های میزبان در حین ترمیم شود و استخوان سازی بیشتری صورت بگیرد، (62). ساخت داربست‌های PLGA، PLLA و PLA-PEG با تخلخل‌های با سایز 100 تا 250 میکرون و بیش از 85 درصد حجمی و به کارگیری آن‌ها به همراه سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) برای ترمیم ضایعات مندیبل خرگوش، نشان داد که این داربست‌ها بخصوص PLGA به خوبی می‌توانند باعث چسبندگی و تکثیر و تمایز سلول‌ها بر روی خود و ترمیم ضایعه استخوانی شوند، (63). ترمیم ضایعه استخوانی مندیبل خرگوش توسط سلول‌های بنیادی مغز استخوان به همراه داربست PLGA با خصوصیات مشابه، نشان داد که این ضایعات که به تنهایی ترمیم نمی‌شدند، بعد از سه ماه تقریباً به طور کامل توسط این ترکیب ترمیم می‌شوند. (64)

استفاده از داربست PLA/PGA با تخلخل‌های به هم مرتبط 83/71 درصد حجمی به همراه سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) برای حفظ استخوان ساکت دندان کشیده شده سانترال پایین خرگوش، نشان داد که این ترکیب می‌تواند در مقایسه با گروه شاهد، به خوبی دیواره‌های حفره را حفظ کند، (65). ترمیم ضایعه 15 میلی متری کالواریای خرگوش به واسطه سلول‌های بنیادی مغز استخوان و داربست polycaprolactone که متناسب با ابعاد ضایعه توسط تکنیک Rapid prototyping ساخته شده است، نشان داد که استخوان خوبی

ترمیم ضایعات استئوکوندراال کندیل بز توسط سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) تغییر یافته با ژن NELL-1 درون داربست PLGA، نشان داد که این ضایعات در حضور فاکتور NELL-1 با سرعت و سازماندهی بیشتر ترمیم می‌شوند، (56). فیلم Polyvinylidene chloride (PVDC) که زیست سازگار و منعطف است، برای حمل سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به ضایعه کالواریای موش به کار گرفته شد و نشان داد که این فیلم می‌تواند حامل مناسبی برای سلول‌های بنیاد باشد، (57). فاکتور alendronate به عنوان یک فاکتور کمک کننده در تمایز سلول‌های بنیادی به استئوبلاست، به صورت موضعی در محل ضایعه کالواریایی که با سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) و داربست PLGA ترمیم می‌شد، تزریق گشت. بررسی‌ها نشان داد که این فاکتور می‌تواند به طور موثری تمایز سلول‌ها و استخوان سازی را افزایش دهد. (58)

مقایسه قدرت سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه داربست PLGA در ترمیم ضایعات 5 میلی متری کالواریای موش صحرائی با قدرت سلول‌های تمایز یافته استئوبلاست به همراه داربست PLGA، نشان داد که هر دو نوع سلول توانایی ترمیم ضایعات را دارند، اما BMSCs مناسب‌ترند، (59). ترمیم ضایعه استخوانی کالواریای موش با سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) و فاکتور رشدی BMP2 به همراه دو نوع داربست polyethylene glycol (PEG) نشان داد که داربست حساس به پروتئاز PEG (PEG-MMP) همراه سلول بنیادی و فاکتور رشد، می‌تواند موجب استخوان سازی شود. اما داربست PEG-diacrylate (PEG-DA) حتی با وجود سلول بنیادی و فاکتور رشدی هم مانع رشد استخوان درون خود می‌شود، (60). بررسی اثر پوشش سطحی داربست PLA توسط فیبرونکتین به همراه سلول‌های بنیادی مشتق شده از چربی (ADSCs) برای کاربرد در ترمیم ضایعات جمجمه خرگوش نشان داد که پوشش سطحی این نوع داربست می‌تواند به طور موثری باعث افزایش



تولید می شود که اتصال نسبتاً خوبی با بافت های اطراف دارد و استحکام شکستی معادل 85-90 درصد استخوان طبیعی دارد.(66)

جدول شماره 4. داربست های صناعی پلیمری

| نویسندگان            | سال انتشار مقاله | محل و شکل ضایعه          | نوع سلول بنیادی | نوع داربست             | فاکتور رشدی | نتیجه   |
|----------------------|------------------|--------------------------|-----------------|------------------------|-------------|---|
| Songsong et al. (56) | 2011             | 3*5 میلی متری کندیل      | BMSCs           | PLGA                   | NELL-1      | بعد از 24 هفته، $\mu$ CT نشان داد که $60/7 \pm 9/4$ % استخوان معدنی در ناحیه تشکیل شده است.                     |
| Hamajima et al. (57) | 2011             | 5 میلی متری کالواریا     | BMSCs           | PVDC                   |             | بعد از شش هفته، CT ترمیم تقریباً کامل ضایعه را نشان داد.  |
| Wang et al. (58)     | 2010             | 7 میلی متری کالواریا     | BMSCs           | PLGA                   | alendronate | بعد از 12 هفته، رادیوگرافی، رادیوایستیه در حدود 65% را نشان داد.  |
| Zong et al. (59)     | 2010             | 5 میلی متری کالواریا     | BMSCs           | PLGA                   |             | بعد از 20 هفته، هیستومتری ساخت استخوان جدید را به میزان $53/9 \pm 6/2$ % نشان داد.                              |
| Terella et al. (60)  | 2010             | 8 میلی متری کالواریا     | BMSCs           | PEG-DA, PEG-MMP        | BMP2        | بعد از هشت هفته، $\mu$ CT نشان داد که کاهش حجم ضایعه در گروه حاوی PEG-42 DA و در گروه حاوی PEG-77 MMP بوده است. |
| Di Bella et al. (61) | 2008             | 15 میلی متری جمجمه       | ADSCs           | fibronectin-coated PLA |             | بعد از شش هفته، بررسی هیستومتری ساخت 12/09% استخوان جدید و رادیوگرافی 30/60% رادیوایستیه نشان داد.              |
| Liu et al. (62)      | 2007             | 6/5 میلی متری جمجمه      | BMSCs           | PLG                    | BMP2        | بعد از 12 هفته، بررسی هیستومتری ساخت 78/8% استخوان جدید را نشان داد.  |
| Ren et al. (63)      | 2007             | 5*12 میلی متری مندیبل    | BMSCs           | PLGA و PLLA PLA-PEG    |             | بعد از 12 هفته، هیستومتری ساخت 81/9% استخوان جدید در گروه حاوی PLGA و 72/7% در گروه حاوی PLA-PEG نشان داد.      |
| Ren et al. (64)      | 2005             | 5*12 میلی متری مندیبل    | BMSCs           | PLGA                   |             | بعد از سه ماه، هیستولوژی ترمیم تقریباً کامل ضایعه استخوانی را نشان داد.   |
| Marei et al. (65)    | 2005             | ساکت دندان سانترال پایین | BMSCs           | PLA/PGA                |             | بعد از چهار هفته، هیستولوژی ساخت استخوان با دانسیته 74/94% در ناحیه نشان داد.                                   |
| Schantz et al. (66)  | 2003             | 15 میلی متری کالواریا    | BMSCs           | polycaprolactone       |             | بعد از سه ماه، هیستولوژی جزایر استخوانی جدید و عروق خونی فراوانی را نشان داد ولی ضایعه به طور کامل ترمیم نشد.   |

BMSCs: Bone marrow mesenchymal stem cells-ADSCs: Adipose derived mesenchymal stem cells-PRP: Platelet rich plasma-BMP: Bone morphogenetic protein-PLGA: poly (lactic-co-glycolic acid)- PLA: poly (D, L-lactic acid)- PGA: poly (glycolic acid) - PLLA: poly (L-lactic acid)-PVDC: Polyvinylidene chloride-PEG: polyethylene glycol-DA: diacrylate-MMP: matrix metalloproteinases

ترمیم ضایعات 5 میلی متری کالواریا با روش توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) که ژن فاکتور HIF-1 $\alpha$  را دریافت کرده بودند، با داربست سمان کلسیم منیزیم فسفات (CMPC) نشان داد که بیان این فاکتور می تواند باعث ساخت استخوانی با میزان مواد معدنی بیشتر شود،(67). ترمیم ضایعات

داربست های صناعی سرمیک: این داربست ها شامل Nano ، Synthetic Hydroxyapatite(HA) ، Beta Tricalcium ،Bioglass ،HA Calcium Posphate(CaP) ،Phosphate( $\beta$ TCP) می باشند.(جدول شماره 5)

که از سمان کلسیم فسفات درست شده است به همراه سلول های بنیادی مغز استخوان در ترمیم ضایعات مندیل خرگوش به کار رفت. این داربست نشان داد که بعد از هشت هفته که اثر استخوان سازی سلول های بنیادی کاهش میابد، هم چنان اثر استخوان سازی و زیست سازگاری خود را دارد، (70). مقایسه بازسازی ضایعه استخوان آلوتول مندیل سگ توسط BMSCs در دو اسکافولد HA/TCP و Bio-Oss بعد از شش هفته نشان داد که HA/TCP به همراه BMSCs منجر به تولید 65/78 درصد استخوان در ضایعه استخوانی شده است که در مقایسه با Bio-Oss (36/84 درصد) مقدار بیشتری بود. داربست HA/TCP دارای تخلخل های با اندازه متوسط 300 تا 500 میکرومتر و Bio-Oss یک داربست طبیعی NBM با تخلخل های متوسط 300 تا 1500 میکرومتر بود، (71). در مطالعه ای کلینیکی، آگماتاسیون سینوس ماگزایلا توسط داربست HA/TCP به همراه BMSCs صورت گرفت. در این مطالعه سه ماه بعد از بالا بردن سینوس، ایمپلنت ها در محل خود قرار داده شدند که 93 درصد آن ها به صورت اولیه موفق بودند. بررسی ها نشان داد که به طور متوسط 41/34 درصد استخوان سازی صورت گرفته و هیچ گونه التهابی در ناحیه وجود ندارد. هم چنین رادیوگرافی افزایش ارتفاع استخوان از کمتر از سه میلی متر در خلف ماگزایلا به متوسط 12/08 میلی متر بعد از سه ماه و 10/08 میلی متر بعد از 9 ماه را نشان داد. و این طور نتیجه گرفتند که این ترکیب می تواند برای آگماتاسیون سینوس مناسب باشد، اما مطالعات بیشتری به همراه گروه شاهد برای کاربرد کلینیکی آن نیاز است. (72)

کاربرد داربست Flurohyfroxyapatite به همراه سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) و PRP برای آگماتاسیون سینوس ماگزایلا در خوک نشان داد که ترکیب می تواند 42/51 درصد استخوان جدید ظرف مدت سه ماه در محل شود و هم چنین باعث افزایش اتصال ایمپلنت به استخوان می شود، (73). HA و TCP هر دو موادی با سازگاری زیستی،

استخوانی پنج میلی متری مندیل موش توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) تغییر یافته با ژن BMP2 به همراه داربست  $\beta$ TCP با اندازه متوسط تخلخل 450 میکرومتری، نشان داد که ضایعات به تا حدودی توسط این ترکیب ترمیم یافته اند. میزان استخوان جدید تشکیل یافته  $31/83 \pm 5/35$  درصد در گروه مورد در مقایسه با  $4/72 \pm 1/74$  درصد در گروه شاهد داربست به تنهایی بوده است، (12). استفاده از سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) در مقایسه با سلول های بنیادی لیگامان پریودونتانال (PLSCs)، به همراه داربست HA/TCP برای ترمیم ضایعات استخوانی اطراف ایمپلنت در سگ، نشان داد که BMSCs توانایی بالاتری در القاء بازسازی استخوان در مقایسه با PLSCs دارند. هم چنین در این بررسی با نشان دار کردن سلول های بنیادی نشان دادند که این سلول ها بعد از ترمیم در محل استخوان جدید و بافت هم بند و حتی در اطراف ایمپلنت هم قابل شناسایی بودند. (68)

ترمیم ضایعات استخوانی کوچک در ناحیه سمفیز مندیل خوک توسط سلول های بنیادی دندان شیری خوک مینیاتوری (mpDTSCs) به همراه داربست  $\beta$ TCP نشان داد که بعد از 6 ماه 83/1 درصد استخوان مینرالیزه در گروه مورد نسبت به 28/4 درصد در گروه بدون درمان تشکیل شده است، (27). کاربرد سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه PRP و Flurohyfroxyapatite (FHA) در ترمیم ضایعات سیلندری در ریج بی دندانی مندیل خوک نشان داد که بعد از سه ماه هیچ واکنش ایمونولوژیکی در هیچ کدام از گروه ها رخ نداده و ساخت استخوان جدید در محل هایی که ترکیب FHA+PRP+MSCs (45/28 درصد) و پیوند استخوان اتوژن (46/97 درصد) داشته اند، نسبت به محل هایی که PRP+FHA (37/95 درصد) و FHA به تنهایی (36/03 درصد) دریافت کرده اند، بیشتر بوده است، (69). داربست Ca-deficient hydroxyapatite (CDHA) با 81 درصد تخلخل



بنیادی مغز استخوان (BMSCs)، بدون سلول بنیادی مغز استخوان (BMSCs)، 60/39±21/32 درصد بوده است و تفاوتی بین استفاده از دو نوع داربست وجود نداشت. (74)

osteoinductive و osteoconductive هستند. HA تقریباً غیرقابل جذب است ولی TCP می تواند جذب شود. تأثیر عامل پلیمری ترموپلاستیک بر روی ترمیم ضایعات ریج بی دندانی ناحیه پره مولر سگ توسط سلول های بنیادی مغز استخوان به همراه دو نوع داربست HA/TCP و یا bioglass بعد از هفت هفته نشان داد که ساخت استخوان جدید در گروه های با سلول های

جدول شماره 5. داربست های صناعی سرامیکی

| نویسندگان             | سال انتشار مقاله | محل و شکل ضایعه                    | نوع سلول بنیادی | نوع داربست                                | فاکتور رشدی    | نتیجه  |
|-----------------------|------------------|------------------------------------|-----------------|---|----------------|--|
| Zou et al. (67)       | 2011             | 5 میلی متری کالواریا               | BMSCs           | Calcium Magnesium Phosphate Cement (CMPC) | HIF-1 $\alpha$ | بعد از هشت هفته، بررسی هیستومتری ساخت 25/31±5/16% استخوان جدید را نشان داد.  |
| Zhao et al. (12)      | 2010             | 5 میلی متری مندیبل                 | BMSCs           | $\beta$ TCP                               | BMP2           | بعد از هشت هفته، هیستومتری 31/83±5/35% ساخت استخوان جدید نشان داد.   |
| Kim et al. (68)       | 2009             | 10*5 میلی متری مندیبل              | BMSCs و PLSCs   | HA/TCP                                    |                | بررسی هیستومتری بعد از 16 هفته ساخت 40/17% استخوان جدید در گروه BMSCs و 36/51% در گروه PLSCs در اطراف ایمپلنت را نشان داد. |
| Zheng et al. (27)     | 2009             | 1/5*2/5*2/5 میلی متری سمفیز مندیبل | DTSCs           | $\beta$ TCP                               |                | بعد از شش ماه، هیستومتری ساخت 83/1% استخوان جدید را نشان داد.  |
| Pieri et al. (69)     | 2009             | 3/5 در 8 میلی متری ریج بی دندانی   | BMSCs           | Flurohydroxyapatite                       |                | بعد از سه ماه، هیستومتری ساخت 45/28% استخوان جدید را نشان داد.   |
| Guo et al. (70)       | 2009             | 3*6*10 میلی متری مندیبل            | BMSCs           | Ca-deficient hydroxyapatite (CDHA)        |                | بعد از هشت هفته، هیستولوژی ترمیم کامل ضایعه را نشان داد.   |
| Jafarian et al. (71)  | 2008             | 10 میلی متری آلونول مندیبل         | BMSCs           | Bio-Oss و HA/TCP                          |                | بعد از شش هفته، بررسی هیستومتری ساخت 65/78% استخوان در HA/TCP، 36/84% در Bio-Oss را نشان داد.                              |
| Shayesteh et al. (72) | 2008             | کف سینوس ماگزایلا                  | BMSCs           | HA/TCP                                    |                | بعد از سه ماه، بررسی هیستومتری ساخت متوسط 41/34% استخوان را نشان داد.  |
| Pieri et al. (73)     | 2008             | آگمانتاسیون سینوس ماگزایلا         | BMSCs           | Flurohydroxyapatite                       |                | بعد از سه ماه، بررسی هیستومتری ساخت 42/51% استخوان جدید را نشان داد.   |
| Mylonas et al. (74)   | 2007             | 5 میلی متری ریج بی دندانی          | BMSCs           | HA/TCP                                    |                | بعد از چهار هفته، هیستومتری نشان داد 58/25±18/43% استخوان جدید ساخته شده است.  |

BMSCs: Bone marrow mesenchymal stem cells- PLSCs: Periodontal ligament stem cells – DTSCs: Deciduous tooth stem cells – PRP: Platelet rich plasma – BMP: Bone morphogenetic protein – TCP: Tricalcium phosphate – HA: hydroxyapatite

تجزیه پذیر مثل PLGA با یک ماده bioactive مثل CaP صورت می گیرد، محصولات بازی حاصل از تجزیه CaP می تواند باعث خنثی سازی محصولات اسیدی حاصل از تجزیه PLGA شود. ترکیبات مختلفی مثل hydroxyapatite/ polyamide /PLGA hydroxyapatite.

داربست های ترکیبی (کامپوزیتی): داربست های ترکیبی معمولاً شامل ترکیب داربست های پلیمری و سرامیکی است که برای کاهش معایب هر یک از آن ها، تولید می شوند. هم چنین این داربست ها خصوصیت مرکب بودن استخوان طبیعی را شبیه سازی می کنند. مثلاً هنگامی که ترکیب یک پلیمر

ضایعات کالواریای موش نشان داد که این سلول‌ها به میزان بسیار بالاتری FGF2 تولید می‌کنند و باعث ساخت استخوان بیشتری در این ضایعات می‌شوند. (79)

استفاده از سلول‌های بنیادی مشتق شده از چربی (ADSCs) با داربست 92 درصد متخلخل HA/PLGA منجر به ترمیم 80 درصد ضایعات کالواریای موش بعد از چهار هفته شد. در این مطالعه نشان داده شد که فریز کردن سلول‌ها می‌تواند به شکل معناداری از قدرت تمایزی سلول‌ها بکاهد، هر چند افزودن فاکتورهای IGF-1 و BMP-4 می‌تواند به تمایز سلول‌های فریز شده کمک کند، (80). مقایسه توانایی سه نوع سلول بنیادی از مغز استخوان (BMSCs)، لیگامان پریدونتال (PLSCs) و آلوئولار پریوست (APSCs) به همراه داربست  $\beta$ TCP/ Collagen در ترمیم ضایعه پنج میلی‌متری یک دیواره پریدونتال سگ، نشان داد که در گروهی که PLSCs به همراه داربست  $\beta$ TCP/ Collagen برای ترمیم استفاده شده بود، سمان جدید و الیاف پریدونتال جدید و استخوان آلوئولار بیشتری بازسازی شده بود. هم‌چنین تنها در این گروه، فیلامان‌های عصبی در PDL بازسازی شده، مشاهده شد، (25). ترمیم ضایعات کالواریای موش توسط سلول‌های stromal vascular fraction (SVF) به عنوان مجموعه‌ای از سلول‌های تازه استخراج شده که حاوی سلول بنیادی مشتق شده از چربی (ADSCs) هستند، به همراه داربست ترکیبی DBM/PLA نشان داد که این سلول‌ها می‌توانند به سلول‌های استخوانی تمایز یابند و ضایعات استخوانی کالواریای موش را ترمیم کنند. (81)

استفاده از داربست nano-hydroxyapatite/polyamide به همراه سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) که به ژن BMP7 آلوده شده بودند برای ترمیم ضایعات مندیبل خرگوش نشان داد که در کوتاه مدت این سلول‌ها استخوان سازی بیشتری نشان می‌دهند؛ اما بعد از 16 هفته، استخوان سازی در گروه حاوی این سلول‌ها با گروه‌های شاهد بدون سلول و با سلول BMSCs

TCP/ Octacalcium Phosphate/ Alginate Collagen و demineralized bone /PLA در مطالعات به کار رفته است. (جدول شماره 6)

ترمیم ضایعات آلوئول خرگوش توسط BMP2 نوترکیب انسانی (rhBMP2) و سلول‌های بنیاری پالپ (DPSCs) به همراه داربست nono-hydroxyapatite/ collagen/ ploy (L-lactide) (nHAC/PLA) نشان داد که بعد از 12 هفته در گروه nHAC/PLA+DPSCs+rhBMP2 از تمام گروه‌ها، حتی پیوند استخوان اتوزن، استخوان سازی زودتر و بیشتری درون ضایعه صورت گرفته است. هم‌چنین بررسی آزمایشگاهی نشان داد که داربست nHAC/PLA می‌تواند به تکثیر، تمایز و چسبندگی DPSCs کمک کند، (75). بررسی ترمیم ضایعات کالواریا توسط سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه داربست کلاژن octacalcium phosphate های نشان داد که این ذرات می‌توانند باعث آغاز استخوان سازی

توسط سلول‌های پیش ساز استخوانی شوند. (76)

توانایی داربست Nano-hydroxyapatite/polyamide 6 در ترمیم ضایعات کالواریای موش به همراه سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) نشان داد که این نوع داربست خواص سازگاری زیستی و القاء استخوان خوبی دارد و کاربرد آن به همراه سلول‌های بنیادی می‌تواند به خوبی موجب ترمیم ضایعات استخوانی شود، (77). ترمیم استخوان در ضایعه کالواریای موش توسط سلول‌های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) آلوده شده به ژن bFGF به همراه داربست nono-hydroxyapatite/ polyamide 66 (nHA/PA66) نشان داد که BMSCs حاوی ژن bFGF به همراه اسکافولد nHA/PA66 می‌تواند ضمن تحریک ساخت استخوان جدید، موجب عروق زایی بیشتر نیز شود، (78). افزودن DNA فاکتور رشدی فیبروبلاست دو (FGF2) به سلول‌های بنیادی مشتق شده از چربی (ADSCs) و کاربرد این سلول‌ها به همراه داربست PLGA با پوشش هیدروکسی آپاتایت برای ترمیم



ظریف با سایز 100 نانومتر و تخلخل نسبتاً بزرگ با سایز 6 تا 51/7 میکرومتر تقسیم شده بود. (83)

ساخت داربست polylactic acid PLA/demineralized bone powder (DBP) با روش electrospinning و کاربرد آن به همراه سلول های بنیادی مزانشیمی مندیبل انسان (hMSCs) برای ترمیم ضایعات کالواریای موش صحرایی نشان داد که این داربست ترکیبی می تواند به طور موثری این ضایعات را ترمیم کند، (84). کاربرد داربست nano-hydroxyapatite/polyamide (n-HA/PA) با 70 درصد تخلخل در ترکیب با سلول های بنیادی برای ترمیم ضایعات مندیبل خرگوش، نشان داد که سلول های بنیادی در هفته های اول باعث افزایش چشمگیر استخوان سازی می شوند. ولی در دراز مدت (12 هفته) این خواص استخوان سازی و زیست سازگاری داربست است که باعث ادامه ترمیم ضایعه می شود، (85). سلول های ADSCs، BMSCs و استئوبلاست بر روی داربست apatite-coated PLGA که به مدت چهار هفته در معرض فاکتور های BMP2 و Retinoic acid در محیط کشت قرار گرفتند، برای ترمیم ضایعات کالواریای موش به کار گرفته شدند. نتایج نشان داد که استفاده از این دو فاکتور در محیط کشت به میزان قابل توجهی می تواند سرعت ترمیم ضایعات را بهبود بخشد و موجب القا تولید میزان زیادی استخوان توسط این سلول ها شود. (86)

آلوده نشده، استخوان سازی مشابه بوده است، (82). در مطالعه ای کلینیکی در سال 2009 ترمیم شکاف آلوئول یک طرفه را در دو بیمار توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه داربست OsteoSet بررسی کردند. داربست OsteoSet یک داربست کامپوزیتی شامل demineralized bone mineral (DBM) و Calcium Sulphate است. DBM می تواند فاکتور رشدی BMP را فراهم کند و کلسیم سولفات، خواص مکانیکی داربست را بهبود می بخشد و زمان تجزیه داربست را افزایش می دهد. نتایج CT بعد از چهار ماه در یک بیمار 34/5 درصد استخوان سازی جدید از دیواره های شکاف به سمت تشکیل یک پل و 25/6 درصد استخوان سازی جدید را در بیمار دیگر نشان داد که این طور می توان نتیجه گرفت که این ماده، ماده مناسبی برای بازسازی استخوان به واسطه BMSCs نیست، (18). ترمیم استخوان در ضایعه کالواریای موش توسط سلول های بنیادی مغز استخوان (BMSCs) به همراه داربست آلژینات بعد از سه روز در آزمایشگاه و بعد از 21 روز در ضایعه نشان داد که هر چه تخلخل داربست بیشتر باشد، محیط مناسب تری برای اتصال و تکثیر استئوبلاست ها به وجود آورده و بازسازی استخوان بهتری پدید می آورد. داربست آلژیناتی که به کار گرفته شد، توسط Octacalcium Phosphate (OCP) برای اتصال بهتر سلول ها متخلخل شده بود و به دو دسته دارای تخلخل بسیار

جدول شماره 6. داربست های ترکیبی

| نویسندگان             | سال انتشار مقاله | محل و شکل ضایعه          | نوع سلول بنیادی         | نوع داربست                        | فاکتور رشدی | نتیجه  |
|-----------------------|------------------|--------------------------|-------------------------|-----------------------------------|-------------|--|
| Liu et al. (75)       | 2011             | 10 میلی متری آلوئول      | DPSCs                   | nono-hydroxyapatite/collagen/PLLA | BMP2        | بعد از 12 هفته، بررسی هیستومتری ساخت 61/16±2/18% استخوان جدید را نشان داد.                                   |
| Kawai et al. (76)     | 2011             | 9 میلی متری کالواریا     | BMSCs                   | Octacalcium phosphate/collagen    |             | بعد از هشت هفته هیستومتری ساخت 44/1±1/7% استخوان جدید را نشان داد.   |
| Khadka et al. (77)    | 2011             | 8 میلی متری کالواریا     | BMSCs                   | Nano-hydroxyapatite/polyamide 6   |             | بعد از هشت هفته، بررسی هیستومتری ساخت بیش از 70% استخوان جدید را نشان داد.                                   |
| Qu et al. (78)        | 2011             | 8 میلی متری کالواریا     | BMSCs                   | nono-hydroxyapatite/polyamide66   | ژن bFGF     | بعد از چهار هفته، دانسیته میکرووسل ها نزدیک به 70% و بعد از 12 هفته بیش از 80% استخوان جدید ساخته شد.        |
| Kwan et al. (79)      | 2011             | 4 میلی متری پرتال        | ADSCs                   | hydroxyapatite-coated PLGA        | ژن FGF2     | بعد از 20 هفته، μCT ترمیم تقریباً کامل ضایعه و ساخت استخوانی با بیش از 180 mg/cc مواد معدنی را نشان داد.     |
| James et al. (80)     | 2011             | 4 میلی متری کالواریا     | ADSCs                   | HA/PLGA                           |             | بعد از چهار هفته، μCT نشان داد که تقریباً 80% استخوان سازی صورت گرفته است.                                   |
| Tsumanuma et al. (25) | 2011             | 5*5 میلی متری پروتوئوتال | BMSCs<br>PLSCs<br>APSCs | βTCP/Collagen                     |             | بعد از هشت هفته، در تمامی گروه ها استخوان جدید تقریباً 70% ساخته شد ولی با PLSCs میزان بیشتری سمان شکل گرفت. |
| Rhee et al.           | 2011             | 8 میلی متری              | ADSCs                   | DBM and/or PLA                    |             | بعد از هشت هفته، بررسی رادیوپارومتری نشان داد که استخوانی شدن  |

|   |                      |   |                 |                       |                    |
|---|----------------------|---|-----------------|-----------------------|--------------------|
| در گروه DBM/PLA+ADSCs 42/75% و در گروه DBM+ADSCs 57/69% بوده است.   |                      |   |                 | کالواریا              | (81)               |
| بعد از هشت هفته، بررسی هیستومتری ساخت 85/54±2/07 استخوان جدید را نشان داد.  | BMP7 ژن              | nano-hydroxyapatite/polyamide                     | BMSCs           | متری 8*12 میلی        | Li et al. (82)     |
| بعد از چهار ماه، CT 34/5% و 25/6% ساخت استخوان را نشان داد.   |                      | OsteoSet  | BMSCs           | شکاف آلوتول           | Behnia et al. (18) |
| نتایج نشان داد که OCP می تواند موجب چسبندگی بهتر سلول ها به داربست شود.   |                      | octacalcium phosphate precipitated (OCP) alginate | BMSCs           | 4/2 میلیمتری کالواریا | Fuji et al. (83)   |
| بعد از 12 هفته، هیستولوژی و CT ترمیم تقریباً کامل ضایعه و ساخت استخوان با دانسیته 2.0/30 g/cm <sup>2</sup> را نشان داد. |                      | demineralized bone powders/PLA                    | hMSCs           |                       | Ko et al. (84)     |
| بعد از 12 هفته، هیستولوژی ساخت بیش از 80% استخوان جدید را نشان داد.   |                      | nano-hydroxyapatite/polyamide                     | BMSCs           | متری 8*12 میلی        | Wang et al. (85)   |
| CT نشان داد که استخوان جدید با دانسیته 60-70% بعد از دو تا چهار هفته تشکیل شده است.                                     | BMP2 و Retinoic acid | apatite-coated PLGA                               | .BMSCs<br>ADSCs | 4 میلی متری کالواریا  | Cowan et al. (86)  |

BMSCs: Bone marrow mesenchymal stem cells – ADSCs: Adipose derived mesenchymal stem cells – DPSCs: Dental pulp stem cells – APSCs: alveolar periosteal stem cells–PLSCs: Periodontal ligament stem cells– hMSCs: human mandibular mesenchymal stem cells–FGF: Fibroblast growth factor– BMP: Bone morphogenetic protein – TCP: Tricalcium phosphate– HA: hydroxyapatite– DBM: Demineralized bone matrix – PLGA: poly (lactic-co-glycolic acid) – PLA: poly (D, L-lactic acid)

## بحث و نتیجه گیری

مهندسی بافت در کنار یکدیگر به کار نرفته اند. هم چنین مطالعات در این زمینه اکثراً روی بازسازی ضایعات کوچک انجام شده است و خصوصياتی مثل آثريوزن و فیزیولوژی استخوان کمتر در نظر گرفته شده است.

به نظر می رسد که چشم انداز آینده مهندسی بافت استخوانی، به کارگیری روش پیشرفته برای ساخت داربستی ترکیبی و مختص بیمار بر اساس تصاویر سی تی اسکن، به همراه سلول های بنیادی تغییر ژنتیکی داده شده باشد.

## سپاسگزاری

این مقاله، حاصل بخش مروری بر مقالات پروپوزال پایان نامه دکترای عمومی پریشان غلامین، به راهنمایی دکتر آرش خجسته و دکتر فهیمه سادات طباطبایی، مربوط به دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی می باشد.

امروزه مهندسی بافت دو جنبه دارد. از یکسو ایده مهندسی بافت به تنهایی کاربردهای وسیعی را در زمینه دندان پزشکی در ذهن به تصویر می کشد؛ و از سوی دیگر محدودیت هایی دارد که موجب همه گیر نشدن آن می شود. با این وجود، هم چنان چشم اندازهای آینده مهندسی بافت، دندان پزشکان و محققین را به خود جذب می کند.

در این مطالعه مروری بر روی داربست های استفاده شده در بازسازی ضایعات استخوانی فک و صورت و مجسمه، مشخص شد که هنوز تا رسیدن به درمان ایده آل، راه زیادی باقی مانده است. با وجود این که داربست به عنوان فاکتور کلیدی در موفقیت مهندسی بافت مطرح است، هنوز بعد از گذشت بیش از بیست سال از مهندسی بافت، داربست ایده آلی طراحی نشده است و در بسیاری از مطالعات سه جزء اصلی

## References

- 1-Runyan CM, Taylor JA. Clinical applications of stem cells in craniofacial surgery. *Facial Plast Surg* 2010;26:385-95.
- 2-Nevins M, Jovanovic S. Localized bone reconstruction as an adjunct to dental implant placement. *Curr Opin Periodontol* 1997; 4:109.
- 3-Damien CJ, Parsons JR. Bone graft and bone graft substitutes: a review of current technology and applications. *J Appl Biomater* 1991;2:187-208.
- 4-Alsberg E, Anderson KW, Albeiruti A, Rowley JA, Mooney DJ. Engineering growing tissues. *Proce Nat Acad Sci* 2002; 99:12025.
- 5-Rose FRAJ, Oreffo ROC. Bone tissue engineering: hope vs hype. *Biochem Biophys Rese Communicat* 2002;292:1-7.
- 6-Reddi AH. Morphogenesis and tissue engineering of bone and cartilage: inductive signals, stem cells, and biomimetic biomaterials. *Tissue Eng* 2000;6:351-9.
- 7-Torroni A. Engineered bone grafts and bone flaps for maxillofacial defects: state of the art. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67: 1121-7.
- 8-Baksh D, Song L, Tuan R. Adult mesenchymal stem cells: characterization, differentiation, and application in cell and gene therapy. *J Cell Mol Med* 2004;8:301-16.





- 9-Seong JM, Kim BC, Park JH, Kwon IK, Mantalaris A, Hwang YS. Stem cells in bone tissue engineering. *Biomed Mater* 2010;5:062001.
- 10-Otaki S, Ueshima S, Shiraishi K, Sugiyama K, Hamada S, Yorimoto M, et al. Mesenchymal progenitor cells in adult human dental pulp and their ability to form bone when transplanted into immunocompromised mice. *Cell Biol Int* 2007;31:1191-7.
- 11-Khojasteh A, Behnia H, Dashti SG, Stevens M. Current trends in mesenchymal stem cell application in bone augmentation: a review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg* 2012;70:972-82.
- 12-Zhao J, Hu J, Wang S, Sun X, Xia L, Zhang X, et al. Combination of beta-TCP and BMP-2 gene-modified bMSCs to heal critical size mandibular defects in rats. *Oral Dis* 2010;16:46-54.
- 13-Jiang X, Zhao J, Wang S, Sun X, Zhang X, Chen J, et al. Mandibular repair in rats with premineralized silk scaffolds and BMP-2-modified bMSCs. *Biomaterials* 2009;30:4522-32.
- 14-Usas A, Ho AM, Cooper GM, Olshanski A, Peng H, Huard J. Bone regeneration mediated by BMP4-expressing muscle-derived stem cells is affected by delivery system. *Tissue Eng Part A*. 2009;15:285-93.
- 15-Haidar ZS, Hamdy RC, Tabrizian M. Delivery of recombinant bone morphogenetic proteins for bone regeneration and repair. Part B: Delivery systems for BMPs in orthopaedic and craniofacial tissue engineering. *Biotechnol Lett* 2009;31:1825-35.
- 16-Cartmell S. Controlled release scaffolds for bone tissue engineering. *J Pharmaceut Sci* 2009;98:430-41.
- 17-Lucaciu O, Baciut M, Baciut G, Campian R, Soritau O, Bran S, et al. Tissue engineered bone versus alloplastic commercial biomaterials in craniofacial reconstruction. *Rom J Morphol Embryol* 2010;51:129-36.
- 18-Behnia H, Khojasteh A, Soleimani M, Tehranchi A, Khoshzaban A, Keshel SH, et al. Secondary repair of alveolar clefts using human mesenchymal stem cells. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:e1-6.
- 19-Dudas JR, Marra KG, Cooper GM, Penascino VM, Mooney MP, Jiang S, et al. The osteogenic potential of adipose-derived stem cells for the repair of rabbit calvarial defects. *Ann Plast Surg* 2006;56:543-8.
- 20-Malik M, Puleo D, Bizios R, Doremus R. Osteoblasts on hydroxyapatite, alumina and bone surfaces in vitro; morphology during the first 2 h of attachment. *Biomaterials* 1992;13:123-8.
- 21-Registered clinical trials by stem cell on [clinicaltrials.gov](http://clinicaltrials.gov) at 2. 2012/ 27 Available from:<http://clinicaltrials.gov/ct2/results?term=stem+cell>.
- 22-Slater BJ, Kwan MD, Gupta DM, Panetta NJ, Longaker MT. Mesenchymal cells for skeletal tissue engineering. *Expert Opin Biol Ther* 2008;8:885-93.
- 23-El Tamer M, Reis R. Progenitor and stem cells for bone and cartilage regeneration. *J Tissue Eng Reg Med* 2009;3:327-37.
- 24-Yamada Y, Ito K, Nakamura S, Ueda M, Nagasaka T. Promising cell-based therapy for bone regeneration using stem cells from deciduous teeth, dental pulp, and bone marrow. *Cell Transplant* 2011;20:1003-13.
- 25-Tsumanuma Y, Iwata T, Washio K, Yoshida T, Yamada A, Takagi R, et al. Comparison of different tissue-derived stem cell sheets for periodontal regeneration in a canine 1-wall defect model. *Biomaterials* 2011;32:5819-25.
- 26-d'Aquino R, De Rosa A, Lanza V, Tirino V, Laino L, Graziano A, et al. Human mandible bone defect repair by the grafting of dental pulp stem/progenitor cells and collagen sponge biocomplexes. *Eur Cell Mater* 2009;18:75-83.
- 27-Zheng Y, Liu Y, Zhang CM, Zhang HY, Li WH, Shi S, et al. Stem cells from deciduous tooth repair mandibular defect in swine. *J Dent Res* 2009;88:49-54.
- 28-Riccio M, Resca E, Maraldi T, Pisciotta A, Ferrari A, Bruzzesi G, et al. Human dental pulp stem cells produce mineralized matrix in 2D and 3D cultures. *Eur J Histochem* 2010;54:
- 29-Panetta NJ, Gupta DM, Lee JK, Wan DC, Commons GW, Longaker MT. Human adipose-derived stromal cells respond to and elaborate bone morphogenetic protein-2 during in vitro osteogenic differentiation. *Plastic Reconstruct Surg* 2010;125:483.
- 30-Scherberich A, Galli R, Jaquiere C, Farhadi J, Martin I. Three-Dimensional Perfusion Culture of Human Adipose Tissue-Derived Endothelial and Osteoblastic

- Progenitors Generates Osteogenic Constructs with Intrinsic Vascularization Capacity. *Stem Cells* 2007;25:1823-9.
- 31-Huang YC, Kaigler D, Rice KG, Krebsbach PH, Mooney DJ. Combined Angiogenic and Osteogenic Factor Delivery Enhances Bone Marrow Stromal Cell-Driven Bone Regeneration. *J Bone Miner Res* 2005;20:848-57.
- 32-Zuk PA. Tissue engineering craniofacial defects with adult stem cells? Are we ready yet? *Pediatric Res* 2008;63:478.
- 33-Zou D, Zhang Z, He J, Zhang K, Ye D, Han W, et al. Blood vessel formation in the tissue-engineered bone with the constitutively active form of HIF-1 $\alpha$  mediated BMSCs. *Biomaterials* 2012;33:2097-108.
- 34-Yamada Y, Nakamura S, Ueda M, Ito K. Osteotome technique with injectable tissue-engineered bone and simultaneous implant placement by cell therapy. *Clin Oral Implants Res* 2011.
- 35-Kohgo T, Yamada Y, Ito K, Yajima A, Yoshimi R, Okabe K, et al. Bone regeneration with self-assembling Peptide nanofiber scaffolds in tissue engineering for osseointegration of dental implants. *Int J Periodont Restorat Dent* 2011;31:e9.
- 36-Ben-David D, Kizhner TA, Kohler T, Müller R, Livne E, Srouji S. Cell-scaffold transplant of hydrogel seeded with rat bone marrow progenitors for bone regeneration. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2011;39:364-71.
- 37-Chang SCN, Chung HY, Tai CL, Chen PKT, Lin TM, Jeng LB. Repair of large cranial defects by hBMP-2 expressing bone marrow stromal cells: Comparison between alginate and collagen type I systems. *J Biomed Mater Res Part A* 2010;94:433-41.
- 38-Cheung WK, Working DM, Galuppo LD, Leach JK. Osteogenic comparison of expanded and uncultured adipose stromal cells. *Cytotherapy* 2010;12:554-62.
- 39-Liu G, Li Y, Sun J, Zhou H, Zhang W, Cui L, et al. In vitro and in vivo evaluation of osteogenesis of human umbilical cord blood-derived mesenchymal stem cells on partially demineralized bone matrix. *Tissue Eng Part A* 2010;16:971-82.
- 40-Kim KS, Lee JY, Kang YM, Kim E, Kim GH, Rhee SD, et al. Small intestine submucosa sponge for in vivo support of tissue-engineered bone formation in the presence of rat bone marrow stem cells. *Biomaterials* 2010;31:1104-13.
- 41-Arpornmaeklong P, Brown SE, Wang Z, Krebsbach PH. Phenotypic characterization, osteoblastic differentiation, and bone regeneration capacity of human embryonic stem cell-derived mesenchymal stem cells. *Stem Cell Develop* 2009;18:955-68.
- 42-Yoshimi R, Yamada Y, Ito K, Nakamura S, Abe A, Nagasaka T, et al. Self-assembling peptide nanofiber scaffolds, platelet-rich plasma, and mesenchymal stem cells for injectable bone regeneration with tissue engineering. *J Craniofac Surg* 2009;20:1523-30.
- 43-Bohnenblust ME, Steigelman MB, Wang Q, Walker JA, Wang HT. An experimental design to study adipocyte stem cells for reconstruction of calvarial defects. *J Craniofac Surg* 2009;20:340-9.
- 44-Kim J, Kim IS, Cho TH, Lee KB, Hwang SJ, Tae G, et al. Bone regeneration using hyaluronic acid-based hydrogel with bone morphogenic protein-2 and human mesenchymal stem cells. *Biomaterials* 2007;28:1830-7.
- 45-Smiler D, Soltan M, Lee JW. A histomorphogenic analysis of bone grafts augmented with adult stem cells. *Implant Dent* 2007;16:42-53.
- 46-Ito K, Yamada Y, Nagasaka T, Baba S, Ueda M. Osteogenic potential of injectable tissue-engineered bone: A comparison among autogenous bone, bone substitute (Bio-Oss®), platelet-rich plasma, and tissue-engineered bone with respect to their mechanical properties and histological findings. *J Biomed Mater Res Part A* 2005;73:63-72.
- 47-Joon Yung L, Douglas M, Dalip P, Kazumasa F, James C, Arvydas U, et al. Effect of bone morphogenetic protein-2-expressing muscle-derived cells on healing of critical-sized bone defects in mice. *J Bone Joint Surg (American)* 2001;83:1032-9.
- 48-Ye JH, Xu YJ, Gao J, Yan SG, Zhao J, Tu Q, et al. Critical-size calvarial bone defects healing in a mouse model with silk scaffolds and SATB2-modified iPSCs. *Biomaterials* 2011.
- 49-Duan X, Tu Q, Zhang J, Ye J, Sommer C, Mostoslavsky G, et al. Application of induced pluripotent stem (iPS) cells in



- periodontal tissue regeneration. *J Cell Physiol* 2011;226:150-7.
- 50-Xiao C, Zhou H, Ge S, Tang T, Hou H, Luo M, et al. Repair of orbital wall defects using biocoral scaffolds combined with bone marrow stem cells enhanced by human bone morphogenetic protein-2 in a canine model. *Int J Mol Med* 2010;26:517-25.
- 51-Zhang Y, Fan W, Ma Z, Wu C, Fang W, Liu G, et al. The effects of pore architecture in silk fibroin scaffolds on the growth and differentiation of mesenchymal stem cells expressing BMP7. *Acta biomaterialia* 2010;6:3021-8.
- 52-Pieri F, Lucarelli E, Corinaldesi G, Aldini NÚN, Fini M, Parrilli A, et al. Dose-dependent effect of adipose-derived adult stem cells on vertical bone regeneration in rabbit calvarium. *Biomaterials* 2010;31:3527-35.
- 53-Cui L, Liu B, Liu G, Zhang W, Cen L, Sun J, et al. Repair of cranial bone defects with adipose derived stem cells and coral scaffold in a canine model. *Biomaterials* 2007;28:5477-86.
- 54-Hou R, Chen F, Yang Y, Cheng X, Gao Z, Yang HO, et al. Comparative study between coral mesenchymal stem cells rhBMP2 composite and auto bone graft in rabbit critical sized cranial defect model. *J Biomedical Mater Res Part A* 2007;80:85-93.
- 55-Al-Salihi KA. Tissue-engineered bone via seeding bone marrow stem cell derived osteoblasts into coral: a rat model. *Med J Malaysia* 2004;59 Suppl B:200-1.
- 56-Zhu S, Zhang B, Man C, Ma Y, Hu J. NEL-like molecule-1-modified bone marrow mesenchymal stem cells/poly lactic-co-glycolic acid composite improves repair of large osteochondral defects in mandibular condyle. *Osteoarth Cartilage* 2011;19:743-50.
- 57-Hamajima S, Hayashi T, Sato Y, Sasaki K, Kawai T. Osteoanagenesis after transplantation of bone marrow-derived mesenchymal stem cells using polyvinylidene chloride film as a scaffold. *Dent Mater J* 2011;10183-11092.
- 58-Wang CZ, Chen SM, Chen CH, Wang CK, Wang GJ, Chang JK, et al. The effect of the local delivery of alendronate on human adipose-derived stem cell-based bone regeneration. *Biomaterials* 2010;31:8674-83.
- 59-Zong C, Xue D, Yuan W, Wang W, Shen D, Tong X. et al. Reconstruction of rat calvarial defects with human mesenchymal stem cells and osteoblast-like cells in poly-lactic-co-glycolic acid scaffolds. *Eur Cell Mater* 2010;20:109-20.
- 60-Terella A, Mariner P, Brown N, Anseth K, Streubel SO. Repair of a Calvarial Defect With Biofactor and Stem Cell-Embedded Polyethylene Glycol Scaffold. *Arch Fac Plastic Surg* 2010;12:166.
- 61-Di Bella C, Farlie P, Penington AJ. Bone regeneration in a rabbit critical-sized skull defect using autologous adipose-derived cells. *Tissue Eng Part A* 2008;14:483-90.
- 62-Liu HW, Chen CH, Tsai CL, Lin IH, Hsiue GH. Heterobifunctional poly (ethylene glycol)-tethered bone morphogenetic protein-2-stimulated bone marrow mesenchymal stromal cell differentiation and osteogenesis. *Tissue Eng* 2007;13:1113-24.
- 63-Ren J, Ren T, Zhao P, Huang Y, Pan K. Repair of mandibular defects using MSCs-seeded biodegradable polyester porous scaffolds. *J Biomater Sci Polym Ed* 2007;18:505-17.
- 64-Ren T, Ren J, Jia X, Pan K. The bone formation in vitro and mandibular defect repair using PLGA porous scaffolds. *J Biomed Mater Res Part A* 2005;74:562-9.
- 65-Marei MK, Nouh SR, Saad MM, Ismail NS. Preservation and regeneration of alveolar bone by tissue-engineered implants. *Tissue Eng* 2005;11:751-67.
- 66-Schantz JT, Hutmacher DW, Lam CXF, Brinkmann M, Wong KM, Lim TC, et al. Repair of calvarial defects with customised tissue-engineered bone grafts II. Evaluation of cellular efficiency and efficacy in vivo. *Tissue Eng* 2003;9:127-39.
- 67-Zou D, Zhang Z, He J, Zhu S, Wang S, Zhang W, et al. Repairing critical-sized calvarial defects with BMSCs modified by a constitutively active form of hypoxia-inducible factor-1alpha and a phosphate cement scaffold. *Biomaterials* 2011;32:9707-18.
- 68-Kim SH, Kim KH, Seo BM, Koo KT, Kim TI, Seol YJ, et al. Alveolar bone regeneration by transplantation of periodontal ligament stem cells and bone marrow stem cells in a canine peri-implant defect

- model: a pilot study. *J Periodontol* 2009; 80:1815-23.
- 69-Pieri F, Lucarelli E, Corinaldesi G, Fini M, Aldini NN, Giardino R, et al. Effect of mesenchymal stem cells and platelet-rich plasma on the healing of standardized bone defects in the alveolar ridge: a comparative histomorphometric study in minipigs. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:265-72.
- 70-Guo H, Su J, Wei J, Kong H, Liu C. Biocompatibility and osteogenicity of degradable Ca-deficient hydroxyapatite scaffolds from calcium phosphate cement for bone tissue engineering. *Acta biomaterialia* 2009;5:268-78.
- 71-Jafarian M, Eslaminejad MB, Khojasteh A, Mashhadi Abbas F, Dehghan MM, Hassanzadeh R, et al. Marrow-derived mesenchymal stem cells-directed bone regeneration in the dog mandible: a comparison between biphasic calcium phosphate and natural bone mineral. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105: e14-24.
- 72-Shayesteh YS, Khojasteh A, Soleimani M, Alikhasi M, Khoshzaban A, Ahmadbeygi N. Sinus augmentation using human mesenchymal stem cells loaded into a beta-tricalcium phosphate/ hydroxyapatite scaffold. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:203-9.
- 73-Pieri F, Lucarelli E, Corinaldesi G, Iezzi G, Piattelli A, Giardino R, et al. Mesenchymal stem cells and platelet-rich plasma enhance bone formation in sinus grafting: a histomorphometric study in minipigs. *J Clin Periodontol* 2008;35:539-46.
- 74-Mylonas D, Vidal MD, De Kok IJ, Moriarity JD, Cooper LF. Investigation of a thermoplastic polymeric carrier for bone tissue engineering using allogeneic mesenchymal stem cells in granular scaffolds. *J Prosthodont* 2007;16:421-30.
- 75-Liu HC, E LL, Wang DS, Su F, Wu X, Shi ZP, et al. Reconstruction of alveolar bone defects using bone morphogenetic protein 2 mediated rabbit dental pulp stem cells seeded on nano-hydroxyapatite/ collagen/poly(L-lactide). *Tissue Eng Part A* 2011;17:2417-33.
- 76-Kawai T, Anada T, Masuda T, Honda Y, Sakai Y, Kato Y, et al. The effect of synthetic octacalcium phosphate in a collagen scaffold on the osteogenicity of mesenchymal stem cells. *Eur Cell Mater* 2011;22:124-36.
- 77-Khadka A, Li J, Li Y, Gao Y, Zuo Y, Ma Y. Evaluation of Hybrid Porous Biomimetic Nano-Hydroxyapatite/Polyamide 6 and Bone Marrow-Derived Stem Cell Construct in Repair of Calvarial Critical Size Defect. *J Craniofac Surg* 2011;22:1852.
- 78-Qu D, Li J, Li Y, Gao Y, Zuo Y, Hsu Y, et al. Angiogenesis and osteogenesis enhanced by bFGF ex vivo gene therapy for bone tissue engineering in reconstruction of calvarial defects. *J Biomed Mater Res A* 2011;96:543-51.
- 79-Kwan MD, Sellmyer MA, Quarto N, Ho AM, Wandless TJ, Longaker MT. Chemical control of FGF-2 release for promoting calvarial healing with adipose stem cells. *J Biol Chem* 2011;286:11307.
- 80-James AW, Levi B, Nelson ER, Peng M, Commons GW, Lee M, et al. Deleterious effects of freezing on osteogenic differentiation of human adipose-derived stromal cells in vitro and in vivo. *Stem Cell Develop* 2010;20:427-39.
- 81-Rhee SC, Ji Y, Gharibjanian NA, Dhong ES, Park SH, Yoon ES. In Vivo Evaluation of Mixtures of Uncultured Freshly Isolated Adipose-Derived Stem Cells and Demineralized Bone Matrix for Bone Regeneration in a Rat Critically Sized Calvarial Defect Model. *Stem Cell Develop* 2010;20:233-42.
- 82-Li J, Li Y, Ma S, Gao Y, Zuo Y, Hu J. Enhancement of bone formation by BMP-7 transduced MSCs on biomimetic nano-hydroxyapatite/polyamide composite scaffolds in repair of mandibular defects. *J Biomed Mater Res Part A* 2010;95:973-81.
- 83-Fuji T, Anada T, Honda Y, Shiwaku Y, Koike H, Kamakura S, et al. Octacalcium phosphate-precipitated alginate scaffold for bone regeneration. *Tissue Eng Part A* 2009; 15:3525-35.
- 84-Ko EK, Jeong SI, Rim NG, Lee YM, Shin H, Lee BK. In vitro osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells and in vivo bone formation in composite nanofiber meshes. *Tissue Eng Part A* 2008; 14:2105-19.
- 85-Wang H, Li Y, Zuo Y, Li J, Ma S, Cheng L. Biocompatibility and osteogenesis of biomimetic nano-hydroxyapatite/polyamide composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials* 2007;28: 3338-48.



86-Cowan CM, Aalami OO, Shi YY, Chou YF, Mari C, Thomas R, et al. Bone morphogenetic protein 2 and retinoic acid accel-

erate in vivo bone formation, osteoclast recruitment, and bone turnover. *Tissue Eng* 2005;11:645-58.

## Craniomaxillofacial Bone Tissue Engineering: A Review on Scaffolds

Motamedian S.R<sup>\*1</sup>, Khosraviani K<sup>2</sup>, Gholipour F<sup>3</sup>, Gholamin P<sup>4</sup>, Faili F<sup>5</sup>

(Received:                      Accepted:                      )

### Abstract

Currently autografts are gold standards for craniomaxillofacial bone regeneration. But autografts have some limitations. Bone tissue engineering has been introduced to overcome these limitations. It consist three components: stem cells, growth factor, and scaffold. Scaffold provides an environment for bone growth and simplifies cell adhesion, differentiation and proliferation. In this review, application of natural, synthetic and composite scaffolds in animal and human studies were described. Based

on this review, autografts are still gold standards for bone regeneration. However, it seems that recent advances in technology of designing scaffolds would help designing more appropriate scaffolds for bone tissue engineering in near future.

**Keywords:** Tissue engineering, Bone regeneration, Scaffold, Stem cells, Craniomaxillofacial

1. Students Research Committee, School of Dentistry Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2. Proteomics Research Center, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3. School of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

4. Gifted and Talented Dental Students Division, School of Dentistry Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

5. Dept of Dentistry Medicine, Faculty of Dentistry Medicine, Ilam University of Medical Sciences, Ilam, Iran

