۲۰۱۹

افزایش ابعاد استخوان در دندانپزشکی ایمپلنت

ترجمه

دکتر فرزین انصاری پور

دستیار تخصصی جراحی دهان، فک و صورت

دانشگاه علوم پزشکی مشهد

ویرایش علمی

دکتر برات اله شبان

متخصص جراحی دهان، فک و صورت

هیأت علمی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

سرشناسه	:	پیکوز، مایکل ا. Pikos, Michael A.
عنوان و نام پدیدآور	:	افزایش ابعاد استخوان در دندانپزشکی ایمپلنت ۲۰۱۹/ مولف [مایکل. پیکوز، ریچارد ج.(ریچارد جان) میرن] ؛ مترجم فرزین انصاری‌پور؛ ویرایش علمی براتاله شبان.
مشخصات نشر	:	تهران: شایان‌نمودار، ۱۳۹۸.
مشخصات ظاهری	:	۲۶۶ص؛ ۲۲ × ۲۹ س‌م.
شابک	:	۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۴۸۵-۴
وضعیت فهرست نویسی	:	فیپا
یادداشت	:	عنوان اصلی:. Bone augmentation in implant dentistry, c۲۰۱۹
موضوع	:	کاشت دندانی -- پیوندهای استخوانی
موضوع	:	Osseointegrated dental implants
موضوع	:	ترمیم استخوان
موضوع	:	Bone regeneration
شناسه افزوده	:	میرن، ریچارد ج.(ریچارد جان)، ۱۹۸۳- م.
شناسه افزوده	:	Miron, Richard J.,، ۱۹۸۳-(Richard John)
شناسه افزوده	:	انصاری‌پور، فرزین، ۱۳۷۱-، مترجم
شناسه افزوده	:	شبان، براتاله، ۱۳۴۴ -، ویراستار
رده بندی کنگره	:	RK۶۶۷
رده بندی دیویی	:	۶۱۷/۶۹۳
شماره کتابشناسی ملی	:	۵۹۶۳۶۲۰

نام کتاب: **افزایش ابعاد استخوان در دندانپزشکی ایمپلنت ۲۰۱۹**

مترجم: دکتر فرزین انصاری پور

ویرایش علمی: دکتر براتاله شبان

ناشر: انتشارات شایان نمودار

شمارگان: ۵۰۰ جلد

مدیر تولید: مهندس علی خزعلی

حروفچینی و صفحه آرایی: انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: پاییز ۱۳۹۸

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۴۸۵-۴

قیمت: ۶ ۸۰۰، ۰۰۰ ریال

شایان نمودار

دفتر مرکزی: تهران/ میدان فاطمی/ خیابان چهلستون/ خیابان دوم/ پلاک ۵۰/ بلوک B/ طبقه همکف/ تلفن: ۸۸۹۸۸۸۶۸

وب سایت: shayannemoodar.com

اینستاگرام: Shayan.nemoodar

(تمام حقوق برای ناشر محفوظ است. هیچ بخشی از این کتاب، بدون اجازه مکتوب ناشر، قابل تکثیر یا تولید مجدد به هیچ شکلی، از جمله چاپ، فتوکپی، انتشار الکترونیکی، فیلم و صدا نیست.

این اثر تحت پوشش قانون حمایت از مولفان و مصنفان ایران قرار دارد.)

فهرست

پیش‌گفتار ۷

۱ تجهیزات مورد استفاده برای افزایش ابعاد ریج آلوئول و پیوند سینوس ۹

۲ غشاها، مواد پیوندی و فاکتورهای رشدی ۱۹

۳ مدیریت ناحیه دندان کشیده شده ۴۹

۴ افزایش ابعاد ریج آلوئول ۱۰۳

۵ پیوند سینوس ۱۷۷

۶ روش درمانی بارگذاری فوری تمام قوس هدایت شده برای بیماران بی‌دندان ۲۴۳

پیش‌گفتار

ایمپلنت‌های دندانی علیرغم سابقه نه چندان طولانی، پیشرفت‌هایی قابل توجه و حتی در مواردی فوق تصور داشته‌اند. در حال حاضر بازسازی استخوان‌های از دست رفته نواحی مختلف فکین به روش‌های گوناگون و با کاربرد پیوندهای استخوانی و بایومتریال‌های متنوع امکان‌پذیر شده است.

شناخت دقیق خصوصیات پیوندهای استخوانی و بایومتریال‌ها و در مواردی استفاده توأم از آن‌ها، کاربرد تکنیک‌های نوین جراحی و تجربیات پزشکان معالج در حصول نتایج هرچه بهتر نقش اساسی را خواهند داشت.

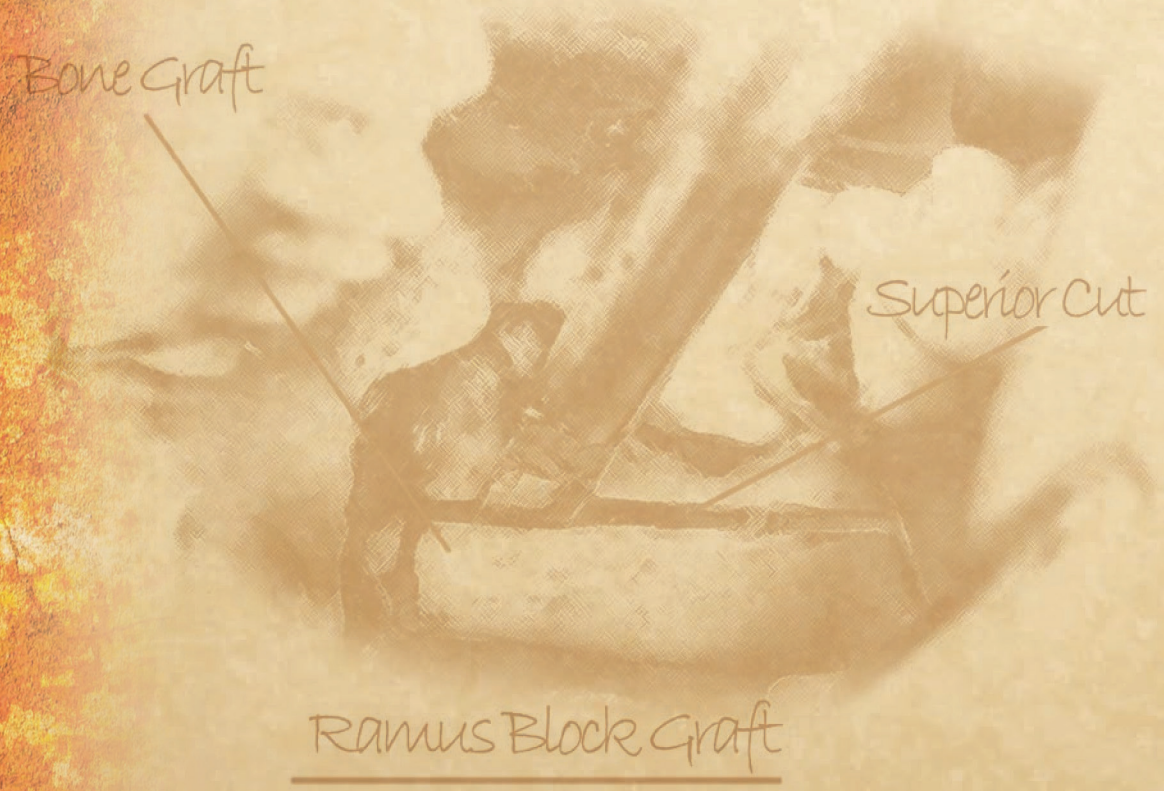
کتاب حاضر که به همت همکار عزیزمان جناب آقای دکتر انصاری پور ترجمه شده است از کتب ارزنده و کاربردی در زمینه بازسازی استخوان آلوئول، سینوس لیفت، مدیریت ساکت دندان کشیده شده و ... است که مطالعه آن قطعاً می‌تواند در افزایش کیفیت و نتایج بهتر درمان بیماران مؤثر واقع شود.

توفیقات همگان را آرزومندم.

دکتر برات اله شبان
متخصص جراحی دهان، فک و صورت
هیأت علمی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

فصل ۱

تجهیزات مورد اســـــتفاده برای افزایش ابعاد ریج آلوئول و پیوند سینوس



کاربرد تجهیزات متنوع برای افزایش ابعاد استخوان آلوئول[1] و پیوند سینوس نقشی اساسی در دندانپزشکی بازسازی کننده معاصر داشته است. تجهیزات زیادی از جمله توموگرافی کامپیوتری اشعه مخروطی (CBCT)، توانایی کلنیسین‌ها را در تشخیص و طرح درمان بیماران با صحت و قابلیت پیش‌بینی ایده‌آل در دندانپزشکی ایمپلنت ارتقاء داده‌اند. دیگر دستگاه‌ها همانند Ostell's implant stability quotient در نظارت دقیق بر ثبات ایمپلنت با گذشت زمان کاربرد دارند. همچنین فرکانس رادیویی، دستگاه جراحی با پیزو (Mectron) و فرزهای متراکم کننده استخوان[2] (OD) سبب پیشرفتی قابل توجه در نتیجه جراحی برای کلنیسین‌ها گردیده‌اند. در این فصل مروری کلی بر تجهیزاتی که نویسنده غالباً و روزانه در مطب شخصی و مرکز تحقیقاتی خود استفاده می‌نماید صورت گرفته است. به علاوه یک بررسی اجمالی از تکنولوژی این تجهیزات و کاربرد آن‌ها در افزایش ابعاد ریج آلوئول و پیوند سینوس نیز مطرح شده است.

شکل ۱-۱ (a) سیستم تصویربرداری CBCT (Carestream [CS] 9600). (b) قابلیت فراهم کردن تصاویر بازسازی شده سه بعدی از استخوان و دندان‌ها با رزولوشن عالی.

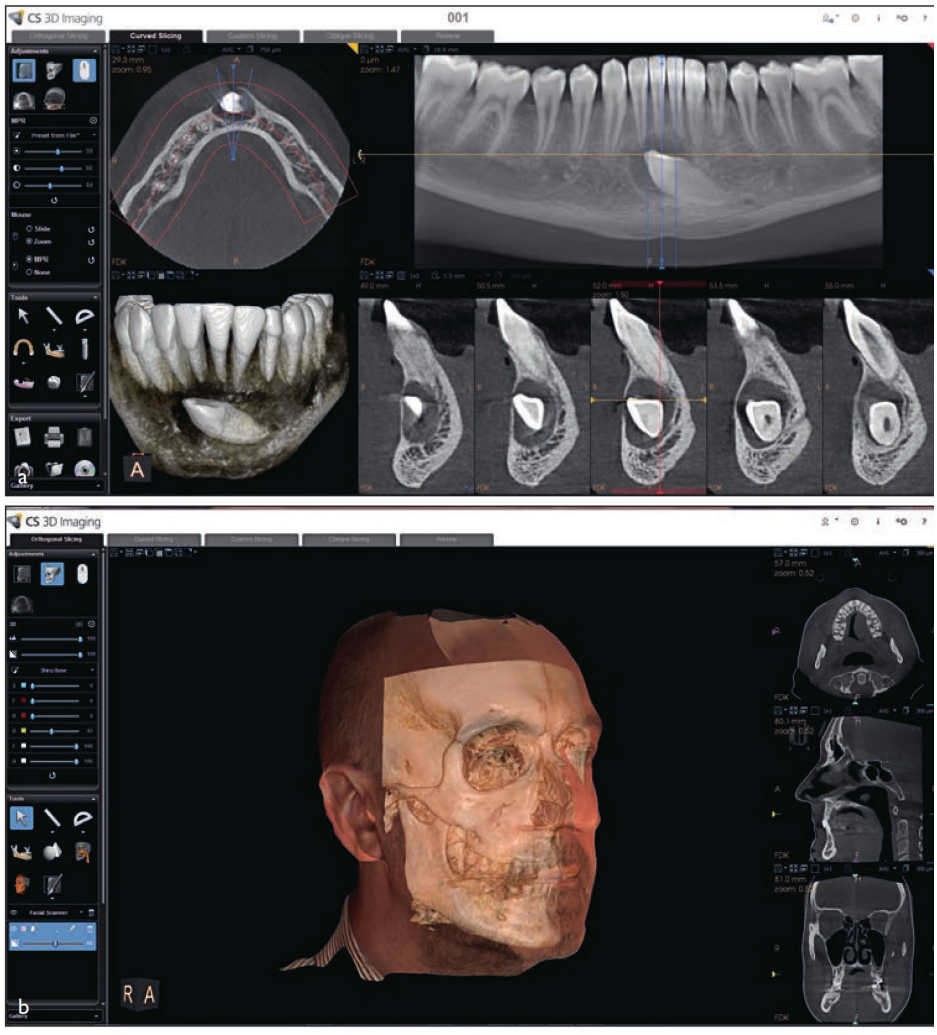
CBCT

طی یک دهه اخیر، کاربرد CBCT سه بعدی بطور قابل توجهی افزایش یافته است. در اوایل معرفی خود، توموگرافی کامپیوتری (عمدتاً در ایمپلنتولوژی) به دلیل موارد تجویز محدود، قیمت بالا و بالا بودن دوز اشعه صرفاً توسط تعداد کمی از متخصصان مورد استفاده قرار می‌گرفت. در اواخر دهه ۱۹۹۰ تکنولوژی جدیدی که از یک "اشعه مخروطی" و یک آشکارساز دوطرفه[3] که ۳۶۰ درجه دور بیمار می‌چرخید، بهره می‌گرفت با ورود خود به حوزه ایمپلنت دندانی، تهیه تصاویر سه بعدی high-definition را به سهولت در دسترس دندانپزشکان و بیماران آن‌ها قرار داد.

نویسنده از سال ۲۰۰۵ شروع به استفاده از تکنولوژی CBCT در مطب شخصی و مرکز آموزشی خود نموده است. از آنجایی که در ۲۵ سال گذشته فعالیت نویسنده به تکنیک‌های بازسازی در حیطه ایمپلنت محدود بوده است وی برای تمامی بیماران خود اسکن CBCT تهیه می‌نماید زیرا این تکنولوژی سه بعدی نقشی بنیادی در تشخیص و طرح درمان جامع ایفا می‌کند. CBCT کارایی گسترده‌ای در کلیه حوزه‌های دندانپزشکی شامل ایمپلنتولوژی، جراحی دهان، اندودونتیکس و ارتودنسی دارد.

یکی از مهم‌ترین تحولات به وقوع پیوسته در تکنولوژی CBCT، امکان استفاده از مقادیر بسیار پایین‌تری از دوز اشعه در مقایسه با فیلم‌های مرسوم بوده است. ابداع تکنیک‌های رادیوگرافیک با حساسیت بالا در ارزیابی ساختارهای دندانی-آلوئولی، به دلیل استانداردهای ایمن‌تر این تکنیک منجر به فراگیرتر شدن کاربرد آن‌ها گردیده است. در حال حاضر تمامی بیماران نویسنده که نیازمند جایگذاری ایمپلنت یا روش‌های افزایش ابعاد استخوان هستند باید پیش از درمان ایمپلنت، افزایش ابعاد استخوان یا بالا بردن سینوس و به منظور بررسی کامل ویژگی‌ها/شرایط غیرطبیعی آناتومیک و تشخیص پاتولوژی احتمالی CBCT تهیه نمایند. همچنین تهیه CBCT برای ارزیابی بعد از پیوند و قبل از جایگذاری ایمپلنت نیز به یک روتین تبدیل شده است.

1. Alveolar bone augmentation
2. Osseodensification
3. Reciprocating detector



شکل ۲-۱ استفاده از CS 9600 برای تصویربرداری از کل قوس. (a) از یک اسکن تکی جهت شناسایی موارد پاتولوژی با دقتی بسیار بیشتر از یک رادیوگرافی دو بعدی مرسوم می‌توان بهره‌مند شد. (b) همچنین زیبایی CS 9600، قابلیت آن در ترکیب کردن مشخصات صورت به شیوه full-head در برنامه به منظور تعیین طرح درمان بهتر می‌باشد.

شرکت Carestream Dental یک سیستم CBCT با کیفیت بالا و دارای ویژگی‌های state-of-the-art (شکل ۱-۱) ارایه نموده است. مزیت این سیستم توانایی تهیه تمامی معاینات ضروری تنها با یک سیستم (خانواده CS 9600) می‌باشد. رزولوشن تصویر تا ۷۵ میکرومتر (که تا سایز ۱۷ × ۱۶ سانتی‌متر قابل افزایش است) که برای محدوده وسیعی از کاربردها از ایمپلنتولوژی تا جراحی دهان، ارتودنسی و اندونتیکس ایده‌آل است قابل ارتقاء می‌باشد (شکل ۲-۱). این خصوصیات با گذشت زمان بهتر می‌گردند. تصویربرداری در حالات دوز پایین نیز با کیفیت تصویر سه بعدی، که از دوزهای کمتر اشعه در مقایسه با رادیوگرافی‌های مرسوم پانورامیک استفاده می‌کند امکان‌پذیر است. در باکس ۱-۱ لیستی از ویژگی‌های این سیستم ارایه شده است.

وسایل دستی

در هر مطب دندانپزشکی وسایل دستی تولید شده توسط شرکت‌های مختلف، که هر یک با ارتقای خصوصیات محصولات خود درصدد بالا بردن فروش خود هستند بصورتی گسترده در حال استفاده می‌باشند. نویسنده با شرکت Salvin Dental که بعنوان یکی از پیشروان این حوزه شناخته می‌شود کیت‌های مخصوصی را برای جراحی ایمپلنت (شکل ۳-۱)، پیوند بافت نرم (شکل ۴-۱)، پیوند block (شکل ۵-۱) و پیوند سینوس (شکل ۶-۱) ارایه نموده‌اند. هر کیت حاوی وسایل مفید متنوعی است که تیم نویسنده را در جراحی یاری می‌رسانند.

با این حال انتخاب هر وسیله به ترجیح جراح معالج بستگی دارد. برای مثال وسیله‌ای که بطور ویژه در درمان موارد تمام قوسی کاربرد دارد right-angle torque wrench (Salvin Access Torque Right Angle Variable Torque Driver) است که قابلیت تنظیم Ncm از ۱۰ تا ۳۵ را دارا است (شکل ۷-۱). این وسیله در نواحی با دسترسی دشوار مفید می‌باشد. Pro-fix Precision Fixation System (Osteogenics) وسیله دیگری است که در تکنیک‌های افزایش ابعاد استخوان به مقادیر زیاد کاربرد رایجی دارد. این سیستم شامل پیچ‌های self-drilling برای فیکساسیون غشاء، پیچ‌های self-drilling مورد استفاده در tenting و پیچ‌های self-tapping جهت فیکساسیون استخوان (شکل ۸-۱) که در تعدادی از موارد افزایش ابعاد استخوان مطرح شده در فصل ۴ به کار رفته است می‌باشد.

باکس ۱-۱ خصوصیات سیستم CS 9600

3D modality
Technology: Dental volumetric reconstruction
Sensor technology: CMOS
Volume field of view (cm): 4×4, 5×5, 5×8, 6×6, 8×5, 8×8, 10×5, 10×10, 12×5, 12×10, 16×6, 16×10, 16×12, 16×17
Gray scale: 16,384; 14 bits
Magnification: 1.4
Voxel size: 75 µm minimum
Exposure time: 5.5–40 seconds (2 × 20 s)
Scan mode: Continuous

Panoramic modality
Sensor technology: CMOS
Image field (mm): 6.4×140 (for adult patient), 6.4×120 (for child patient), 120×140 (for sinus one-shot examination)
Magnification: 1.28
Exposure time: 0.5–13 seconds

Cephalometric modality
Sensor technology: CCD
Exposure time: 0.1–3.2 seconds
Radiologic examination options: Lateral, frontal AP or PA, oblique, submentovertex, carpus
Acquisition format size (cm): 18×18, 18×24, 24×24, 24×30, 30×30

X-ray generator and other specifications
Tube voltage: 60–90 kV
Tube current: 2–15 mA
Frequency: 140 kHz
Tube focal spot: 0.3 or 0.7 mm

CMOS, complementary metal oxide semiconductor;
CCD, charge-coupled device; AP, anteroposterior; PA, posteroanterior.

شکل ۱-۳ کیت جراحی ایمپلنت Pikos: الواتور پریوست Quinn Type، دو عدد رترکتور Minnesota، سوزن‌گیر Jacobson Long Castroviejo، رترکتور Seldin، قیچی Dean، دسته گرد تیغ جراحی Siegal، پنس بافتی ۲ × ۱ Adson، پنس بافتی دندانه‌دار Adson، پنس بافتی دندانه‌دار Gerald Micro Surgical، پنس بافتی ۲ × ۱ Gerald Micro Surgical، هموستات خمیده Kelly، سوزن‌گیر Crile-Wood، قیچی انحنادار Castroviejo Micro، پریوتوم Straight، دهان‌بازکن Molt، رترکتور زبان Weider، کالیپر Castroviego، کاست تجهیزات ۶ × ۱۰ Deep.

شکل ۱-۴ کیت وسایل پیوند بافت نرم Pikos: پروب پریو UNC، ساکشن جراحی ۳ میلی‌متری Frazier، دسته گرد تیغ جراحی Siegel، دسته برای تیغه‌های Bendable Micro، تیغه‌های Nordland #69-Bendable Micro، الواتور پریوست Quinn Type، پنس بافتی ۲ × ۱ Adson، پنس بافتی دندانه‌دار Adson، پنس بافتی دندانه‌دار Gerald Micro Surgical، پنس بافتی ۲ × ۱ Gerald Micro Surgical، چیزل Rhodes، کورت ۱۱/۱۲ Gracey، هموستات خمیده Kelly، پلایر Corn، سوزن‌گیر Crile-Wood، قیچی Dean، سوزن‌گیر Micro، قیچی Micro Castroviejo، کاست تجهیزات ۶ × ۱۰، کاست تجهیزات ۶ × ۱۰ Deep.

شکل ۱-۵ کیت وسایل پیوند block استخوانی Pikos: اسپریدر "D شکل Tatum # 3، اسپریدر "D شکل Tatum # 4، چیزل خمیده ۶ میلی‌متری Cottle، چیزل مستقیم ۶ میلی‌متری Sheehan، رترکتور راموس Pikos، الواتور پریوست Quinn Type، دسته تیغ گرد Siegel، کالیپر کوتاه Castroviejo، کیت فرز پیوند بلاک Pikos، فرز ۱/۵ میلی‌متری عبوردهنده سیم، کاست نظم دهنده از جنس استیل ضد زنگ.

شکل ۱-۶ کیت بالا بردن سینوس Pikos: مجموعه‌ای از پنج عدد کورت سینوس (Pikos #8، Pikos #7، Freer، 5 #، 1 #)، متراکم کننده ماده پیوندی دارای دو سر، وسیله ترکیبی قاشق استخوانی/ متراکم کننده پیوند ۴ میلی‌متری، کاست نظم دهنده از جنس استیل ضد زنگ.

شکل ۱-۷ right-angle torque wrench با قابلیت تنظیم Ncm از ۱۰ تا ۳۵.

شکل ۱-۸ سیستم Pro-fix Precision Fixation با امکان تنظیم دقیق مقاومت جهت اطمینان یافتن از خارج‌سازی آسان پیچ‌ها، انتقال باثبات به موضع جراحی و درگیری سریع استخوان کورتیکال ساخته شده است.

شکل ۱-۹ Osstell IDx سیستمی سریع، غیرتهاجمی و با قابلیت استفاده آسان است که در تعیین ثبات ایمپلنت و ارزیابی اسئواینتگریشن کاربرد دارد. این سیستم اطلاعات صحیح، قابل اطمینان و عینی مورد نیاز برای تعیین زمان بارگذاری ایمپلنت‌ها را فراهم می‌آورد. **نکته:** نویسنده از تکنولوژی Osstem اساساً در موارد بارگذاری تأخیری ایمپلنت استفاده می‌نماید. از این طریق مقایسه بین زمان جایگذاری ایمپلنت بعنوان مرجع با زمان بارگذاری آن ممکن می‌گردد. هدف نویسنده دستیابی به ISQ value مساوی ۶۵ یا بیشتر در پی یک دوره التیام مناسب است.

شکل ۱۰-۱ دستگاه جراحی Surgitron Dual 120 که در کوتر کردن عـــروق خونی در طول جراحی کاربرد دارد.

Osstell IDx

ارزش سیســـتم Osstell کمک به کلنیســـین‌ها در ارزیابی عینی ثبات ایمپلنت و ارزیابی روند اسئواینتگریشن (شکل ۹-۱) بوده و مقالات پژوهشـــی peer-reviewed بســـیاری از کاربرد آن حمایت کرده‌اند. این سیســـتم راهکاری سریع، آسان و قابل اعتمـــاد برای فراهم کردن اطلاعات صحیـــح و عینی مورد نیاز جهت تعیین زمان بارگذاری ایمپلنت به حساب می‌آید. بیماران نویســـنده بصورت روتین برای تعیین مقادیر ISQ جهت ارزیابی ثبـــات ایمپلنت مورد آزمایش قرار می‌گیرند. مقادیر ISQ توانایی بالقوه کوتاه‌تر کـــردن دوره درمان، مدیریت بهتر ریســـک و نیز تفســـیر کردن بهتر داده‌ها برای بیماران را دارا هستند. سیستم Osstell تشـــخیص سریع و آسان ایمپلنت‌های آماده بارگذاری و ایمپلنت‌های نیازمند دوره طولانی‌تر التیام را به شیوه‌ای عینی و با حمایت صدها مقاله از کارایی آن امکان‌پذیر می‌کند.

دستگاه Radiosurgery

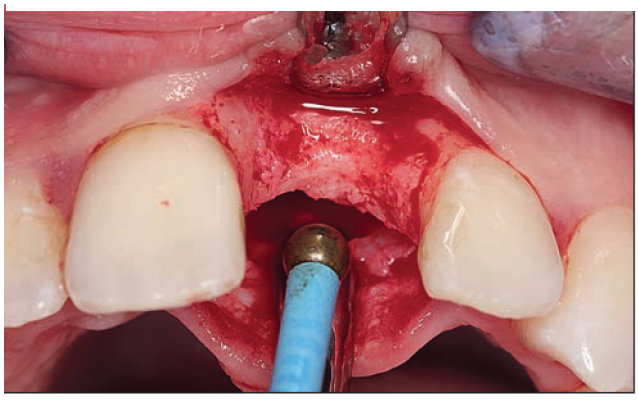
یک منبع انرژی radiosurgical (شـــکل ۱۰-۱) با بهره‌گیری از تکنولوژی پیشرفته امواج رادیویی کنترل، دقت و تطبیق‌پذیری فوق‌العاده‌ای را برای جراح فراهم می‌سازد. برخلاف لیزرها، فرکانس بالای ۴ مگاهرتزی دستگاه Surgical Dual 120 انتشار حرارتی و بنابراین تغییرات سلولی را در طول برش و انعقاد بافت‌های نرم به حداقل می‌رساند. از توان حدوداً ۵۰ واتی برای انعقاد میکرونی در نواحی بسیار کوچک استفاده می‌گردد. این خصوصیت، سوختن[1] یا نکروز بافتی را به حداقل رسانده و بنابراین برای آناتومی حساس دهان، فک و صورت ایده‌آل اســـت. ناراحتی کمتر بعد از عمل و حداقل تشکیل اسکار از مزایای این سیستم به حساب می‌آیند.

سیســـتم‌های رایج radiosurgery با چهار نوع شـــکل موج عرضه می‌شوند:

Fully rectified filtered waveform

- کاربرد در برش‌های عمیق جراحی.
- شکل موج، برش تیغ جراحی را با صرفاً کمترین انعقاد شبیه‌سازی می‌کند.

1. Charring



شکل ۱۱-۱ کاربرد دستگاه Ellman Surgitron در کوتر کردن یک رگ خونی به دنبال بلند کردن فلپ.

- در صورت اســـتفاده بـــه همراه الکتـــرود varied-tip straight-wire ظریف‌ترین برش را ایجاد می‌کند.

Fully rectified waveform

- برش و انقعاد همزمان.
- بهتر شدن دید به دلیل بهبود انعقاد.

Partially rectified waveform

- یک شکل موج صرفاً انعقادی.
- کاربرد در نواحی دچار خونریزی یا نشت خون[2].

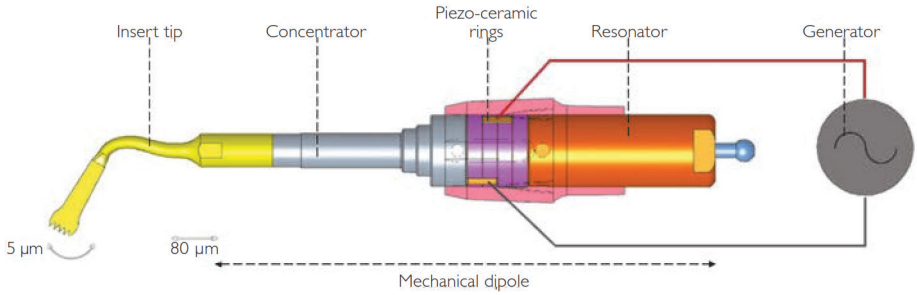
Bipolar radiosurgery

- الکترودهـــای دو قطبـــی بـــه همراه یک شـــکل موج radiosurgical.
- فرکانس رادیویی بالاتر (۴ مگاهرتز) در مقابل سیگنال دو قطبی electrosurgical (۱/۸ مگاهرتز).
- مطالعات نشـــان داده‌اند که radiosurgery با فرکانس بالا نسبت به سیگنال electrosurgical با فرکانس پایین، تغییـــرات بافتی و انتشـــار حرارتی جانبـــی کمتری ایجاد می‌کند (شکل ۱۱-۱).

برای کلنیســـین‌هایی که در حیطه جراحی ایمپلنت فعالیت دارند وجود radiosurgery دو قطبی یک ضرورت اســـت. علت این امر، امکان‌پذیر شـــدن کوتر کردن در حضـــور مایعات بدن (خون و بزاق) می‌باشد.

2. Oozing

شکل ۱-۱۲ دستگاه Mectron's Piezosurgery. تکنولوژی مورد استفاده در این دستگاه، برش دقیق استخوان آلوئول را همزمان با حداقل ریسک آسیب بافت نرم امکان‌پذیر می‌کند.

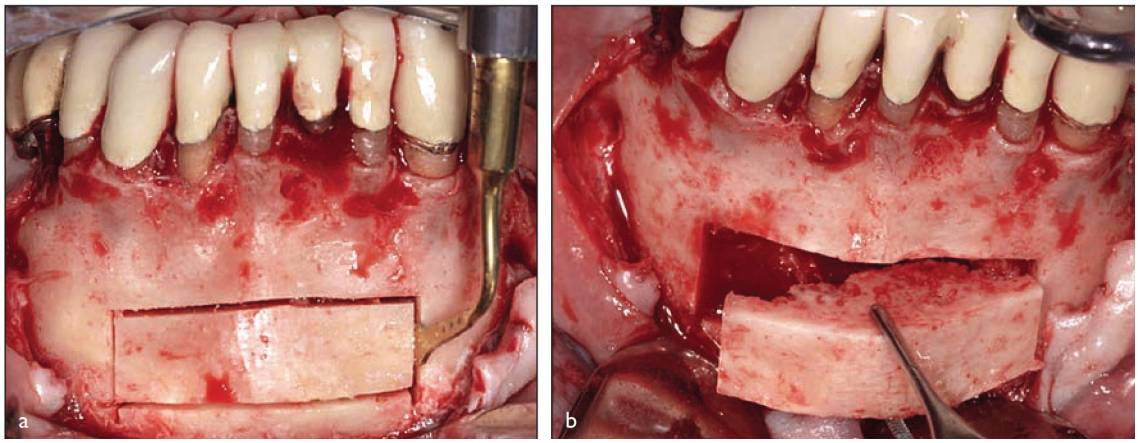


شکل ۱-۱۳ هندپیس piezosurgery از کنسول تا دیسک‌های سرامیکی شامل یک تکانه الکتریکی دارای فرکانس بالا می‌باشد. پس از تغییر شکل مکانیکی دیسک‌های سرامیکی بوسیله جریان برق و انتقال آن به سرقلم، یک فعالیت برشی میکرومتری ایجاد می‌گردد. مقدار تقریبی این حرکات میکرومتری در دامنه افقی ۸۰ میکرومتر و در راستای عمودی ۵ میکرومتر است.

دستگاه Piezosurgery

یکی از پر کاربردترین دستگاه‌های جدید مورد استفاده در حوزه دندانپزشکی ایمپلنت در طی یک دهه اخیر، دستگاه Piezosurgery است (شکل ۱-۱۲). بطور اختصاصی‌تر تکنولوژی Mectron's dual-wave به دلیل غلبه بر محدودیت‌های single wave غالباً مورد توجه قرار گرفته است. تحقیقات اولیه پروفسور Tomaso Vercellotti در ایتالیا نشان داد که می‌توان از تعدیل یک موج اولیه (بین ۲۴ تا ۳۶ کیلوهرتز) توسط یک موج ثانویه با فرکانس پایین (از ۳۰ تا ۶۰ هرتز) برای به حداکثر رساندن برش استخوان، همزمان با ممانعت از افزایش دما و نکروز به نحوی کارامد استفاده نمود. بنابراین هندپیس Piezosurgery یک واحد تولید کننده تکانه‌های الکتریکی با فرکانس بالا است که حرکاتی میکرونی با دامنه تقریبی افقی ۸۰ میکرومتر و ۵ میکرومتر در راستای عمودی تولید می‌کند (شکل ۱۳-۱). این دستگاه با بیش از ۱۰۰ نوع سرقلم متفاوت امکان برش قابل اطمینان و کارامد استخوان را بصورت همزمان با تمایز بین بافت‌های سخت و نرم فراهم می‌سازد. این خصوصیات موجب به حداقل رسیدن ریسک آسیب به ساختارهای آناتومیک مهم همچون اعصاب و غشاها می‌شوند. از نظر بالینی تکنولوژی Piezosurgery شیوع سوراخ شدن غشای سینوس را کاهش داده و همچنین کاربرد رایجی در تکنیک ridge split و استحصال[1] استخوان بصورت block دارد (شکل ۱۴-۱). نویسنده بصورت روزانه از تکنولوژی Piezosurgery در تکنیک‌های جراحی مبتنی بر استخوان مختلفی از جمله پیوند سینوس، استحصال استخوان اتوژن در قالب block، ridge splitting و آماده‌سازی ناحیه دریافت کننده برای پیوندهای استخوانی استفاده می‌کند.

1. Harvesting



شکل ۱۴-۱ (a و b) استفاده از دستگاه Piezosurgery برای استحصال یک قطعه استخوانی از سمفیز.

شکل ۱۵-۱ ۱۲ عدد دریل (Versah) OD مورد استفاده در تکنیک‌های بالا بردن سینوس به روش کرستال به منظور متراکم‌سازی استخوان.

دریل‌های Versah

استفاده از دریل‌های OD توانایی ما را در کسب ثبات اولیه در استخوان‌های با تراکم پایین بطور قابل توجهی افزایش داده است (شکل ۱۵-۱). در حالت معمول ثبات زیست-مکانیکی ایمپلنت‌ها به عوامل متعددی از جمله طراحی ماکرو و میکروی ایمپلنت و نیز کیفیت و مقدار استخوان احاطه کننده آن بستگی دارد. تعدادی از پروتکل‌های شناخته شده که در افزایش ثبات اولیه ایمپلنت طی سال‌های گذشته تأثیرگذار بوده‌اند عبارتند از:

- پروتکل دریل کردن: underpreparation محل استئوتومی.
- نوع ایمپلنت: macrotexture و microtexture.
- ایمپلنت‌های طویل‌تر تماس استخوان به ایمپلنت[1] (BIC) بیشتری فراهم می‌کنند.
- تکنیک‌های متراکم‌سازی استخوان.

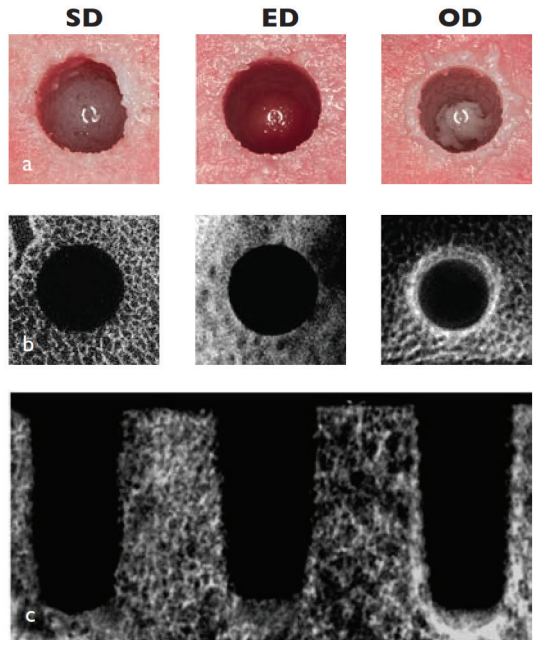
به علت ویژگی‌های زیر، مدت هاست که استخوان نوعی بافت ایده‌آل در بدن در نظر گرفته می‌شود: انعطاف‌پذیری، قابلیت تغییر شکل از طریق deformation (بدون آن که لزوماً بشکند یا ترک بردارد)، توانایی مقاومت و اتساع در هنگام قرارگرفتن تحت فشار و قابلیت افزایش طول در حین قرار گرفتن تحت کشش.

معمولاً پیش از جایگذاری ایمپلنت، بستر آن در استخوان بوسیله دریل‌های استاندارد آماده می‌گردد. از آنجایی استخوان ترابکولار زنده و آب دار[2] یک ماده شکل‌پذیر است ظرفیت خوبی از نظر plastic deformation دارد. متراکم‌سازی استخوان یک عمل پرداخت کننده[3] است که از طریق plastic deformation سبب توزیع مجدد ماده استخوانی بر روی سطوح استخوان می‌شود. چرخش پادساعت‌گرد دریل‌های OD باعث لغزش ناحیه land دریل بر روی سطح استخوان و از طریق plastic deformation می‌گردد. طراحی هدف‌دار این دریل‌ها به گونه‌ای است که نیروی متراکم کننده کمتری نسبت به استحکام نهایی استخوان وارد می‌کنند.

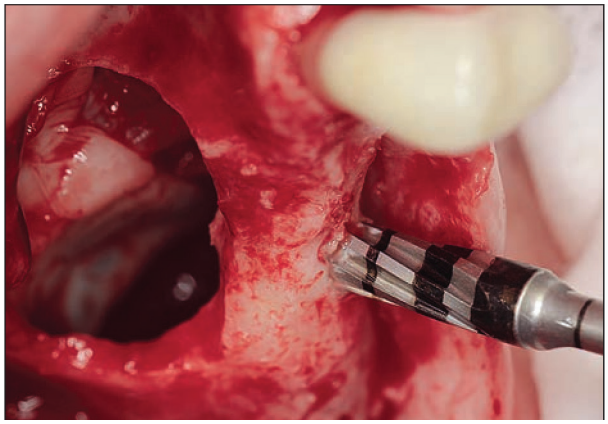
1. Bone-to-implant

2. Hydrated

3. Burnishing



شـــکل ۱۶-۱ نتایج یک مطالعه پیش بالینی که نشان دهنده توانایی OD در متراکم کردن استخوان در صورت استفاده صحیح می‌باشد. (a) نمای سطحی دریل استاندارد (SD) ۵/۸ میلی‌متری، دریل extraction (ED) و استئوتومی‌های OD. (b و c) مقطع میانی توموگرافی میکرونی کامپیوتری و مقطع عرضی. به لایه استخوان متراکم تشکیل شده بر روی سطح بیرونی گروه OD توجه گردد.



شـــکل ۱۷-۱ کاربرد بالینی دریل‌های OD در حیـــن عمل بالا بردن سینوس در شرایطی که حداقل ارتفاع استخوان باقیمانده وجود دارد.

در نتیجـــه مزایـــای متعددی برای دریل‌هـــای OD گزارش شده اســـت. این دریل‌ها با فراهم کردن بازخورد آنی[1]، درجا[2] و لمســـی[3]، اطلاعاتی از نیروی بیشتر یا کمتر مورد نیاز در اختیار جراح گذاشـــته و از ایـــن طریق جراح قادر خواهـــد بود بر روی نیروی پیشران[4] و بر اساس تراکم استخوان، تنظیمات لحظه‌ای اعمال نمایـــد. این دریل‌ها در جهت پادســـاعت‌گرد می‌چرخند و هماننـــد دریل‌های معمول فعالیت برشـــی ندارند. بنابراین از طریق چرخش در جهت غیر برنده (پادســـاعت‌گرد و با ســـرعت ۸۰۰-۱۲۰۰ دور در دقیقـــه) اســـتخوان (D3 و D4) را متراکـــم می‌کنند. طبق توصیه ســـازنده در حین این عمل باید از مقادیر زیاد مایع شست‌وشو دهنده استفاده گردد تا بین دریل و سطوح استخوانی لغزندگی[5] بوجود آید و از افزایش دما جلوگیری شود.

دریل‌های OD امواج فشـــاری[6] تولیـــد می‌کنند؛ یعنی یک large negative rake بـــا اعمـــال فشـــار رو به بیرون ســـبب متراکم‌سازی جانبی استخوان در طول چرخش مداوم و همزمان پیـــش راندن آن می‌شـــود. نتیجـــه این حالـــت compaction autografting بـــا متراکم‌ســـازی اســـتخوان خواهـــد بود. در حین این فرآیند دبری‌های اســـتخوانی بـــا حرکت رو به بالا بین شیارهای[7] دریل به داخل دیواره‌های ترابکولار ناحیه استئوتومی فشـــرده می‌گردند (شـــکل ۱۶-۱). فرآیند autografting تراکم اساســـی استخوان را تکمیل کرده و اثر تراکمی[8] در متراکم‌سازی بیشتر دیواره‌های داخل ناحیه استئوتومی ایفای نقش می‌نماید. Trisi و همکاران یکی از اولیـــن گروه‌هایی بودند که به مطالعه تکنیک OD در نمونه‌های حیوانی پرداختند. نتیجه مطالعه آن‌ها نشـــان داد که دریل‌های OD در مقایسه با تکنیک‌های معمول مورد کاربرد برای دریل محل ایمپلنت، درصد تراکم استخوانی/ مقادیر BIC را در اطراف ایمپلنت‌های دندانی جایگذاری شـــده در اســـتخوان کم تراکم افزایش می‌دهند (شکل ۱۷-۱). کاربرد ایـــن دریل‌ها در فصل پنجـــم و در مبحث تکنیک‌های بالا بردن سینوس مطرح گردیده است.

1. Live
2. Real-time
3. Haptic
4. Advancing force
5. Lubrication
6. Compressive waves
7. Flutes
8. Condensation effect

نتیجه‌گیری

کاربرد وسایل جدید توانایی جراح را در انجام قابل پیش‌بینی‌تر و صحیح‌تر تکنیک‌های افزایش ابعاد استخوان و پیوند سینوس بالا برده است. امروزه CBCT موجب بهتر شدن قابل توجه تشخیص و طرح درمان در دندانپزشکی ایمپلنت گردیده و نویسنده آن را یک ضرورت و استاندارد در این حوزه می‌داند. علاوه بر وسایل دستی مورد استفاده که طی سال‌ها بهتر شده‌اند، تجهیزات جدیدتری نیز در دسترس قرار گرفته‌اند. از جمله این تجهیزات می‌توان radiosurgery، Piezosurgery، دستگاه‌های سنجش ثبات ایمپلنت Osstell ISQ و دریل‌های OD را نام برد که همگی بصورت روتین برای افزایش ابعاد استخوان و پیوند سینوس در دندانپزشکی ایمپلنت کارایی دارند. اگر چه معرفی این تجهیزات مختصراً در این فصل انجام شد اما کاربرد آن‌ها به تفصیل در فصل‌های کلینیکی این کتاب توضیح داده خواهد شد.

با پیشرفت سریع این حیطه، در سال‌های آتی یقیناً دستگاه‌های جدیدتری وارد بازار خواهد شد. برای دسترسی به لیستی از وسایل و تجهیزات مورد استفاده نویسنده در حرفه شخصی وی برای افزایش ابعاد استخوان و دریافت راهنما درباره چگونگی استفاده از آن‌ها، توضیحاتی دقیق و به‌روز در www.pikosonline.com فراهم شده است.

References

1. Scarfe WC, Angelopoulos C (eds). Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Principles, Techniques and Clinical Applications. New York: Springer, 2018.
2. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, et al. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: The International Congress of Oral Implantologists consensus report. Implant Dent 2012;21:78–86.
3. Ludlow J, Timothy R, Walker C, et al. Effective dose of dental CBCT—A meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. Dentomaxillofac Radiol 2014;44:20140197.
4. Urban I, Jovanovic SA, Buser D, Bornstein MM. Partial lateralization of the nasopalatine nerve at the incisive foramen for ridge augmentation in the anterior maxilla prior to placement of dental implants: A retrospective case series evaluating self-reported data and neurosensory testing. Int J Periodontics Restorative Dent 2015;35:169–177.
5. Chan HL, Benavides E, Tsai CY, Wang HL. A titanium mesh and particulate allograft for vertical ridge augmentation in the posterior mandible: A pilot study. Int J Periodontics Restorative Dent 2015;35:515–522.
6. Herrero-Climent M, Santos-García R, Jaramillo-Santos R, et al. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: A cross-sectional clinical study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2013;18:e877–e882.
7. Shin SY, Shin SI, Kye SB, et al. The effects of defect type and depth, and measurement direction on the implant stability quotient (ISQ) value. J Oral Implantol 2015;41:652–656.
8. Yoon HG, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee SY. Effect of bone quality and implant surgical technique on implant stability quotient (ISQ) value. J Adv Prosthodont 2011;3:10–15.
9. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, et al. Correlation between insertion torque and implant stability quotient in tapered implants with knife-edge thread design. Biomed Res Int 2018;2018:7201093.
10. Bruno V, Berti C, Barausse C, et al. Clinical relevance of bone density values from CT related to dental implant stability: A retrospective study. Biomed Res Int 2018;2018:6758245.
11. Buyukguclu G, Ozkurt-Kayahan Z, Kazazoglu E. Reliability of the Osstell implant stability quotient and Penguin resonance frequency analysis to evaluate implant stability. Implant Dent 2018;27:429–433.
12. Nakashima D, Ishii K, Matsumoto M, Nakamura M, Nagura T. A study on the use of the Osstell apparatus to evaluate pedicle screw stability: An in-vitro study using micro-CT. PLoS One 2018;13:e0199362.
13. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: A pilot study. Clin Implant Dent Relat Res 2002;4:128–132.
14. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™ mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. Clin Oral Implants Res 2010;21:598–604.
15. Sherman JA. Oral Radiosurgery: An Illustrated Clinical Guide, ed 2. London: Martin Dunitz, 1997.
16. Sharma S, Gambhir R, Singh S, Singh G, Sharma V. Radiosurgery in dentistry: A brief review. Ann Dent Res 2014;2:8–21.
17. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, et al. Osseous response following resective therapy with Piezosurgery. Int J Periodontics Restorative Dent 2005;25:543–549.
18. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: Introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. Int J Periodontics Restorative Dent 2001;21:561–567.
19. Vercellotti T. Piezoelectric surgery in implantology: A case report—A new piezoelectric ridge expansion technique. Int J Periodontics Restorative Dent 2000;20:358–365.
20. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, et al. Osseous response following resective therapy with piezosurgery. Int J Periodontics Restorative Dent 2005;25:543–549.
21. Vercellotti T, Pollack AS. A new bone surgery device: Sinus grafting and periodontal surgery. Compend Contin Educ Dent 2006;27:319–325.
22. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A finite-element analysis. J Craniomaxillofac Surg 2001;29:100–105.
23. Seeman E. Bone quality: The material and structural basis of bone strength. J Bone Miner Metab 2008;26:1–8.
24. Huwais S, Meyer EG. A novel osseous densification approach in implant osteotomy preparation to increase biomechanical primary stability, bone mineral density, and bone-to-implant contact. Int J Oral Maxillofac Implants 2017;32:27–36.
25. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M. New osseodensification implant site preparation method to increase bone density in low-density bone: In vivo evaluation in sheep. Implant Dent 2016;25:24–31.

فصل ۲

غشاها، مواد پیوندی و فاکتورهای رشدی

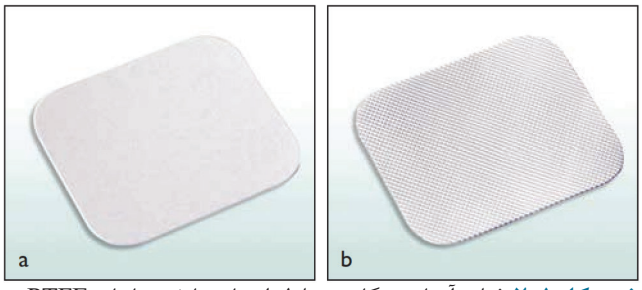
کاربرد بایومتریال‌ها نقشی اساسی در دندانپزشکی بازسازی کننده معاصر داشته است. اگر چه زمانی این مواد بعنوان مواد ساختاری منفعلی که دارای قابلیت پر کردن حفره‌های استخوانی بودند در نظر گرفته می‌شدند اما به تازگی تعدادی عامل بازسازی کننده با خصوصیات زیست فعال[1] وارد بازار شده است. این مواد، بازسازی استخوان را تسهیل نموده و به میزان زیادی سهولت و قابلیت پیش‌بینی تکنیک‌های افزایش ابعاد استخوان را بهبود بخشیده‌اند. این فصل به بررسی کلیه بایومتریال‌های متنوعی که در بازسازی استخوان به کار می‌روند می‌پردازد و خصوصیات غشاهای حایل، مواد پیوند استخوانی و فاکتورهای رشدی را از نظر توانایی بازسازی آن‌ها به بحث می‌گذارد. هر بایومتریال از نظر خصوصیات زیستی خود مورد بررسی قرار می‌گیرد و موارد تجویز بالینی آن در حوزه تکنیک‌های افزایش دهنده ابعاد استخوان آلوئول مطرح می‌گردد.

غشاهای حایل[2]

بازسازی هدایت شده بافت و استخوان[3] بیش از ۲۰ سال پیش وارد حیطه دندانپزشکی گردید. در اوایل دهه ۱۹۷۰ نقش سلول‌های لیگامنت پریودونتال در توانایی التیام‌پذیری استخوان موجود در پریودونشیوم هنوز بطور کامل شناخته نشده بود. از اوایل دهه ۱۹۷۰ تا اواسط دهه ۱۹۸۰ اجماع نظر و اعتقاد همگانی بر آن بود که سلول‌های پیش ساز[4] همه بافت‌های یافت شده در پریودونشیوم، در استخوان آلوئول واقع شده‌اند. در اواخر دهه ۱۹۸۰ و اوایل دهه ۱۹۹۰ و بعد از انجام مجموعه‌ای از آزمایش‌ها بر روی میمون‌ها، استنباط حاصله حامی نظریه‌ای بود که در آن سلول‌های پیش‌ساز موجود در پریودونشیوم از سلول‌های لیگامنت پریودونتال مشتق می‌شدند.

فرضیه حاصل از این نتایج از این قرار بود: اگر به سلول‌های مشتق شده از لیگامنت پریودونتال و استخوان آلوئول اجازه داده شود که اختصاصاً سطح ریشه را، که دور از اپی‌تلیوم و بافت همبندی لثه‌ای دارای سرعت رشد بیشتر است، بپوشاند می‌توان به قابلیت بازسازی کنندگی بالاتری دست پیدا کرد. در نتیجه حایل‌های مکانیکی شبه غشاء ابداع شدند. برای نخستین مرتبه از این تکنیک در حیطه پریودونتولوژی تحت عنوان حرفه‌ای GTR[5] و با هدف بازسازی انتخابی و هدایت

1. Bioactive
2. Barrier Membranes
3. Guided tissue and bone regeneration
4. Progenitor cells
5. Guided tissue regeneration



شکل ۱-۲ فیلتر آزمایشگاهی سلولز استات یا غشاهای ePTFE نخستین غشاهای حایلی بودند که در دهه ۱۹۸۰ در دندانپزشکی و به منظور GTR مورد استفاده قرار گرفتند. در اینجا غشاهای جدیدتر صاف (a) و بافتدار (b) ePTFE Cytoflex Tefguard (Unicare) نشان داده شده‌اند.

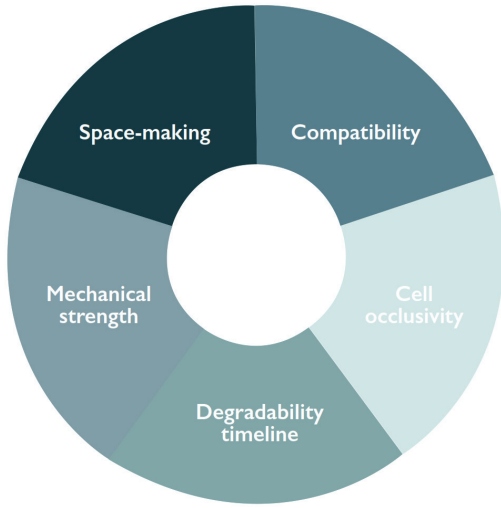
شده بافت در پیرامون بافت‌های موجود در پریودونشیوم استفاده گردید. فیلتر آزمایشگاهی سلولز استات یا غشاهای اتساع یافته[6] پلی‌تترافلوروواتیلن[7] اولین غشاهای حایلی بودند که به کار گرفته شدند (شکل ۱-۲).

پس از یک دوره التیام ۳ ماهه نتیجه‌گیری حاصل از ارزیابی‌های بافت شناسی آن بود که سطوح ریشه‌ای گروه آزمایشی که توسط غشاهای حایل از رشد رو به پایین اپی‌تلیوم در امان مانده بودند مقدار بسیار بیشتری از چسبندگی جدید و رشد مجدد استخوان را نشان می‌دادند. نتایج این مطالعه نظریه زیر را تأیید نمود: از طریق کنترل انتخابی تکثیر سلول‌های پریودونشیوم و ممانعت از تماس پیدا کردن با بافت‌های اپی‌تلیال و همبندی، قابلیت غشای حایل در حفظ فضا امکان بازسازی بیشتر بافت‌های زیرین را فراهم می‌آورد.

متعاقباً از طریق فراهم‌سازی فضای لازم برای ساخت مجدد استخوان برای سلول‌های بافت‌های استخوانی توسط یک غشای حایل و به دور از بافت همبندی مجاور، اصول اساسی GBR[8] عرضه شد. از آن زمان تعدادی مطالعه پیش بالینی و بالینی نشان داده‌اند که با به کارگیری اصول GBR می‌توان به افزایش بازسازی استخوان دست پیدا کرد. اگر چه روش‌های متنوعی برای ارتقای بازسازی بافت جدید ابداع شده‌اند اما کماکان GBR یکی از قابل پیش‌بینی‌ترین راه حل‌ها در زمینه برطرف کردن نقایص استخوانی باقیمانده است. در این بخش مزایا و معایب غشاهای حایل مختلف مورد استفاده در تکنیک‌های GBR و نیز خصوصیات مکانیکی و سرعت تجزیه آن‌ها مطرح گردیده است.

ضروریات غشاهای حایل برای GBR

6. Expanded
7. EPTFE
8. Guided bone regeneration



شکل ۲-۲ غشای حایل ایده‌آل برای تکنیک‌های GBR باید از این معیارها پیروی کند: زیست سازگاری، قابلیت ایجاد فضا، ممانعت سلولی برای پیشگیری از رشد رو به پایین بافت اپی‌تلیال، استحکام مکانیکی ایده‌آل و خصوصیات تجزیه‌ای مطلوب.

اگر چه نخستین غشای حایل موفق، یک فیلتر آزمایشگاهی سلولز استات (ابداع شده توسط Millipore) بود اما از آن زمان گستره وسیعی از غشاهای جدید دارای زیست‌سازگاری بهتر برای کاربردهای مختلف بالینی ساخته شده است. هر گروه از این غشاها دارای مزایا و معایب مشخصی می‌باشد. بعنوان استفاده پزشکی در دندانپزشکی، غشاهای حایل باید دارای برخی ضروریات اساسی باشند (شکل ۲-۲):

- زیست سازگاری: واکنش بین غشاها و بافت میزبان نباید موجب واکنش جسم خارجی گردد.
- ایجاد فضا[1]: عبارتست از توانایی حفظ فضا برای سلول‌های بافت استخوانی مجاور برای مدت زمان خاص.
- ممانعت سلولی[2]: عبارتست از ممانعت در برابر بافت فیبروز که با تهاجم به ناحیه دارای نقص، تشکیل استخوان را به تعویق می‌اندازد.
- استحکام مکانیکی: ویژگی‌های مطلوب فیزیکی جهت امکان‌پذیر کردن و محافظت از فرآیند التیام، شامل محافظت از لخته خونی زیرین.
- تجزیه‌پذیری: عبارتست از مدت زمان تجزیه کافی که مطابق با سرعت بازسازی بافت استخوانی بوده و لزوم یک جراحی ثانویه به منظور خارج کردن غشاء را برطرف می‌سازد.

در جدول ۱-۲ بعضی از غشاهای تجاری در دسترس بر اساس ویژگی‌های مواد خود طبقه‌بندی شده و در ادامه مورد بررسی قرار گرفته‌اند:

غشاهای غیر قابل جذب

1. Space-making
2. Cell occlusivity

غشاهای غیر قابل جذب شامل غشاهای PTFE اتساع یافته (ePTFE)، متراکم[3] (dPTFE) و تقویت شده توسط تیتانیوم (PTFE-TR) و مش‌های تیتانیومی (Ti mesh) هستند. افزایش بازسازی بافتی به وسیله این غشاها در تعدادی مطالعه حیوانی شامل شکل‌های مختلف نقایص استخوانی و نیز توسط داده‌های بافت شناسی بدست آمده از هر دو نوع مطالعات حیوانی و انسانی نشان داده شده است.

غشاهای غیر قابل جذب مزایا و معایبی دارند. مزیت اصلی این غشاها سختی[4] بیشتر آن‌ها در مقایسه با غشاهای قابل جذب بر پایه کلاژن است. مهم‌ترین ایراد این غشاها نیاز به یک مداخله جراحی ثانویه برای خارج کردن آن‌ها پس از جایگذاری است که خود با احتمال آسیب مجدد و یا به مخاطره انداختن بافت جدیداً بازسازی شده همراه می‌باشد. با این حال به دلیل استحکام مطلوب این غشاها، کاربرد آن‌ها در برخی موارد تجویز بالینی خاص نقشی کلیدی ایفا می‌کند. به طور کلی، غشاهای تجزیه ناپذیر جدیدتر از دیدگاه زیست‌سازگاری کارامد بوده و در مقایسه با غشاهای قابل جذب توانایی حفظ فضای کافی برای دوره‌های طولانی‌تر را دارا هستند. غشاهای غیر قابل جذب به دلیل استحکام مکانیکی بهتر خود توانایی حفظ شکل قابل پیش‌بینی‌تری در طول دوره التیام دارند و کار کردن با آن‌ها نیز طی سال‌های گذشته آسان‌تر گردیده است.

غشاهای PTFE

غشاهای PTFE در سال ۱۹۸۴ برای نخستین بار وارد حوزه دندانپزشکی شدند. پیش از آن، این غشاها برای کاربردهای بالینی مشابهی در پزشکی عمومی بعنوان یک ماده پیوند عروقی در ترمیم فتق[5] مورد استفاده قرار می‌گرفتند. هر سمت ساختار متخلخل ePTFE خصوصیات خود را دارد. در یک سمت یک open microstructure collar با ضخامت ۱ میلی‌متر و ۹۰ درصد تخلخل، مانع از رشد اپی‌تلیوم در طول فاز زودهنگام التیام زخم می‌گردد. در سمت دیگر، غشایی با ضخامت ۰/۱۵ میلی‌متر و ۳۰ درصد تخلخل فضای لازم برای رشد استخوان جدید را فراهم ساخته و از رشد رو به داخل بافت فیبروز جلوگیری می‌نماید. بسته به شرایط بالینی، میانگین طول دوره التیام پس از کارگذاری در شرایط in vivo تقریباً ۳ تا ۹ ماه می‌باشد.

عدم نیاز به بستن اولیه[6] و کاربرد گسترده در درمان‌های حفظ ریج[7] پس از کشیدن دندان از مزایای غشاهای dPTFE (شکل ۳-۲) به شمار می‌رود (شکل ۴-۲). در مقایسه با غشاهای

3. High-density
4. Rigidity
5. Hernia
6. Primary closure
7. Ridge preservation

جدول ۱-۲ طبقه‌بندی غشاهای مختلف در GBR

Type	Commercial name (manufacturer)	Material	Properties	Comments
Non-resorbable membranes	GORE-TEX (W. L. Gore)	ePTFE	Good space maintainer; easy to handle	Longest clinical experience[13,14]
	GORE-TEX-TI (W. L. Gore)	ePTFE-TR	Most stable space maintainer; filler material unnecessary	Titanium should not be exposed; commonly used in ridge augmentation[15]
	High-density GORE-TEX (W. L. Gore)	dPTFE	0.2-µm pores	Avoid a secondary surgery[16]
	Cytoplast (Osteogenics)	dPTFE	0.3-µm pores	Primary closure unnecessary[17]
	TefGen-FD (Lifecore Biomedical)	dPTFE	0.2- to 0.3-µm pores	Easy to detach[18]
	Nonresorbable ACE (ACE Surgical Supply)	dPTFE	< 0.2-µm pores; 0.2 mm thick	Limited cell proliferation[19]
	Titanium Augmentation Micro Mesh (ACE Surgical Supply)	Titanium mesh	1,700-µm pores; 0.1 mm thick	Ideal long-term survival rate[20]
	Tocksystem Mesh (Tocksystem)	Titanium mesh	0.1- to 6.5-µm pore; 0.1 mm thick	Minimal resorption and inflammation[21]
	Frios BoneShields (Dentsply Friadent)	Titanium mesh	0.03-mm pores; 0.1 mm thick	Sufficient bone to regenerate[21]
	M-TAM (Stryker Leibinger)	Titanium mesh	1,700-µm pores; 0.1 to 0.3 mm thick	Excellent tissue compatibility[22]
Synthetic resorbable membranes	OsseoQuest (W. L. Gore)	Hydrolyzable polyester	Resorption: 16–24 weeks	Good tissue integration[23]
	Biofix (Bioscience)	Polyglycolic acid	Resorption: 24–48 weeks	Good space-making ability[24]
	Vicryl (Ethicon)	Polyglactin 910, polyglycolic-polylactic acid 9:1	Well adaptable; resorption: 4–12 weeks	Woven membrane; four prefabricated shapes[25]
	Atrisorb (Tolmar)	Poly-DL-lactide and solvent	Resorption: 36–48 weeks; interesting resorptive characteristics	Custom-fabricated membrane "barrier kit"[26]
	EpiGuide (Kensey Nash)	Poly-DL-lactic acid	Three-layer membrane; resorption: 6–12 weeks	Self-supporting; support-developed blood clot[27]
	Resolut (W. L. Gore)	Poly(DL-lactide-co-glycolide)	Resorption: 10 weeks; good space maintainer	Good tissue integration; separate suture material[28]
	VIVOSORB (Polyganics)	Poly(DL-lactide-ε-caprolactone)	Anti-adhesive barrier; up to 8 weeks' mechanical properties	Acts as a nerve guide[29]
Natural biodegradable materials	Endoret (BTI Biotechnology); platelet-rich fibrin (PRF process)	Patients' own blood	Abundant growth factors and proteins mediate cell behaviors; different formulations for various usages; total resorption	Enhances osseointegration and initial implant stability; promotes new bone formation; encourages soft tissue recovery[30,31]
	Bio-Gide (Geistlich)	Porcine 1 and 3	Resorption: 24 weeks; mechanical strength: 7.5 MPa	Usually used in combination with filler materials[32]
	BioMend (Zimmer Biomet)	Bovine 1	Resorption: 8 weeks; mechanical strength: 3.5–22.5 MPa	Fibrous network; modulates cell activities[33]
	BioSorb membrane (3M ESPE)	Bovine 1	Resorption: 26–38 weeks	Tissue integration[34]
	Neomem (Citagenix)	Bovine 1	Double-layer product; resorption: 26–38 weeks	Used in severe cases[35]
	OsseoGuard (BIOMET 3i)	Bovine 1	Resorption: 24–32 weeks	Improves the esthetics of the final prosthetics[36]
	OSSIX (OraPharma)	Porcine 1	Resorption: 16–24 weeks	Increases the woven bone[37]

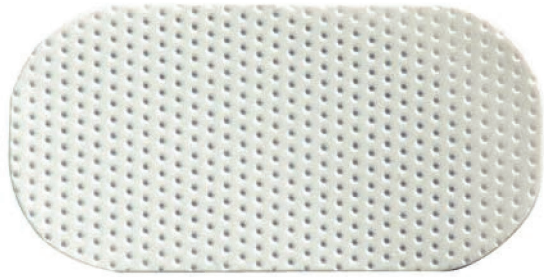
ePTFE-TR, titanium-reinforced ePTFE; dPTFE, dense PTFE; M-TAM, micro titanium augmentation mesh. (Reprinted with permission from Miron and Zhang.[38])

معمول ePTFE، غشاهای dPTFE میزان عفونت کمتری نشان داده و به آسانی قابل خارج شدن هستند. انواع dPTFE تقویت شده توسط تیتانیوم نیز وجود دارد (شکل ۵-۲). به علت فراهم کردن استحکام مکانیکی بیشتر برای مجموعه پیوند ذره‌ای[1] زیرین، این غشاها انتخابی عالی برای اعمال GBR وسیع محسوب می‌شوند.

1. Particulate

شکل ۳-۲ (a و b) یک غشای dPTFE (Cytoplast).

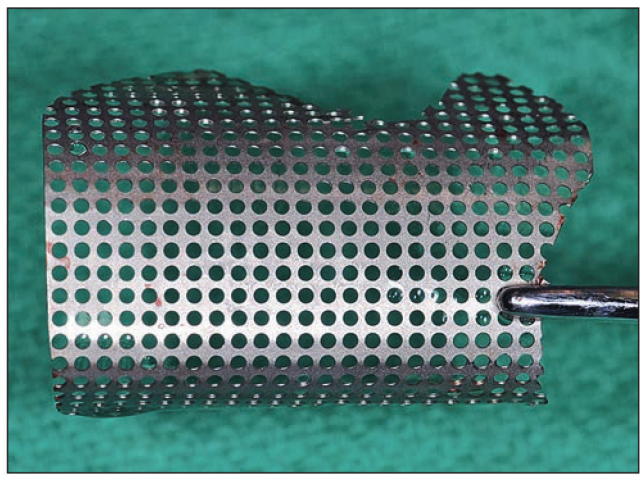
a



b

شکل ۴-۲ استفاده از غشای dPTFE در پیوند حفره دندان.

شکل ۵-۲ یک غشای dPTFE تقویت شده توسط تیتانیوم (Cytoplast Titanium-Reinforced) و دارای پلیت فاسیالی که به دلیل استحکام مکانیکی بالای خود در موارد تک دندان کاربرد دارد.



شکل ۶-۲ مش تیتانیومی.

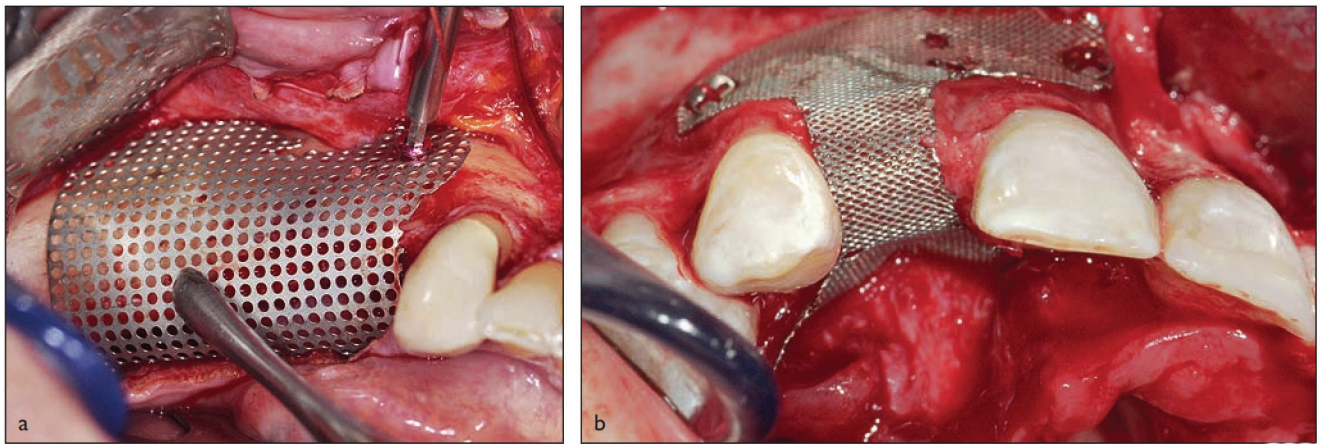
مش تیتانیومی

غشاهای حایل تقویت شده با تیتانیوم به دلیل فراهم آوردن ساپورت مکانیکی افزایش یافته که سبب امکان‌پذیر شدن ایجاد یک فضای بزرگتر برای رشد مجدد استخوان و بافت می‌گردد بعنوان یک ماده انتخابی وارد حوزه GBR شدند (شکل ۶-۲). خصوصیات استثنایی stability، elasticity، rigidity و plasticity مش تیتانیومی را به یک جایگزین ایده‌آل برای محصولات PTFE تبدیل کرده است. Rigidity مش تیتانیومی در حفظ فضاهای وسیع و جلوگیری از تغییر شکل آن، elasticity مش تیتانیومی در جلوگیری از حرکت پیوند و plasticity مش تیتانیومی در ممکن شدن خم کردن، شکل دادن و تطابق با هر نوع نقص استخوانی خاص ایفای نقش می‌نماید (شکل ۷-۲). مهم‌ترین ایراد غشاهای مش تیتانیومی، شیوع بالای نمایان شدن[1] به دلیل سفتی[2] آن‌ها است. برخی مطالعات شیوع نمایان شدن این غشاها در حین کاربرد را تا ۵۰ درصد گزارش کرده‌اند (به فصل ۴ مراجعه شود). راهکارهای مختلفی همانند استفاده از L-PRF [3] در بخش‌های بعدی این فصل بعنوان روش‌هایی برای به حداقل رساندن نمایان شدن غشاء مطرح گردیده است.

غشاهای قابل جذب

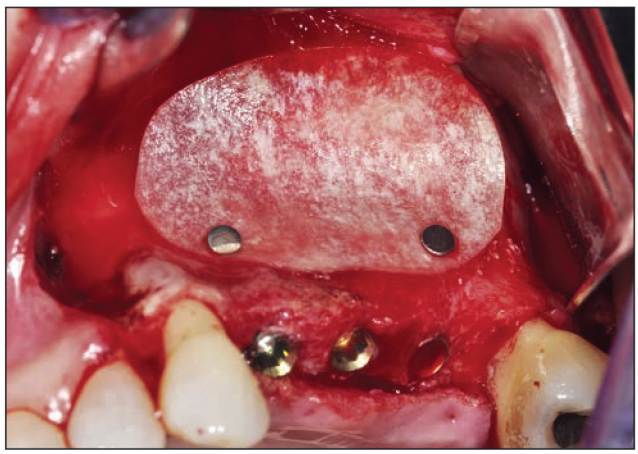
امکان‌پذیر شدن جراحی تک مرحله‌ای و بنابراین کمتر شدن ناراحتی و هزینه بیمار به دلیل یک جراحی ثانویه و نیز اجتناب از خطر عوارض[4] و آسیب بافتی اضافی مزایای غشاهای قابل جذب (شکل ۸-۲) محسوب می‌شوند. این غشاها برای اعمال GBR کوچک که نیازمند بازسازی وسیع استخوانی نمی‌باشند مطلوب‌تر هستند. این غشاها در اعمال جراحی بالا بردن سینوس به منظور ترمیم سوراخ شدگی‌های غشای سینوس و نیز در مسدود کردن پنجره جانبی نیز کاربرد رایجی دارند (شکل ۹-۲).

1. Exposure
2. Stiffness
3. Leukocyte platelet-rich fibrin
4. Morbidity



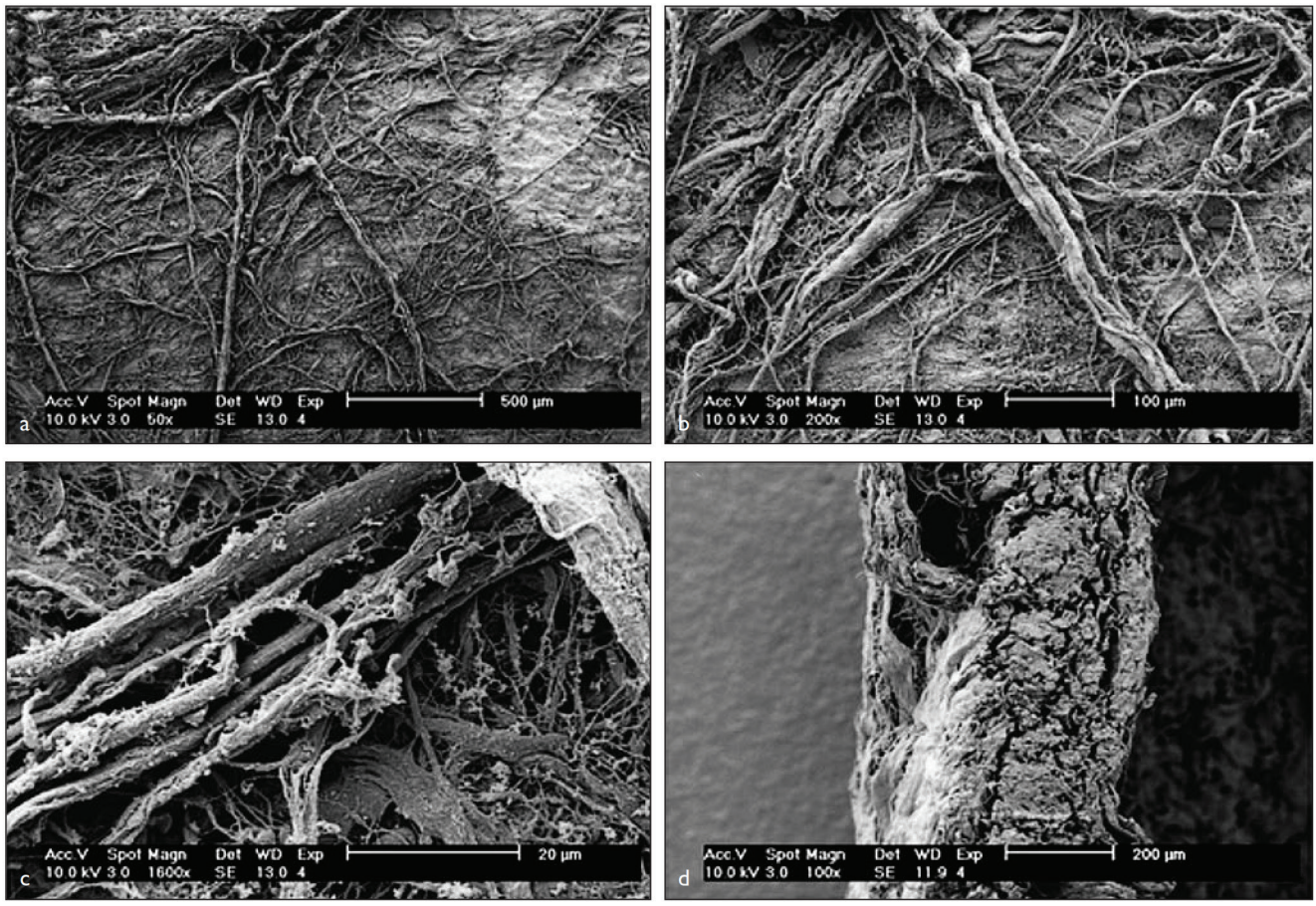
شکل ۷-۲ (a و b) شکل دادن مش‌های تیاتنیومی مطابق با مورفولوژی نقص استخوانی. معمولاً از دو عدد پیچ ۵ میلی‌متری Pro-fix (Osteogenics) برای هر دو فیکساسیون فاسیال و لینگوال استفاده می‌شود.

شکل ۸-۲ (a و b) غشای کلاژنی نوع I گاوی crosslinked (Mem-Lok Pliable، BioHorizons). مهم‌ترین مزیت غشاهای کلاژنی، زیست‌سازگاری بالای آن‌ها است.



شکل ۹-۲ استفاده از غشای کلاژنی نوع I گاوی crosslinked (Mem-Lok) برای پوشاندن پنجره جانبی در جراحی بالا بردن سینوس.

اصلی‌ترین ایراد غشاهای قابل جذب، سرعت تجزیه متغیر و بعضاً غیر قابل پیش‌بینی آن هاست که مستقیماً بر ساخت استخوان جدید تأثیر می‌گذارد. لیستی از غشاهای در دسترس برای مصارف بالینی به همراه سرعت جذب آن‌ها در جدول ۱-۲ ارایه شده است.



شکل ۱۰-۲ آنالیز SEM از یک غشای حایل کلاژنی با سه بزرگنمایی. (a و b) در سطح غشاء، فیبریل‌های کلاژنی زیادی با قطرهای مختلف و بصورت درهم آمیخته مشـــهود اســـت (بزرگنمایی اصلی به ترتیب ۵۰ و ۲۰۰ برابر). (c) SEM با رزولوشن بالا که نشان دهنده فیبریل‌های کلاژن با قطرهایی در محدوده ۱ تا ۵ میکرومتر می‌باشـــد (بزرگنمایی اصلی ۱۶۰۰ برابر). (d) نمای مقطع عرضی از یک غشـــای حایل کلاژنی با ضخامت ۳۰۰ میکرومتر (بزرگنمایی اصلی ۱۰۰ برابر).

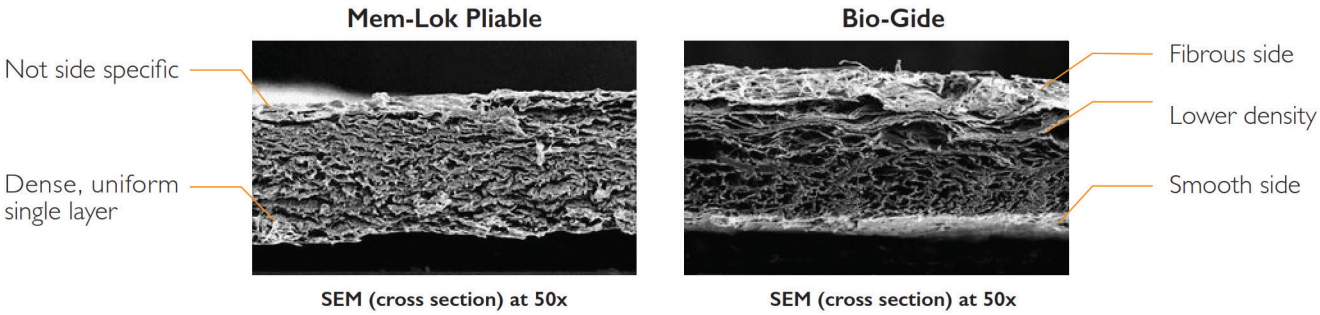
غشاهای قابل جذب صناعی

مجموعه‌ای از غشـــاهای قابـــل جذب که عمدتاً متشـــکل از پلی‌اترهـــا هســـتند هماننـــد PGA[1]، PLA[2] و PCL[3] و نیز کوپلیمرهای آن‌ها در دسترس می‌باشند. پلی‌استرهای آلیفاتیک مثـــل polyglycolide یا polylactide، کـــه از منابع متنوعی قابل اشـــتقاق بوده و در مقادیر انبوه و در یک طیف وسیع قابل تولید هستند خصوصیات شیمیایی، فیزیکی و مکانیکی مختلفی دارنـــد. تجزیه غشـــاهای مختلف از طریق مســـیرهای متنوعی به وقـــوع می‌پیوندد. در یک مطالعه مـــروری در همین زمینه، Tatakis و همکاران نشان دادند که اکثر غشاهای کلاژنی توسط فعالیت آنزیمی ماکروفاژها و لکوسیت‌های پلی‌مورفونوکلئر جذب می‌گردند. در حالـــی که پلیمرها معمولاً طـــی هیدرولیز تجزیه شـــده و متابولیســـم محصولات ناشـــی از تجزیه آن‌ها از طریق چرخه سیتریک اسید انجام می‌شود. بر اساس دلایل ذکر شده، غشـــاهای قابل جذب صناعی عموماً پاســـخ التهابی شدیدتری ایجاد نموده و کاربرد آن‌ها در اعمال بازســـازی استخوان آلوئول هنوز فراگیر نشده است.

غشاهای بر پایه مواد طبیعی

بیشترین تعداد مطالعات بالینی منتشر شده مربوط به کاربرد غشاهای قابل جذب زیســـت تجزیه‌پذیر از جنس کلاژن طبیعی اســـت (جدول ۱-۲). غشـــاهای بر پایه کلاژن طبیعی معمولاً از پوســـت انسان، تاندون آشیل گاو یا پوست خوک تهیه می‌گردند و ویژگی آن‌ها پیوند ســـلولی عالی و زیست‌ســـازگاری می‌باشد. احتمال از دســـت رفتن خاصیت فضا نگهدارندگی تحت شرایط فیزیولوژیک، قیمت بالا و امکان بروز واکنش جســـم خارجی در صورت استفاده از کلاژن استخراج شده از حیوانات معایب اصلی این غشاها محسوب می‌شوند.

1. Polyglycolic acid
2. Polylactic acid
3. Poly-ε-caprolactone



شکل ۱۱-۲ آنالیز SEM از یک غشای کلاژنی متراکم و crosslinked (Mem-Lok) در برابر یک غشای استاندارد (Bio-Gide).

با این وجود این غشاها پرکاربردترین غشاهای موجود در بازار بوده که بیشترین مطالعات بر روی آن‌ها انجام گرفته و دارای مزایای زیست‌سازگاری و زیست تجزیه‌پذیری که لزوم یک جراحی ثانویه را مرتفع می‌سازد هستند. در شکل ۱۰-۲ آنالیز SEM [1] از یک غشای کلاژنی طبیعی و non-crosslinked که به طور معمول در اعمال GBR مورد استفاده قرار می‌گیرد نشان داده شده است. در شکل ۱۱-۲ مقایسه یک غشای کلاژنی crosslinked با یک غشای استاندارد مشهود می‌باشد.

نتیجه‌گیری

غشاهای حایل که گروهی از بایومتریال‌های کلیدی در تکنیک‌های افزایش حجم استخوان هستند در فصول بالینی این کتاب بسیار مورد استفاده قرار گرفته‌اند. غشاهای dPTFE خصوصیات مکانیکی بهتری نسبت به غشاهای کلاژنی قابل جذب داشته و به تازگی تقویت بیشتر آن‌ها توسط تیتانیوم نیز صورت پذیرفته است. کاربرد مش‌های تیتانیومی نیز طی سال‌های گذشته به دلیل ترکیبی از خصوصیات rigidiy و stability عالی، که منجر به جلوگیری از flap collapse و اطمینان از بازسازی استخوان در شرایط tension-free می‌گردد رو به فزونی بوده است. ایراد مش‌های تیتانیومی بروز بیشتر نمایان شدن آن‌ها می‌باشد. غشاهای قابل جذب در مواردی که جراحی ثانویه مورد نیاز نیست مطلوب بوده و عوارض ثانویه ناشی از خارج‌سازی غشاء را که شامل ناخوشی بیشتر بیمار و ریسک احتمالی عفونت ثانویه می‌باشند ندارند. در فصل پنجم از غشاهای کلاژنی در جراحی‌های بالا بردن سینوس به منظور ترمیم غشای سینوس و نیز برای پوشاندن پنجره جانبی استفاده گردیده است. با گذشت زمان زیست‌سازگاری هر یک از این غشاهای حایل افزایش پیدا کرده است. پژوهش‌های در حال انجام امروزی به بررسی کاربرد غشاهای حایل به همراه عوامل بازسازی کننده افزوده متنوعی همچون فاکتورهای رشدی و عوامل آنتی باکتریال می‌پردازند. انتظار می‌رود نسل بعدی غشاها مولکول‌های زیستی عملکردی بیشتری را در الگوی استانداردهای امروزی به کار گرفته و موفقیت درمان‌های GBR را افزایش دهند.

مواد پیوند استخوانی

کاربرد مواد پیوند استخوانی طی دو دهه گذشته در حیطه دندانپزشکی ایمپلنت و جراحی دهان به گونه‌ای فراگیر شده است که محصولات جدید هر سال به سرعت وارد بازار می‌گردند. هر ماده و گروه پیوند استخوانی دارای ویژگی‌های بازسازی کننده مخصوص خود می‌باشد. شایع‌ترین گروه‌بندی مواد پیوند استخوانی از این قرار است (شکل ۱۲-۲):

- اتوگرفت‌ها (از همان شخص).
- آلوگرفت‌ها (از استخوان‌های جسد انسان).
- زنوگرفت‌ها (از منبع حیوانی).
- آلوپلاست‌ها (از منبع صناعی).

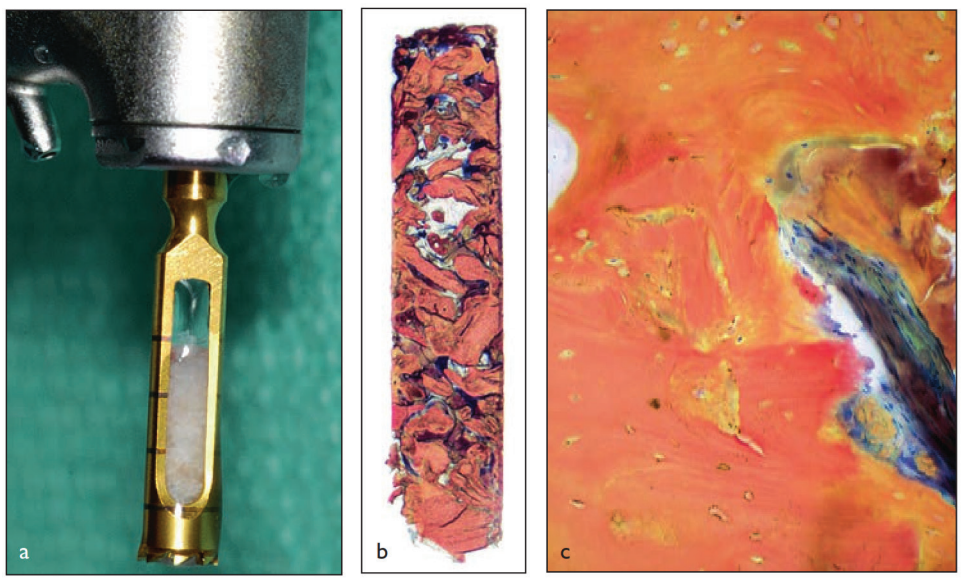
این بخش بر تحقیقات و پتانسیل بازسازی کنندگی هر یک از این گروه‌های مواد پیوند استخوان تمرکز دارد.

در آغاز، مواد پیوند استخوان به منظور ایفای نقش بعنوان یک شبکه ساپورت کننده ساختاری منفعل و با معیار اصلی زیست‌سازگاری ابداع شدند. اما پیشرفت‌های به وجود آمده در مهندسی بافتی و پزشکی بازسازی کننده منجر به بهتر شدن هر یک از قابلیت‌های بازسازی کنندگی آن‌ها، به تأیید آنالیزهای بافت شناسی شده است (شکل ۱۳-۲). امروزه بسیاری از مواد پیوند استخوان در هر دو مقیاس میکرو و نانو دارای توپوگرافی‌های طراحی شده سطحی اختصاصی هستند که هدف آن‌ها ارتقای هدایت تشکیل استخوان به محض قرارگیری در محل می‌باشد (شکل ۱۴-۲). در ایالات متحده، آلوگرفت‌ها پرکاربردترین پیوندهای استخوانی موجود در بازار هستند (شکل ۱۵-۲). اگر چه استخوان اتوژن بعنوان استاندارد طلایی برای پیوند استخوان شناخته می‌شود اما فقط در ۱۵ درصد از موارد اعمال جراحی افزایش ابعاد استخوان مورد استفاده قرار می‌گیرد.

1. Scanning electron micrographs

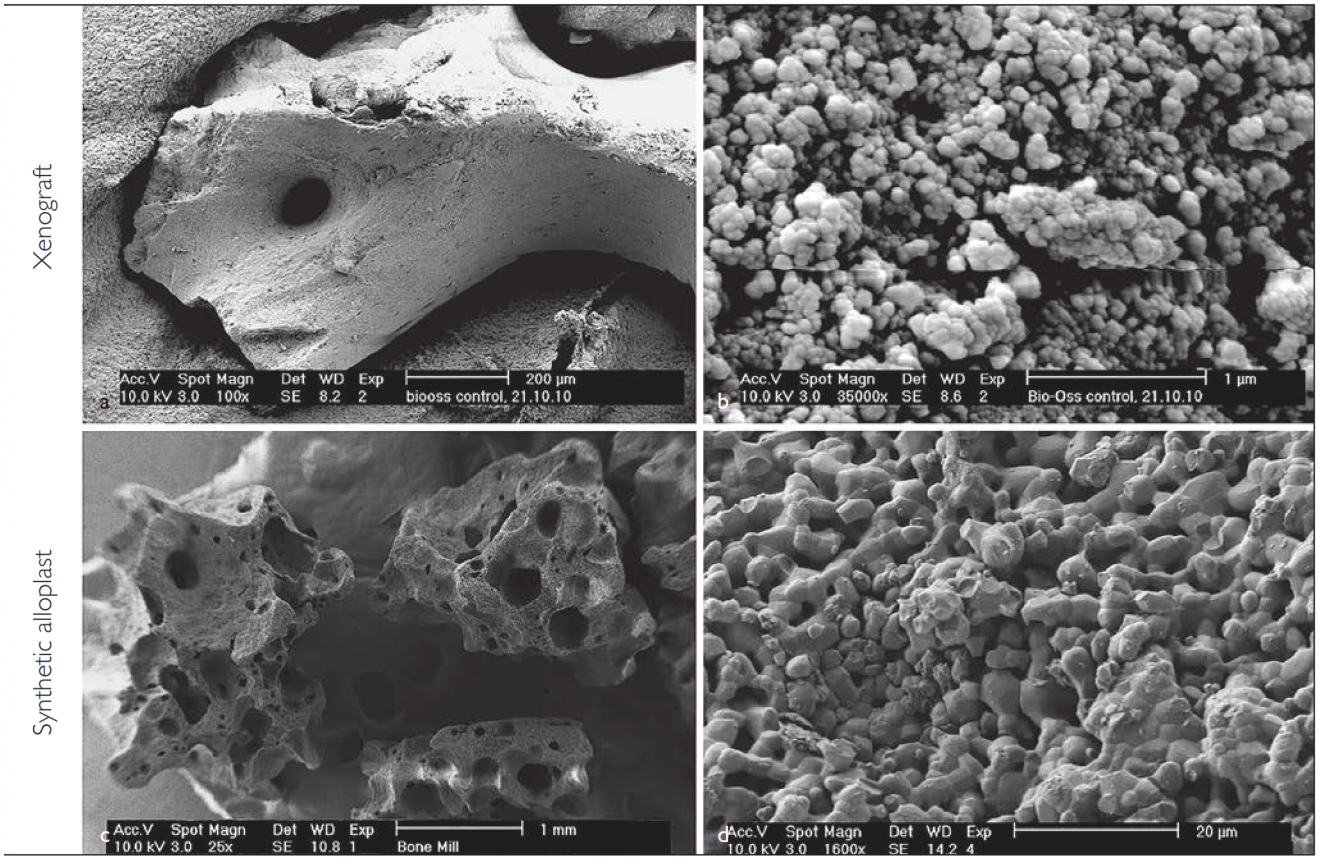
CLASSIFICATION OF BONE GRAFTING MATERIALS			
Autogenous bone Bone from the same individual	**Allogeneic bone** Bone from the same species but another individual	**Xenogeneic bone** Material of biologic origin but from another species	**Alloplast** Material of synthetic origin
Block graft	Free frozen bone	Material derived from animal bones	Calcium phosphates
Bone mill Bone scraper Suction device Piezoelectric surgery	Freeze-dried bone allograft	Material derived from corals	Glass-ceramics
	Demineralized freeze-dried bone allograft	Material derived from calcifying algae	Polymers
	Deproteinized bone allograft	Material derived from wood	Metals

شکل ۱۲-۲ طبقه‌بندی مواد پیوند استخوان شامل اتوگرفت‌ها، آلوگرفت‌ها، زنوگرفت‌ها و آلوپلاست‌ها.

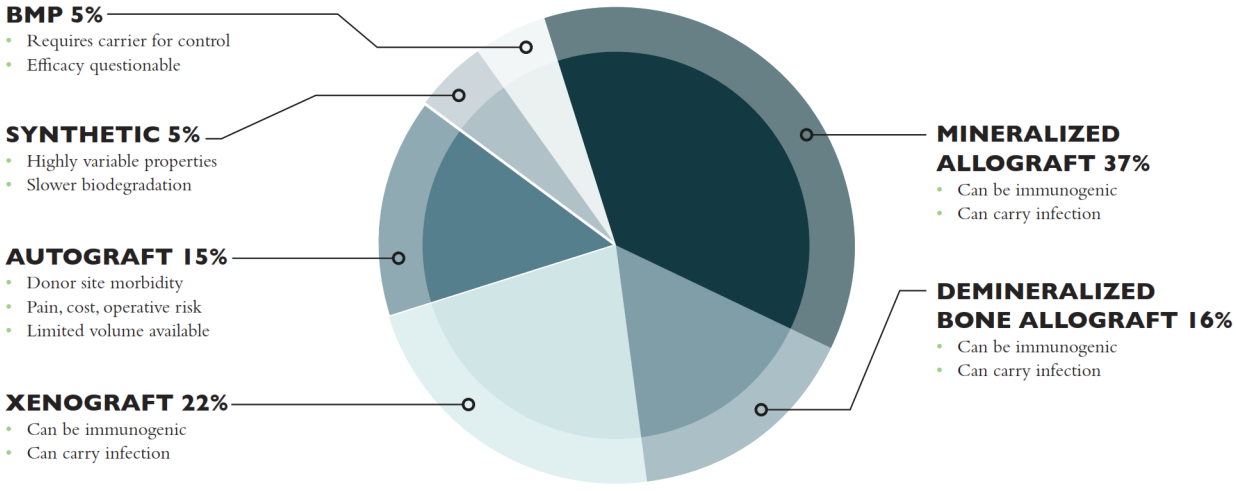


شکل ۱۳-۲ (a تا c) تهیه نمونه‌های مرکزی (core biopsies) قبل از جایگذاری ایمپلنت و بررسی آن‌ها از نظر ساخت استخوان جدید به دنبال انجام پیوند با آلوگرفت استخوانی (FDBA، [BioHorizons] Mineross). پس از دوره التیام ۴ ماهه، استخوان غیر زنده تنها ۵ درصد از حجم استخوان را تشکیل می‌داد.

هم اکنون بازار جهانیِ سالیانه مواد پیوند استخوان از ۲/۵ میلیارد دلار گذرکرده و انتظار می‌رود که در آینده بیشتر نیز گردد. بنابراین آگاهی کامل از خصوصیات بازسازی کنندگی هر یک از این مواد پیوند استخوان ضروری است. در سرتاسر این کتاب به توصیف دقیق‌تر راهنماهای بالینی و منطق انتخاب هر یک از مواد پیوندی برای موارد تجویز بالینی خاص خود پرداخته شده است. با در نظر گرفتن گستره وسیع کاربردهای مواد پیوند استخوان می‌توان انتظار داشت که هیچ یک از این مواد به تنهایی قادر به انجام مسئولیت افزایش ابعاد استخوان در تمامی شرایط بالینی نمی‌باشد. همچنین در بسیاری از موارد بالینی به منظور دستیابی به نتایج بهتر و قابل پیش‌بینی‌تر، مخلوطی از دو یا چند ماده پیوندی مورد نیاز خواهد بود.



شکل ۱۴-۲ (a تا d) آنالیزهای SEM که نشان دهنده شکل سه بعدی و توپوگرافی مواد پیوند استخوان هستند.



شکل ۱۵-۲ میزان کاربرد نسبی هر یک از انواع مواد پیوند استخوان در ایالات متحده در سال ۲۰۱۹. بیشترین درصد اعمال بازسازی توسط آلوگرفت‌ها (۳۷ درصد مینرالیزه و ۱۶ درصد دمینرالیزه)، و به دنبال آن زنوگرفت‌ها (۲۲ درصد)، اتوگرفت‌ها (۱۵ درصد) و پیوندهای صناعی/پروتئین مورفوژنتیک استخوانی (هر کدام ۵ درصد) انجام شده است.

هر ماده پیوندی باید دارای برخی خصوصیات مرتبط با کارایی خود همانند زیست‌سازگاری مطلوب، بی‌خطر بودن، ویژگی‌های سطحی ایده آل، شکل[1] و قابلیت استعمال[2] مناسب و همچنین خصوصیات مکانیکی خوب باشد. با این حال پیوندهای

1. Geometry
2. Handling

استخوانی به صورت روتین بر اساس ویژگی‌های استخوان سازی[1]، القای تشکیل استخوان[2] و هدایت تشکیل استخوان[3] طبقه‌بندی می‌گردند. در نتیجه یک ماده پیوندی ایده‌آل باید (۱) حاوی سلول‌های پیش‌ساز استخوان‌ساز با قابلیت ساخت ماتریکس جدید استخوانی در داربست پیوند استخوان باشد، (۲) دارای توانایی القای تشکیل استخوان از طریق به خدمت گرفتن و القای سلول‌های مزانشیمال در جهت تمایز یافتن به استئوبلاست‌های بالغ استخوان‌ساز باشد و (۳) با فراهم نمودن یک داربست هدایتگر تشکیل استخوان رشد سه بعدی و رو به داخل بافت را تسهیل نماید.

در نتیجه، استاندارد طلایی پیوندهای استخوانی به دلیل داشتن این سه ویژگی زیستی مهم، استخوان اتوژن است. علیرغم توانایی بالقوه استخوان اتوژن در ارتقای ساخت استخوان جدید، محدودیت‌های این نوع پیوند از جمله طولانی‌تر شدن جراحی، هزینه بالاتر، محدود بودن منبع اهداکننده و عوارض بیشتر استفاده از مواد جایگزین را ضروری ساخته است. در این بخش به توضیح تکنیک‌های استحصال استخوان اتوژن با حفظ محتوای سلولی زنده، آلوگرفت‌های مورد استفاده امروزی، مزایای زنوگرفت‌ها و محدودیت‌های کنونی آلوپلاست‌های صناعی پرداخته می‌شود.

استخوان اتوژن

پیوند استخوانی اتوژن شامل استحصال استخوان از همان شخص در قالب یک قطعه استخوانی[4] یا به شکل ذره‌ای[5] است (شکل ۱۶-۲). سمفیز مندیبل، ramus buccal shelf و توبروزیته نواحی رایج استحصال در حفره دهان می‌باشند (شکل ۱۷-۲). مهم‌ترین مزیت استخوان اتوژن، بهره‌گیری از هر سه خصوصیت ایده‌آل و اساسی پیوندهای استخوانی (یعنی هدایت تشکیل استخوان، القای تشکیل استخوان و استخوان سازی) است. پیوندهای استخوانی اتوژن انواع بسیار مختلفی از فاکتورهای رشدی همانند پروتئین‌های مورفوژنتیک استخوانی (BMPs)، فاکتور رشدی مشتق از پلاکت (PDGF)، transforming growth factor β (TGF-β) و فاکتور رشدی اندوتلیال عروقی (VEGF) آزاد کرده و ساخت/تحلیل استخوان را نیز تنظیم می‌کنند. تعدادی مطالعه مقایسه‌ای با استفاده از استخوان اتوژن تنها برای رفع نقایص استخوانی منتشر شده است. به دلیل سرعت بیشتر تحریک ساخت استخوان جدید نسبت به دیگر انواع پیوند استخوانی، اتوگرفت‌ها کماکان بعنوان استاندارد طلایی در نظر گرفته می‌شوند (شکل ۱۸-۲).

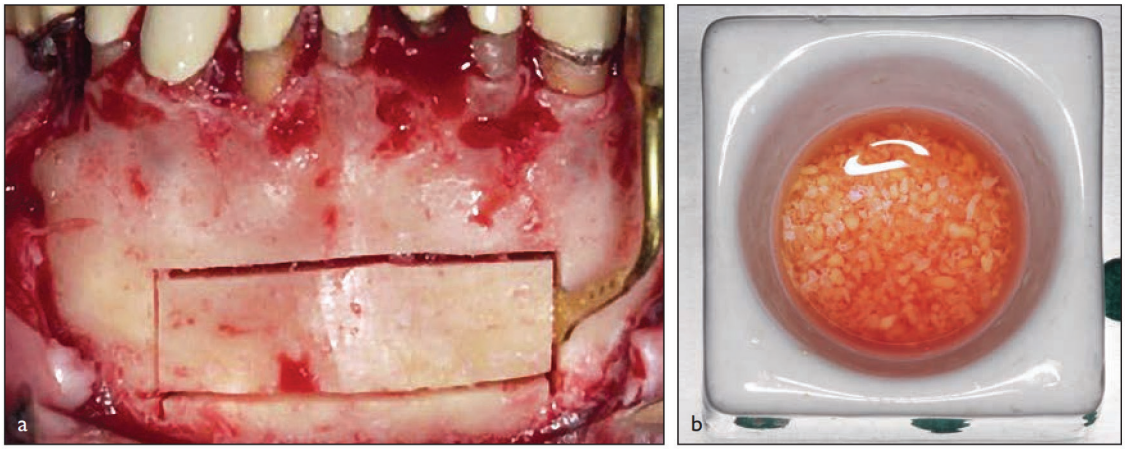
1. Osteogenic
2. Osteoinductive
3. Osteoconductive
4. Bone block
5. Particulate

تکنیک‌های استحصال: قطعه استخوانی در برابر استخوان ذره‌ای

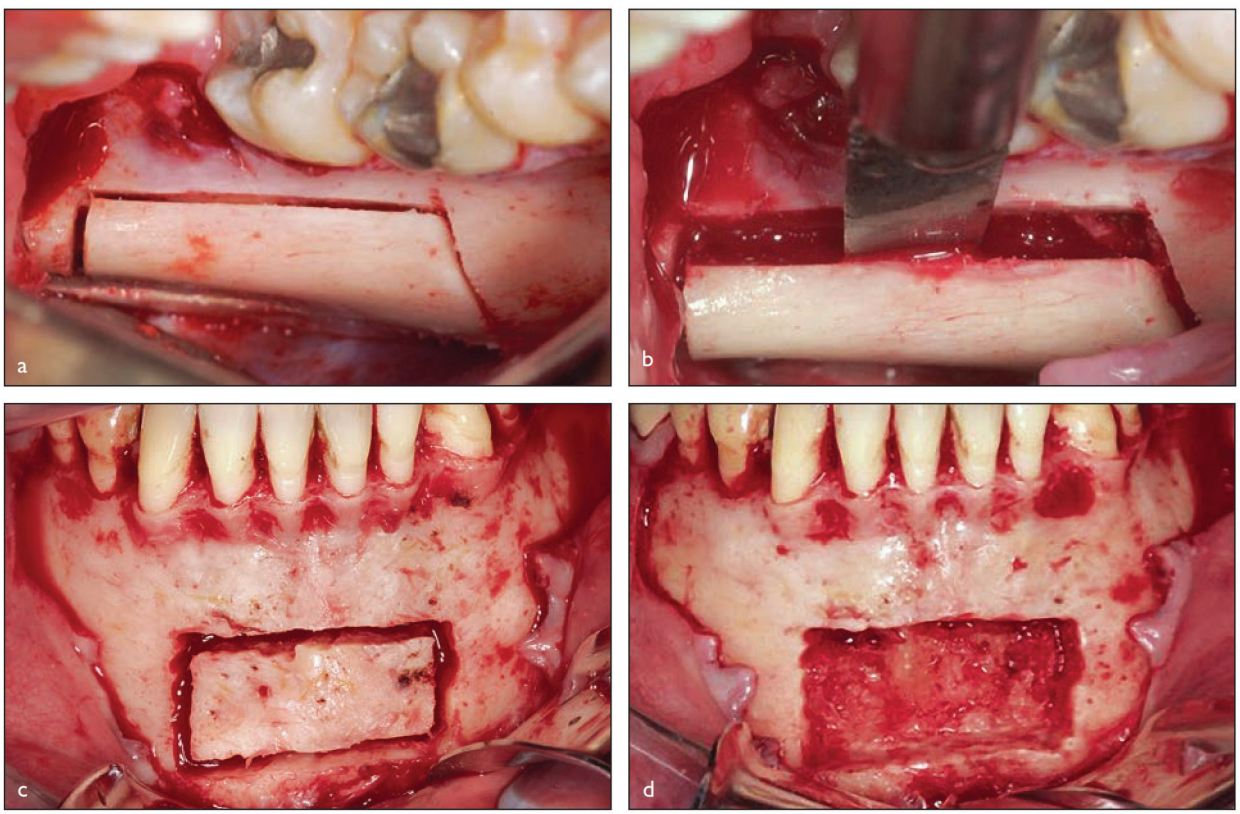
در سال‌های گذشته مطالعات زیادی به مقایسه کاربرد پیوندهای قطعه‌ای (block) در برابر پیوندهای ذره‌ای (particulate) پرداخته‌اند. توانایی کلنیسین در استحصال موفقیت آمیز استخوان به همراه سلول‌های پیش‌ساز استخوانی زنده، در انجام پیوند توسط تمامی اتوگرفت‌ها نقشی اساسی دارد. پیش از این، احتمال به مخاطره افتادن اتوگرفت به دلیل تکنیک‌های استحصال مکانیکی و نیز مدت زمان بین برداشت و جایگذاری پیوند به اثبات رسیده است. برای بیشتر از دو دهه از قطعات استخوانی بعنوان وسیله‌ای برای پر کردن نقایص بزرگ استخوانی استفاده می‌گردید. امکان استحصال موضعی از یک منبع کافی در حفره دهان و زیست‌سازگاری عالی در بافت‌های میزبان از مزایای این پیوندها به شمار می‌رود. عوارض بیشتر برای بیمار از جمله پارستزی عصبی از معایب این پیوندها است. اگر چه قبلاً استفاده از قطعات استخوانی اتوژن شیوع بیشتری داشته است اما در حال حاضر به دلیل سهولت استفاده و قابلیت پیش‌بینی عالی، استخوان اتوژن به شکل ذره‌ای استحصال می‌گردد.

ذرات استخوانی را بصورت موضعی از طریق چند روش می‌توان استحصال نمود. این روش‌ها عبارتند از جمع‌آوری ذرات استخوانی بوسیله یک bone mill یا دستگاه جراحی پیزو، جمع‌آوری ذرات استخوانی توسط یک دستگاه ساکشن و به کارگیری وسایل مختلف برای تراش دادن[6] استخوان (شکل ۱۹-۲). در حال حاضر چند مطالعه نشان داده‌اند که تکنیک استحصال تأثیری قابل توجه بر ماندگاری[7] سلول‌های استخوانی درون اتوگرفت‌ها دارد. به طور خلاصه نتایج این مطالعات حاکی از آن است که تراشه‌های استخوان اتوژن استحصال شده به وسیله یک bone mill یا bone scraper ماندگاری سلولی و متعاقباً آزادسازی فاکتورهای رشدی بسیار بیشتری (تا ۴ برابر) نسبت به ذرات استخوان استحصال شده توسط دستگاه جراحی پیزو یا دستگاه ساکشن کننده استخوان نشان می‌دهند (شکل ۲۰-۲). همچنین آنالیزهای SEM دارای رزولوشن بالا نیز محتوای پروتئین بیشتری را در سطح ذرات استخوانی استحصال شده به وسیله bone mill یا bone scraper نشان داده‌اند. بنابراین طبق یک توصیه کلی استفاده از تکنیک‌های استحصال که مستلزم شست و شوی فراوان هستند باید به حداقل رسانده شود تا از حذف پروتئین‌ها جلوگیری به عمل آید. دو دستگاه رایج مورد استفاده در استحصال استخوان اتوژن عبارتند از Safe Scraper (Geistlich) و سیستم RBH [8] که توسط Dr. Homayoun Zadeh ابداع شده است. این دو دستگاه استحصال تراشه‌های استخوانی اتوژن را تسهیل کرده و بیشتر توسط کلنیسین‌هایی که مایل به ارتقای کیفیت تکنیک‌های GBR وسیع به کمک افزودن اتوگرفت تکمیلی هستند به کار برده می‌شوند.

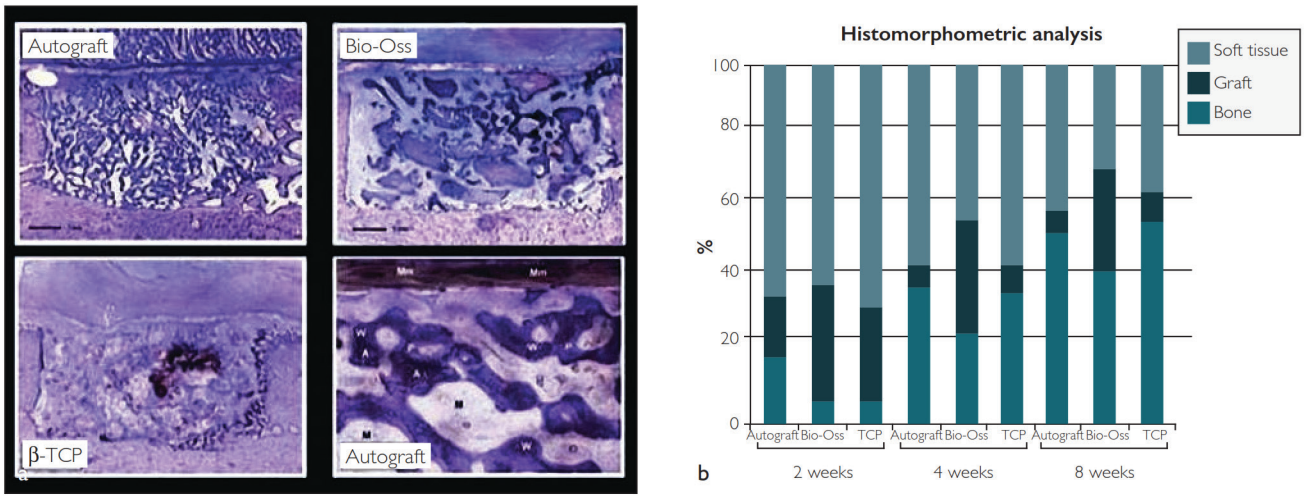
6. Scraping
7. Viability
8. Rotary bone harvester



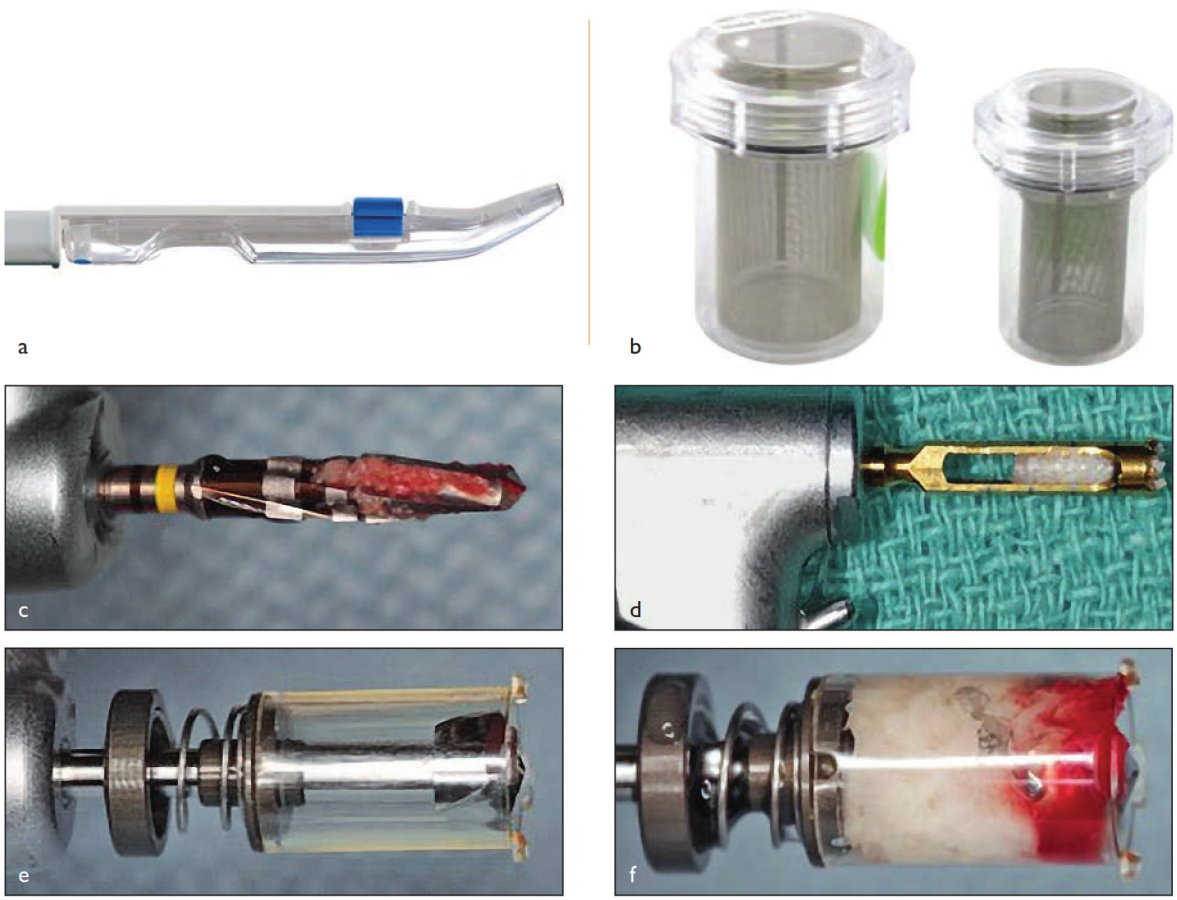
شکل ۱۶-۲ امکان برداشت استخوان اتوژن بصورت (a) یک قطعه استخوانی یا (b) ذرات استخوانی وجود دارد.



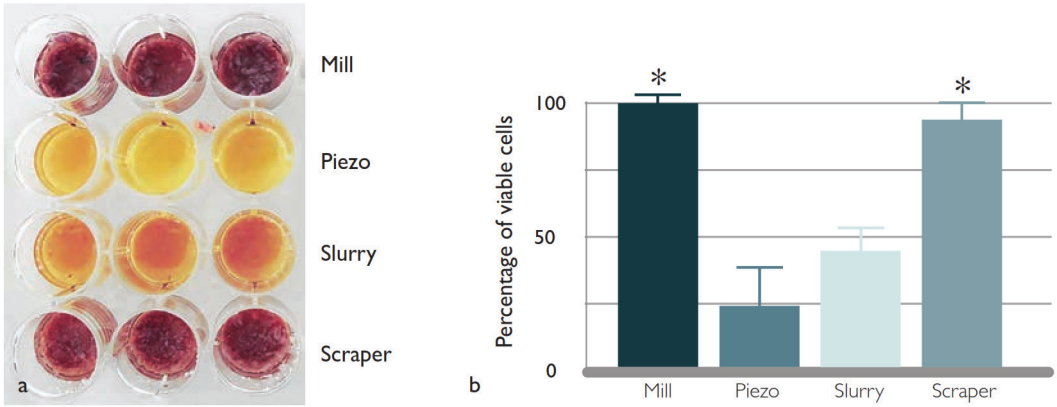
شکل ۱۷-۲ استحصال استخوان اتوژن داخل دهانی از (a و b) راموس و (c و d) سمفیز.



شـــکل ۱۸-۲ (a و b) در چند مطالعه مقایسه‌ای ساخت سریع‌تر استخوان جدید توسط استخوان اتوژن نسبت به تمامی گروه‌های دیگر نشان داده شده است. در یک مطالعه بر روی ۱۲ خوک (minipig) سه نقص استخوانی با ابعاد مشخص (۵ × ۹ میلی‌متر) توسط آلوگرفت ذره‌ای، (Geistlich) Bio-Oss یا بتاتری کلسیم فسفات (β-TCP) بعلاوه یک غشای ePTFE پیوند شدند. پس از قربانی کردن حیوانات در هفته‌های ۱، ۲، ۴ یا ۸ بعد از پیوند یک بررسی هیستومورفومتریک انجام شد. در هفته دوم، بیشترین میزان ساخت استخوان جدید در گروه اتوگرفت (۱۷ درصد) و بعد از آن در گروه‌های β-TCP (۶/۳ درصد) و Bio-Oss (۵/۶ درصد) مشاهده شد. در هفته‌های چهارم و هشتم ساخت استخوان جدید در گروه‌های اتوگرفت و β-TCP تقریباً مشابه (به ترتیب ۵۴/۴ درصد و ۵۷/۴ درصد) و بیشتر از گروه Bio-Oss (۴۱/۶ درصد) بود. اتوگرفت در آغاز سرعت بازسازی استخوانی بیشتری داشته و در همه بازه‌های زمانی بلوغ استخوانی بیشتری نشان داد.



شکل ۱۹-۲ (a تا f) وسایل مختلف جمع‌آوری کننده استخوان اتوژن که بصورت تجاری در دسترس هستند.



شکل ۲۰-۲ (a و b) آنالیزهای تجربی به دست آمده از مدل‌های پیش بالینی مختلف نشان داده‌اند که تراشه‌های استخوان اتوژن استحصال شده توسط bone mill یا bone scraper در مقایسه با تراشه‌های استخوانی به دست آمده توسط دستگاه جراحی پیزو یا ساکشن استخوانی، ماندگاری سلولی بسیار بیشتری داشته و مقادیر بسیار بیشتری از فاکتورهای رشدی را آزاد می‌نماید.

آلوگرفت‌ها

آلوگرفت‌های استخوانی شامل استحصال استخوان از یک جسد انسان و سپس آماده‌سازی و آلودگی‌زدایی بی‌خطر آن می‌باشد. آلوگرفت‌ها به دو گروه اصلی تقسیم می‌شوند: (۱) استخوان fresh-frozen یا FDBA و (۲) FDBA دمینرالیزه (DFDBA). اگر چه آلوگرفت‌ها شایع‌ترین مواد جایگزین کننده استخوانی مورد استفاده در آمریکای شمالی بوده‌اند اما در تعدادی از کشورهای اروپایی و آسیایی استفاده از آن‌ها مجاز نیست. اصلی‌ترین مزیت آلوگرفت‌ها نسبت به مواد جایگزین کننده استخوانی تجاری در دسترس، به کارگیری فاکتورهای رشدی القاگر تشکیل استخوان در آن‌ها می‌باشد. کارایی آلوگرفت‌ها از نظر ساخت استخوان جدید در طیف وسیعی از انواع نقایص استخوانی در مطالعات بسیاری نشان داده شده است. در تعدادی از تکنیک‌های بازسازی مورد استفاده در دندانپزشکی از جمله التیام حفره[1] دندان کشیده شده، روش‌های پیوند سینوس، روش‌های GBR و دیگر روش‌های پیوند کمکی در دندانپزشکی ایمپلنت آلوگرفت‌ها بعنوان ماده جایگزین کننده ایده‌آل در نظر گرفته می‌شوند.

پیشینه زیستی آلوگرفت‌ها

از آنجایی که آلوگرفت‌ها از بافت‌های انسانی استخراج می‌گردند، روش‌های استریلیزاسیون بر حفظ پروتئین‌ها و فاکتورهای رشدی خاص دخیل در بازسازی مثل BMPها متمرکز هستند. از آنجایی که استخوان از اجساد انسانی جمعیت کل به دست می‌آید تنوع در محتوای آن‌ها نیز وجود خواهد داشت.

طبق گزارش‌ها برخی آلوگرفت‌های خاص تجاری در دسترس به دلیل متنوع بودن بیماران و نیز متنوع بودن پروتکل‌های استریلیزاسیون، توانایی کمتری از نظر القای تشکیل استخوان نشان می‌دهند. Schwartz و همکاران از اولین افرادی بودند که گزارش کردند آلوگرفت‌های تهیه شده از بانک‌های استخوانی مختلف بسته به سن بیمار اهداکننده، روش آماده‌سازی و یا پروتکل‌های استریلیزاسیون تنوع قابل توجهی نشان می‌دهند.

تفاوت‌هایی نیز بین FDBA و DFDBA موجود بوده و کلنیسین معالج باید از این تفاوت‌های مهم آگاهی داشته باشد. بطور کلی DFDBA توسط هیدروکلریک اسید دمینرالیزه می‌گردد که نتیجه آن تسهیل دسترسی و آزادسازی بسیاری از فاکتورهای رشدی از جمله BMP-2 است. در نتیجه قابلیت القای تشکیل استخوان توسط آلوگرفت‌ها افزایش می‌یابد. با این حال DFDBA به علت جذب نسبتاً سریع دارای ضعف بوده و به همین دلیل FDBA کاربرد رایج‌تری در اکثر اعمال جراحی افزایش ابعاد استخوان دارد. همچنین پیوندهای FDBA در مقایسه با پیوندهای رادیولوسنت DFDBA (به دلیل فقدان اجزای معدنی) رادیواپک‌تر بوده و در رادیوگرافی‌ها بهتر دیده می‌شوند. کاربرد آلوگرفت‌ها در سرتاسر این کتاب مورد پوشش قرار گرفته و از MinerOss در اکثر موارد استفاده گردیده است. MinerOss مخلوطی از استخوان‌های کورتیکال-اسفنجی است که از مزیت ویژگی‌های بازسازی کنندگی بیشتر استخوان اسفنجی و استحکام استخوان کورتیکال بهره می‌گیرد. محدوده سایز ذرات MinerOss از ۶۰۰ تا ۱۲۰۰ میکرون متغیر است (شکل ۲۱-۲).

1. Socket

شکل ۲-۲۱ MinerOss یک آلوگرفت پرتودیده و مینرالیزه (کورتیکال و اسفنجی) است که سایز ذرات آن بین ۰/۶ تا ۱/۲ میلی‌متر متغیر می‌باشد.

شکل ۲-۲۲ DBBM شایع‌ترین زنوگرفت مورد استفاده با نام تجاری Bio-Oss است.

زنوگرفت‌ها

وقتی زنوگرفت‌ها بیش از دو دهه پیش برای اولین بار بصورت تجاری در دسترس قرار گرفتند، میزان تحلیل استخوان در پی کاربرد آن‌ها نسبتاً نامعلوم بود. امروزه زنوگرفت‌ها احتمالاً شایع‌ترین مواد پیوند استخوانی مورد تحقیق در حوزه دندانپزشکی بوده و استفاده از آن‌ها فراگیری بین المللی پیدا کرده است. قابل توجه‌ترین مزیت این پیوندها غیر قابل جذب بودن آن‌ها می‌باشد. بر خلاف آلوگرفت‌ها که با گذشت زمان مستعد تغییرات ابعادی هستند، زنوگرفت‌ها حجم خود را حفظ می‌کنند. طی سال‌های گذشته تکنیک‌های دندانپزشکی مختلفی از مزیت این مواد دارای سرعت جایگزینی پایین بهره‌مند گردیده‌اند.

شایع‌ترین زنوگرفت مورد استفاده که بیشترین تحقیقات نیز بر روی آن انجام شده است DBBM[1] می‌باشد. DBBM یک ماتریکس استخوانی معدنی غیر ارگانیک با خلوص بالا است که سایز ذرات آن از ۰/۲۵ تا ۱ میلی‌متر متغیر بوده و با نام تجاری Bio-Oss (شکل ۲-۲۲) در دسترس قرار دارد. مزایای DBBM بعنوان یک ماده پیوندی عبارتند از ایمنی قابل اطمینان و محتوای معدنی که به دلیل غیرقابل جذب بودن با استخوان انسانی قابل مقایسه می‌باشد. به دلیل پروتئین‌زدایی کامل، زنوگرفت‌ها هیچ گونه قابلیت استخوان‌سازی یا القای تشکیل استخوان ندارند. با این حال ویژگی غیر قابل جذب بودن زنوگرفت‌ها آن‌ها را به یک پیوند استخوانی قابل توجه در برخی شرایط بالینی که احتمال تحلیل استخوان با گذشت زمان مطرح می‌باشد تبدیل نموده است.

به دلایل ذکر شده، ذرات پیوندی DBBM در بعضی شرایط بالینی از جمله contour augmentation در دندانپزشکی ایمپلنت (به ویژه در ناحیه زیبایی)، تکنیک‌های بالا بردن سینوس، تکنیک‌های افزایش بعد عمودی[2] استخوان و جراحی‌های وسیع بازسازی استخوانی دارای احتمال تحلیل به کار رفته است. اگر چه در آغاز گمان می‌شد که همه پیوندهای استخوانی به آهستگی و با گذشت زمان جذب و با استخوان طبیعی جایگزین می‌گردند، اما شواهد تجمعی نشان داده‌اند که این نوع ماده غیر قابل جذب در برخی شرایط تجویز بالینی، که بعداً در این کتاب مطرح خواهد شد، مطلوب هستند. شواهد بافت شناسی بدست آمده از مطالعات بالینی دارای دوره پیگیری طولانی مدت نشان داده‌اند که چگونه زنوگرفت‌ها سال‌ها بعد از کارگذاری در بافت‌های میزبان، با ثبات باقی می‌مانند.

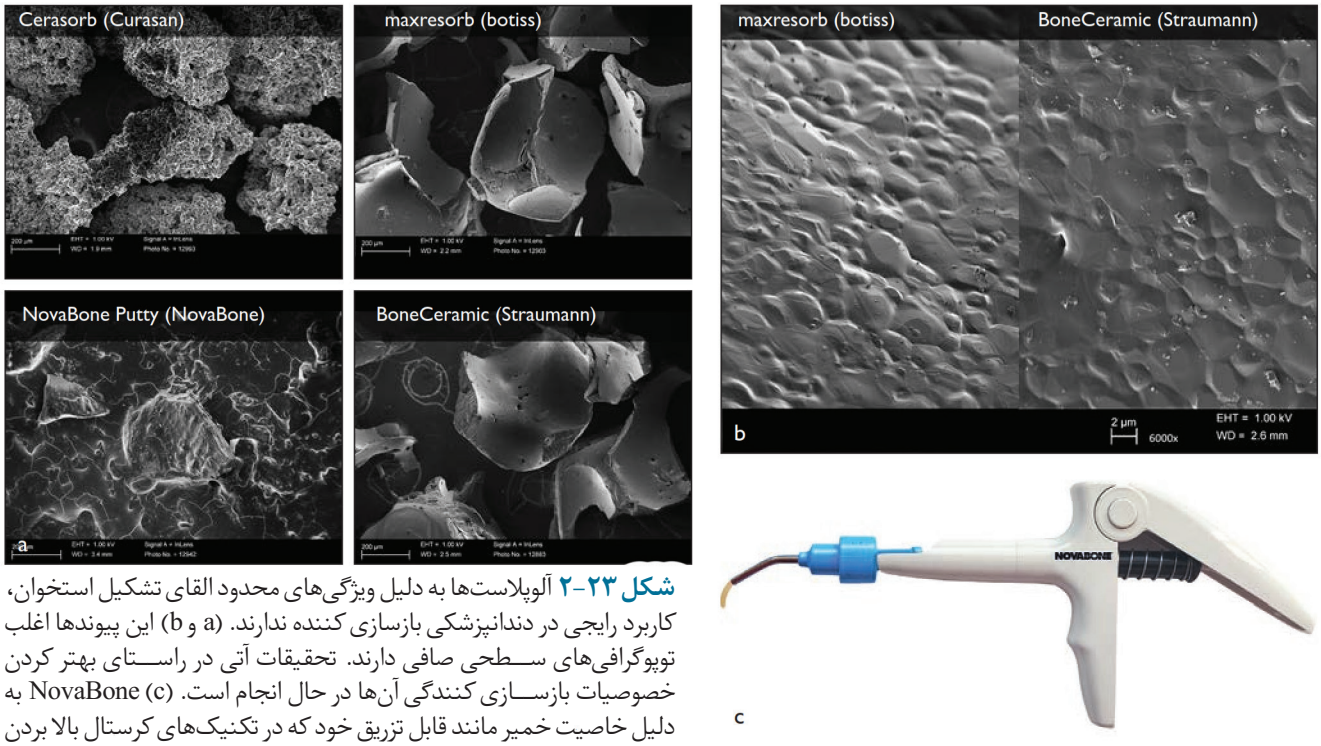
آلوپلاست‌ها

آلوپلاست‌ها پیوندهای استخوانی ساخته شده در آزمایشگاه هستند که از ترکیبات متنوعی از هیدروکسی آپاتیت (HA)، β-TCP، پلیمرها و یا شیشه‌های زیست فعال[3] استخراج می‌گردند (شکل ۲-۲۳). اگر چه آلوپلاست‌ها دارای سطح القاگر تشکیل استخوانی هستند که امکان رشد سلولی و رشد سه بعدی استخوان را در مقایسه با دیگر انواع پیوندهای استخوانی فراهم می‌سازد اما

1. Deproteinized bovine bone mineral

2. Vertical augmentation

3. Bioactive glasses



شکل ۲۳-۲ آلوپلاست‌ها به دلیل ویژگی‌های محدود القای تشکیل استخوان، کاربرد رایجی در دندانپزشکی بازسازی کننده ندارند. (a و b) این پیوندها اغلب توپوگرافی‌های سطحی صافی دارند. تحقیقات آتی در راستای بهتر کردن خصوصیات بازسازی کنندگی آن‌ها در حال انجام است. (c) NovaBone به دلیل خاصیت خمیر مانند قابل تزریق خود که در تکنیک‌های کرستال بالا بردن سینوس مورد استفاده قرار می‌گیرد یک ماده پیوند استخوانی پرکاربرد است.

بطور کلی در چند مطالعه مقایسه‌ای توانایی کمتر آن‌ها از نظر ساخت استخوان نشان داده شده است. همان طور که در شکل ۲-۱۵ نشان داده شده است تنها ۵ درصد از همه اعمال جراحی افزایش ابعاد استخوان در آمریکای شمالی به وسیله آلوپلاست‌ها انجام می‌شود. این اعمال اکثراً در بیماران و یا کلینیک‌های جامع نگر[1] که عموماً تمایلی به استفاده از هیچ نوعی مواد انسانی/حیوانی به علل شخصی یا مذهبی ندارند به کار گرفته می‌شوند.

یک آلوپلاست کاربردی بالینی، NovaBone است چون دارای ساختار خمیر مانند[2] می‌باشد (شکل c ۲۳-۲). NovaBone یک پیوند استخوانی صناعی کلسیم فسفوسیلیکاتی است که متشکل از ۷۰ درصد کلسیم فسفوسیلیکات با پلی‌اتیلن گلیکول افزوده در گلیسیرین می‌باشد. ساختار خمیری آن برای کاربرد بهتر در شرایط تجویز بالینی خاص طراحی گردیده است. بنابراین استفاده از آن در قالب یک خمیر در موارد تجویز بالینی متنوع، به خصوص موارد کاربرد فرزهای متراکم کننده استخوان در تکنیک کرستال بالا بردن سینوس محبوبیت دارد. در پروتکلی به نام Versah lift، پس از بالا بردن غشای سینوس به روش ترنس کرستال، پیوند استخوانی خمیری NovaBone، با ریسک پایین سوراخ شدگی غشاء، وارد فضای به وجود آمده در زیر غشای سینوس می‌گردد. کاربرد بالینی و مثال‌های این تکنیک در فصل ۵ مطرح شده‌اند.

نتیجه‌گیری

مواد پیوند استخوان شایع‌ترین بایومتریال‌های مورد استفاده در دندانپزشکی هستند. بنابراین آگاهی کامل از خصوصیات بازسازی کننده هر نوع پیوند به منظور انتخاب صحیح در حین جراحی اهمیت بسیار زیادی دارد. اتوگرفت‌ها به دلیل خواص عالی استخوان‌سازی، هدایت تشکیل استخوان و القای تشکیل استخوان کماکان استاندارد طلایی هستند. کاربرد اتوگرفت‌ها در موارد چالش برانگیز افزایش ابعاد استخوان ضروری بوده و امکان مخلوط کردن آن‌ها با آلوگرفت‌ها یا زنوگرفت‌ها در موارد ناکافی بودن مقدار پیوند یا بهره‌گیری از ویژگی غیر قابل جذب بودن زنوگرفت‌ها وجود دارد. از سویی دیگر، آلوگرفت‌ها در مقادیر زیاد در دسترس بوده و ماده انتخابی استاندارد جایگزین محسوب می‌شوند. آلوگرفت‌ها بیشترین کاربرد را در دندانپزشکی داشته (بیش از ۵۰ درصد تمامی اعمال انجام شده در آمریکای شمالی) و جزئیات آن در سرتاسر این کتاب به بحث گذاشته شده است. زنوگرفت‌ها گروهی محبوب از مواد پیوند استخوانی هستند که اساساً دارای قابلیت عالی القای استخوانی نمی‌باشند. با این حال این پیوندها به علت غیر قابل جذب بودن کاربرد رایجی در دندانپزشکی دارند. به همین دلیل زنوگرفت‌ها اغلب به منظور حفظ حجم در پی اعمال جراحی افزایش ابعاد استخوان، با سایر پیوندهای استخوانی مخلوط می‌گردند. آلوپلاست‌های صناعی آخرین گروه مواد پیوند استخوانی هستند. این پیوندها دارای قابلیت ساخت استخوان به مانند دیگر انواع پیوند نبوده و معمولاً در دندانپزشکی ایمپلنت مورد استفاده

1. Holistic
2. Paste-like