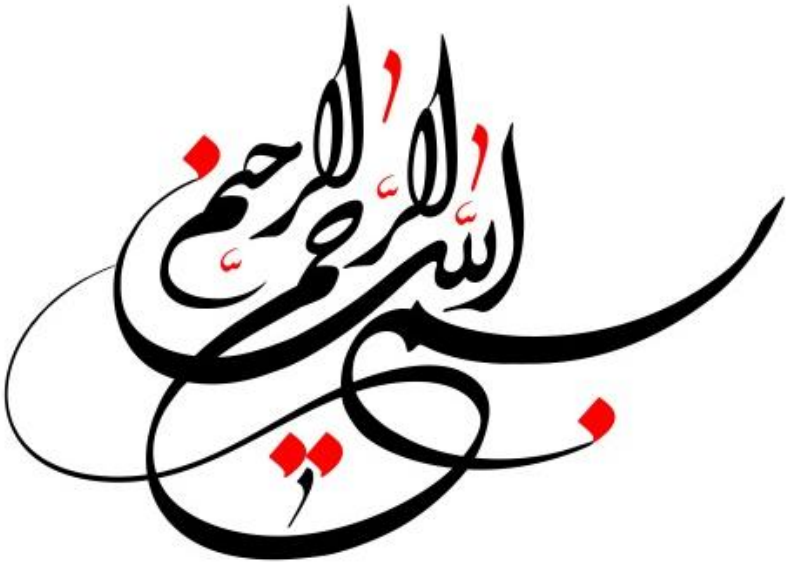

بسم الله الرحمن الرحيم

اکسیر سبز

ایمپلنت‌های دندانی

میش 2021

فصول آزمون بورد تخصصی پریودانتیکس

ترجمه و تلخیص:

دکتر آذین خرّم‌دل

استادیار بخش پریودنتولوژی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی علوم پزشکی تبریز

دکتر سید امین موسوی

استادیار بخش پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

دکتر توحید بابائی

رزیدنت پریودونتولوژی دانشکده دندان‌پزشکی قزوین

1401

خدمتی دیگر ...

تمامی حقوق مادی و معنوی این اثر برای ناشر محفوظ است. لذا هرگونه تکثیر و بازنویسی مطالب به هر نحو ممکن در هرگونه رسانه، کتاب، مجله، جزوه و لوح فشرده بدون اجازه کتبی ناشر شرعاً حرام است و موجب پیگرد قانونی می‌شود.

نام کتاب:	**اکسیر سبز ایمپلنت‌های دندانی (میش 2021)** **فصول آزمون بورد تخصصی پریودانتیکس**
ترجمه و تلخیص:	دکتر آذین خرّم‌دل، دکتر سیدامین موسوی، دکتر توحید بابائی
ناشر:	انتشارات آرتین‌طب
مدیر تولید:	مهندس معصومه لاری
تایپ و صفحه‌آرایی:	معصومه زیرک
نوبت چاپ:	اول /1401
تیراژ:	100
لیتوگرافی:	ندای دانش
چاپ:	غزال
صحافی:	غزال
شابک:	۹۷۸-۶۲۲-۲۹۳-۳۴۱-۸
بها:	۱۸۰.۰۰۰ تومان

مرکز پخش:

تهران، بلوار کشاورز، خیابان 16 آذر، پلاک 68 ، طبقه سوم، انتشارات آرتین‌طب

تلفن : 88971400 فکس: 88995141

Email: Artinteb@yahoo.com
Site: artinteb.ir

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

فصل 3: اصول فانکشنال طراحی ایمپلنت‌های دندانی 7
فصل 4: فیزیولوژی، متابولیسم و بیومکانیک استخوان 13
فصل 5: بیومتریال‌ها در ایمپلنت‌های دندانی 18
فصل 7: تئوری درمان استرس در دندانپزشکی ایمپلنت 25
فصل 8: طرح درمان: فاکتورهای نیرو مرتبط با بیمار 38
فصل 9: سطوح ایمپلنت‌های دندانی 55
فصل 15: طرح درمان ایمپلنت با استفاده از رادیوگرافی CBCT 64
فصل 16: استخوان موجود و طرح درمان‌های ایمپلنت 69
فصل 17: انتخاب‌های پروتزی در دندانپزشکی ایمپلنت 77
فصل 18: دانسیته استخوان: فاکتور کلیدی در طرح درمان 86
فصل 19: طرح درمان‌های مرتبط با موقعیت‌های کلیدی و تعداد ایمپلنت 92
فصل 22: جایگزینی تک دندان و چند دندان: گزینه‌های درمانی 100
فصل 23: طرح درمان برای بی‌دندانی خلف ماگزیلا 107
فصل 24: بی‌دندانی مندیبل: طرح درمان ثابت در مقابل متحرک 118
فصل 25: بی‌دندانی ماگزیلا: طرح درمان ثابت در مقابل متحرک 126
فصل 26: تکنیک‌های پایه جراحی و تجهیزات لازم 134
فصل 27: پروتکل جراحی جایگذاری ایمپلنت 144
فصل 28: موقعیت ایده‌آل ایمپلنت 163
فصل 29: قراردهی ایمپلنت در ناحیه قدام ماگزیلا 169
فصل 30: مفاهیم آناتومیک مندیبل جهت جراحی ایمپلنت 184
فصل 31: مشکلات و عوارض ایمپلنت دندانی 196
فصل 32: پروتکل قراردهی ایمپلنت به روش فوری 235
فصل 34: کشیدن غیرتروماتیک دندان و گرفت ساکت 238
فصل 37: آناتومی، پاتولوژی و جراحی گرفت سینوس ماگزیلاری 245
فصل 41: تشخیص بیماری‌های اطراف ایمپلنت، طبقه‌بندی، علت و درمان 256
فصل 42: نگه‌داری ایمپلنت: موفقیت طولانی‌مدت ایمپلنت 274

مقدمه

در دسترس قرار دادن منابع علمی معتبر دندانپزشکی یکی از رسالت‌های مجامع علمی است، رشد و شکوفایی علم جز با تلاش و به اشتراک‌گذاشتن دستاوردهای علمی امکان‌پذیر نمی‌باشد. مبرهن است برای کلمه به کلمه‌ی منابع ارزشمند علمی ساعت‌ها، روزها و سال‌ها تلاش صورت گرفته است. و اینک به عنوان عضو کوچکی از جامعه‌ی علمی دندانپزشکی این مجموعه را با همکاری رزیدنت پرتلاش و ساعی پریودنتیکس دانشکده دندانپزشکی قزوین جناب آقای دکتر توحید بابایی گردآوری و در دسترس همکاران محترم، دستیاران تخصصی و دانشجویان گرامی قرار داده‌ایم. درمان ایمپلنت امروزه درحال تبدیل شدن به درمان روتین در بی‌دندانی‌های نسبی و کامل می‌باشد و مطالعه‌ی این کتاب جهت بالا بردن دانش علمی همکاران خالی از لطف نخواهد بود. در پایان از تمامی همکاران و دانش‌پژوهان گرامی خواهشمند است پیشنهادات و انتقادات خود را جهت ارتقا کیفیت ترجمه و یا تهیه خلاصه از منابع رفرنس علمی با ما درمیان بگذارند. در پایان لازم می‌دانیم از زحمات انتشارات آرتین‌طب در به چاپ رسانیدن کتاب حاضر تقدیر و تشکر نمایم.

دکتر آذین خرم‌دل ـ دکتر سید امین موسوی ـ دکتر توحید بابایی

فصل 3

اصول فانکشنال طراحی ایمپلنت‌های دندانی

■ براساس گزارش Albrektsson و همکاران کم‌ترین میزان failure در ایمپلنت‌های Nobel Direct one-piece مربوط به ایمپلنت‌هایی با قطر 4/3 میلی‌متر بود.
■ استخوان بیش‌ترین مقاومت را در برابر نیروهای فشاری، مقاومت کم‌تر در برابر نیروهای کششی و مقاومت بسیار کم‌تری را نسبت به نیروهای برشی دارد.
■ میانگین نیروهای جویدن در ناحیه مولر نزدیک 200 psi در مردان و 135psi در زنان با تنوع قابل ملاحظه می‌باشد.

ژئومتری ایمپلنت

■ سطح تماس استخوان ـ ایمپلنت موجود برای توزیع نیروهای اکلوزالی فشاری، مؤثرترین ناحیه برای انتقال نیرو به استخوان ساپورت‌کننده است.
■ استرس‌های استخوان کرستال هنگامی که ضخامت آن کم‌تر از 2mm باشد بیش‌ترین میزان است.
■ هر قدر دانسیته استخوانی کاهش می‌یابد surface area بیشتری از ایمپلنت برای توزیع نیروهای اکلوزالی مورد نیاز است.
■ نقش قطر ایمپلنت روی survival طولانی مدت ایمپلنت‌های دندانی در خلف ماگزیلا، ثانویه است.
■ با هر 1 میلی‌متر افزایش در قطر ایمپلنت، احتمال شکستگی ایمپلنت 96/9 درصد کاهش می‌یابد.

خصوصیات ایمپلنت

■ Taper در ناحیه Collar ایمپلنت، استرس استخوان کرستال را افزایش می‌دهد. در واقع مساحت سطح Collar ایمپلنت توزیع استرس در ناحیه کرستال را دیکته می‌کند.
■ ایمپلنت با سطح Collar بیشتر نسبت به ایمپلنت با Collar کوچک‌تر، استرس را در ناحیه کرستال کاهش می‌دهد.

■ میزان تماس استخوان ـ ایمپلنت در ناحیه مارژینال ایمپلنت‌ها در گروه دارای microthread در کولار بالاتر از ایمپلنت‌های گروه کنترل بود.

■ براساس مطالعات تفاوت در حفظ سطوح استخوان مارژینال بین ایمپلنت‌های با و بدون platform switching با تفاوت در میکروبیتای اطراف ایمپلنت همراه نیست.

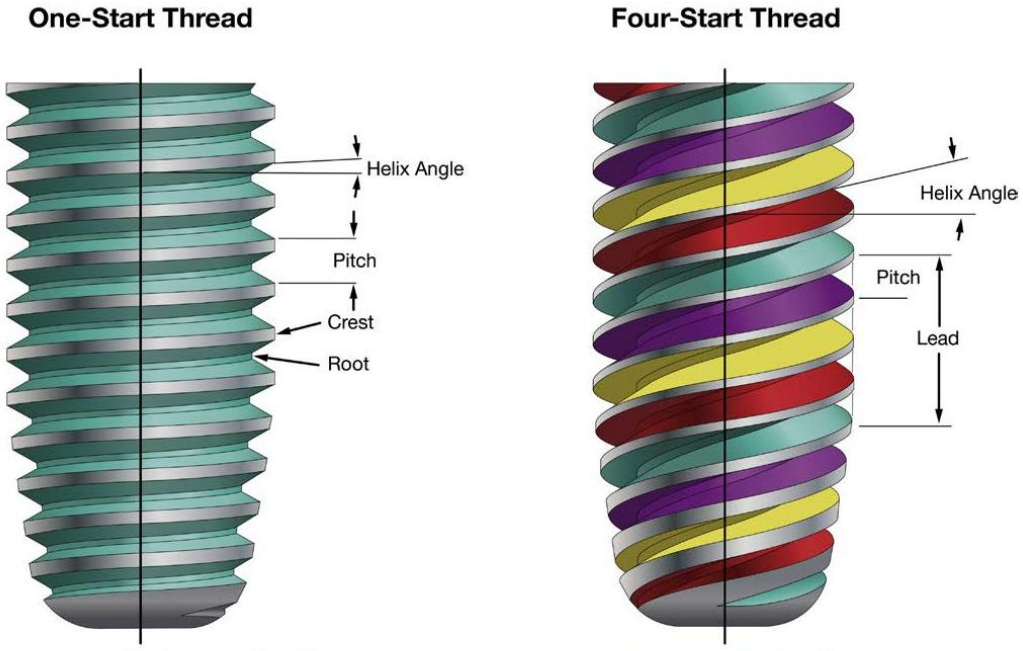
■ platform switching در حفظ سطوح استخوان مارژینال نقش دارد، اگرچه فرایندهای بیولوژیک و بیومکانیک آن درحال حاضر به طور کامل درک نشده است.

■ براساس مطالعه Quaresma و همکاران، ایمپلنت با کانکشن Conical متصل به یک اباتمنت محکم کونیکال داخلی، نسبت به ایمپلنت با کانکشن internal hexed، استرس کم‌تری روی استخوان آلوئل و پروتز و بالعکس استرس بیشتری روی اباتمنت ایجاد می‌کند.

■ برای یک single start thread، pitch و Lead یکسان هستند. برای multi start thread، Lead معادل چند pitch است و در یک two start thread، Lead 3 برابر pitch است.

■ Thread pitch کوچک‌تر تماس استخوان ایمپلنت و ثبات اولیه از زمان قراردهی ایمپلنت را افزایش داده و استخوان رسوب یافته جدید به مقدار بیش‌تری ایجاد می‌کند.

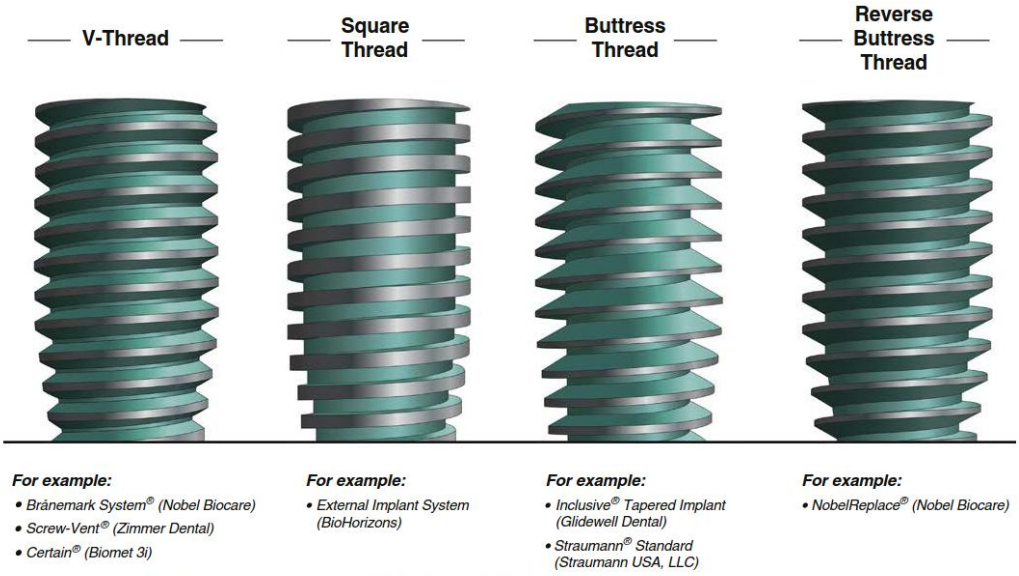
■ براساس مطالعه Hassan و همکاران، کاهش تعداد thread ها در گردن neck ایمپلنت منجر به کاهش در استرس‌های ایجاد شده در هر دو نوع استخوان می‌شود.



• **Fig. 3.17** Depiction of the thread characteristics of screw-type dental implants, including helix angle, pitch, lead, crest, and root. (*Image courtesy of Glidewell Dental, Newport Beach, California*)

■ Thread pitch نقش مهم‌تری در محافظت از ایمپلنت‌های دندانی تحت نیروهای آگزیالی نسبت به نیروهای باکولینگوالی دارد و thread pitch های بیش از 0/8 میلی‌متر انتخاب اپتیمال برای ایمپلنت Thread دار با درنظر گرفتن ملاحظات بیومکانیکال است.

✓ **شکل Thread**



• **Fig. 3.19** Thread shapes of dental implants (V-thread, square, buttress, and reverse buttress). (*Image courtesy of Glidewell Dental, Newport Beach, California*)

■ Thread های مربع و با ترس دارای flank of the thread هستند که نیرو را تقریباً عمود به محور thread به استخوان منتقل می‌کنند.

■ بسیاری از طرح‌های ایمپلنت‌های امروزی از با ترس برای انتقال نیروهای فشاری استفاده می‌کنند و تعداد کمی از طرح‌های ایمپلنت مربعی استفاده کرده‌اند.

■ کارآزمایی‌های کلینیکی انسانی نشان داد ایمپلنت‌های با بارگذاری فوری عملکرد بسیار خوبی را در اشکال variable thread و با ترس معکوس بعد از 3 سال در فانکشن نشان داده‌اند. اشکال با ترس و مربعی شکل از آن‌جا که Thread flake آن‌ها نیروهای وارده بر استخوان را تقریباً به صورت عمود بر محور ایمپلنت منتقل می‌کنند، شکل اپتیمال thread ایمپلنت تحت نیروهای آگزیالی هستند.

■ thread depth :

- به فاصله بین root و کرست Thread اطلاق می‌شود.
- هرچه Thread عمیق‌تر باشد سطح موجود برای انتقال نیروهای فشاری به استخوان ساپورت‌کننده بیش‌تر می‌شود.
- افزایش عمق Thread منجر به افزایش تورک insertion در استخوان می‌شود.

- ✓ در یک آنالیز finite element عمق thread اثر بیش‌تری از عرض آن روی استرس استخوان و ثبات اولیه ایمپلنت داشت.
- ✓ در مقایسه دو حالت افزایش عمق thread (افزایش قطر major ایمپلنت در مقایسه با کاهش قطر مینور thread):

ـ هر دو روش موجب افزایش عمق Thread می‌شود اما افزایش قطر major ایمپلنت، surface area بیشتر و قابلیت بیشتری برای توزیع نیروها ایجاد می‌کند.

■ ناحیه اپیکال ایمپلنت:

- ناحیه اپیکالی ممکن است شامل یک hole یا slot در بدنه ایمپلنت باشد که اجازه رشد استخوان به درون آن و افزایش انکوریج در برابر نیروهای torsional مانند برداشتن healing abutment و healing screw را برسد.
- نقش نواحی صاف یا groove های محیطی روی بدنه ایمپلنت که از اپیکال منشأ گرفته‌اند، تثبیت ایمپلنت در برابر rotation محیطی و کمک به insertion می‌باشد.

■ متریال ایمپلنت:

- بایستی مقاومت کافی نسبت به خوردگی و سایش داشته و تا جایی که ممکن است modulus of elasticity آن‌ها به استخوان مجاور نزدیک باشد.

■ زیست‌سازگاری

- آلیاژ تیتانیومی که اغلب استفاده می‌شود تیتانیوم Grade 5 است که شامل 6 درصد آلومینیوم، 4 درصد وانادیوم به عنوان عناصر آلیاژی می‌باشد.
- زیرکونیا اگرچه همانند تیتانیوم و آلیاژهای تیتانیوم به طور شایع استفاده نشده است اما زیست‌سازگاری آن در بررسی‌های آزمایشگاهی و کلینیکی اثبات شده است، همچنین خصوصیات میکرواستراکچر جذابی داشته و استئوکنداکتیو می‌باشد.

■ استحکام:

TABLE 3.6 The Mechanical Properties of Titanium Grades 1, 4, 5, and 23

Titanium Grade	Modulus of Elasticity	Tensile Strength, min
Grade 1	100 GPa	240 MPa
Grade 4	105 GPa	550 MPa
Grade 5	109 GPa	895 MPa
Grade 23	114 GPa	828 MPa

Min, minimum. From ASTM International. *ASTM B348-13, Standard Specification for Titanium and Titanium Alloy Bars and Billets*. West Conshohocken, PA: ASTM International; 2013; www.astm.org.

- خصوصیات تیتانیوم خالص تجاری از Grade 1 تا 4 و آلیاژهای تیتانیوم از Grade 5 به بالا توصیف می‌شوند. تیتانیوم Grade 2 بیش از دو برابر قوی‌تر از تیتانیوم Grade 1 است. و تیتانیوم Grade 5 بیش از 60 درصد قوی‌تر از Grade 4 است. Grade 23 یک نوع با خلوص بیش‌تر از Grade 5 با ویژگی‌های fatigue بهتر است.

* نکات جدول:

1ـ MOE با بالا رفتن Grade افزایش می‌یابد.

2ـ Tensile sstrength :

$$\left.\begin{matrix} 5 > 4 > 1 \\ 4 < 23 < 5 \end{matrix}\right\}$$

- زیرکونیا استحکام Compressive بسیار بیش‌تری از تیتانیوم دارد اگرچه استحکام Bending آن نسبتاً ضعیف است و به نیروهای Bending حساس است.
- fatigue strength خصوصیات مرتبط‌تری با شکست ایمپلنت دارد.

■ مقاومت به خوردگی:

- زیرکونیا مستعد تخریب در دمای پایین است.
- زیرکونیوم دی‌اکساید 3 حالت کریستالین دارد :

مونوکلینیک در دمای اتاق، تتراگونال در دمای بالای 1170 درجه و cubic در دمای بالای 2100 درجه سانتی‌گراد.

■ زیرکونیای دندانی در وضعیت تتراگونال از طریق افزودن yttrium oxide تثبیت می‌شود.

■ حالت کریستالین تتراگونال مسئول استحکام و fracture toughness بالای آن می‌باشد.

■ تماس با آب می تواند زیرکونیا را از فاز تتراگونال قوی‌تر به فاز ضعیف‌تر مونوکلینیک تغییر دهد.

■ MOE :

- هنگامی که MOE ا یمپلنت و استخوان اطراف مطابقت نداشته باشند، انتقال استرس بین ایمپلنت و استخوان compromised می‌شود.
- میانگین MOE استخوان کورتیکال متراکم تقریباً Gpa 16 است.
- سرامیک زیرکونیا بسیار سفت (stiff) است (200GPa)

اساس فانکشنال طرح درمان ایمپلنت

■ یک سطح ماشین شده نسبت به سطح خشن در ناحیه فوقانی Collar ایمپلنت، طی پروسه ترمیم زخم اولیه مفیدتر است.

■ Collar ایمپلنت باید حداقل قطر مشابه یا کمی بزرگ‌تر از ایمپلنت داشته باشد.

■ ناحیه Collar ایمپلنت همچنین باید دارای microthread باشد تا به توزیع استرس در ناحیه استخوان کورتیکال و حفظ سطوح استخوان مارژینال کمک کند.

■ از میان انواع کانکشن‌های پروتزی اینترنال، امروزه کانکشن‌های پروتزی Conical بهترین خصوصیات را دارند.

■ مطالعات توصیه می‌کنند که Thread pitch بین 0/8 و 1/6 میلی‌متر براساس شکل و عمق thread اپتیمال است.

■ Thread های به شکل با ترس و مربعی، نیروها را تقریباً به صورت عمود بر محور ایمپلنت به استخوان منتقل می‌کنند.

■ به نظر می‌رسد عمق thread بیش از 0/4 میلی‌متر برای کاهش استرس در استخوان‌های با تراکم متوسط بیشترین سودمندی را داشته باشد.

فصل 4

فیزیولوژی، متابولیسم و بیومکانیک استخوان

■ چون اعمال نیروها در ماگزیلا اساساً به صورت فشاری است، از لحاظ ساختاری شبیه مهره ستون فقرات است.

■ نیروی وارده بر اجزای ساختار افقی در جمجمه به صورت کششی و برای اجزای عمودی به صورت فشاری می‌باشد.

■ دو شکل ویژه کلاژن را می‌توان در همان استئون یا استئون‌های مجاور مشاهده کرد:

1ـ الیاف کلاژن با جهت‌گیری طولی که در برابر کشش مقاومت می‌کنند.

2ـ الیاف کلاژن عرضی که در برابر فشرده شدن ساپورت لازم را فراهم می‌کنند.

■ روش فلوروکروم چندتایی، یک روش قدرتمند برای ارزیابی رشد، ترمیم، تطابق فانکشنال و پاسخ به نیروهای اعمال شده است.

■ استحکام اولیه یک استخوان جدید نتیجه‌ی فرآیند معدنی شدن اولیه با واسطه سلولی است، اما استحکام نهایی توسط معدنی شدن ثانویه تعیین می‌شود که فرایند فیزیوشیمیایی رشد کریستالی است.

■ حفره تمپورال تا حد معینی می‌تواند با رشد و نیروهای فانکشنال تطابق حاصل کند، اساساً در جهت قدامی خلفی؛ اما محل اصلی رشد و تطابق اسکلتی کندیل مندیبل است.

■ فرایندهای لیبلینگ اتورادیوگرافیک که اغلب در تحقیقات استخوانی استفاده می‌شوند، لیبلینگ اچ تیمیدین در سنتز DNA سلولی (فاز 5) و اچ پرولین از ماتریکس تازه تشکیل یافته استخوان است.

طبقه‌بندی بافت استخوانی

■ نخستین استخوانی که شکل می‌گیرد تقریباً استخوان woven نابالغ است. استخوان woven فشرده می‌شود تا استخوان Composite شکل گیرد (استئون‌های اولیه) و بعد از آن به استخوان لاملار ریمدل می‌شوند.

1ـ استخوان woven

■ نخستین استخوانی که در واکنش به ترمیم زخم شکل می‌گیرد از نوع woven می‌باشد.

■ این استخوان در شرایط طبیعی و با ثبات در یک اسکلت بالغ یافت نمی‌شود بلکه فشرده می‌شود تا نهایتاً به استخوان لاملار تبدیل شود یا اگر پیش از بلوغ بارگذاری شود به سرعت تحلیل می‌رود.

2ـ استخوان لاملار

■ استحکام کامل استخوان لاملار که یک ایمپلنت داخل استخوانی را ساپورت می‌کند تا حدود یک سال پس از جاگذاری به دست نخواهد آمد.

■ استخوان فرد بالغ به طور کامل از انواع ریمادل شده تشکیل شده است: استئون و استخوان اسفنجی ثانویه

3ـ استخوان مرکب (Composite)

■ یک نوع مهم از استخوان حد واسط در واکنش فیزیولوژیک به بارگذاری فانکشنال است.

■ معمولاً بافت استخوانی غالب برای تثبیت (stabilization) طی فرایند اولیه ترمیم پس از عمل بشمار می‌آید.

■ گرچه استخوان مرکب می‌تواند بافتی استخوانی با کیفیت بالا و تحمل‌کننده نیرو باشد اما در نهایت به استئون‌های ثانویه ریمادیل می‌شود.

4ـ استخوان باندل (Bundle Bone)

■ یک تطابق فانکشنال از ساختار لاملار است که امکان اتصال لیگامان‌ها را فراهم می‌کند.

■ خطوط عمود بر هم به نام الیاف شارپی، عمده‌ترین مشخصه استخوان باندل می‌باشد.

مدلینگ و ریمادلینگ

■ در مدلینگ نواحی مجزای تحلیل و تشکیل فرم استخوان را تغییر می‌دهند (شکل، سایز یا هر دو). در ریمادلینگ یک توالی دوگانه مشخص از تحلیل و تشکیل ایجاد می‌شود که استخوان موجود را جایگزین می‌کند.

■ مدلینگ استخوان پروسه غالب رشد صورت و تطابق نسبت به نیروها از قبیل هدگیر، اکسپنشن سریع پالاتال و دستگاه سرفانکشنال است.

■ تغییرات مادلینگ برخلاف ریمادلینگ در رادیوگرافی‌های بالینی مشاهده نمی‌شود.

■ تصور می‌شود استئوبلاست‌ها و استئوکلاست‌ها از طریق Coupling factor ها با هم ارتباط دارند و TGF-β یک عامل اتصالی است.

■ با ثبات‌ترین لندمارک‌های استخوانی برای سوپرایمپوزیشن سفالومتری براساس نظر Melsen :

1ـ قوس قدامی سلاتورسیکا

2ـ صفحه غربالی

3ـ قوس داخلی استخوان فرونتال

■ قابل اعتمادترین روش برای تعیین تکمیل رشد پس از پایان بلوغ برای تعیین طرح درمان ایمپلنت، سوپرایمپوز تریسینگ‌های رادیوگرافی / سفالومتری متوالی می‌باشد.
■ بعد از استئوتومی یا جاگذاری ایمپلنت، تشکیل کالوس و تحلیل مارژین‌های نکروتیک فرایند مارلینگ را تشکیل داده و جایگزینی داخلی استخوان کورتیکال غیرزنده در برگیرنده این ناحیه ریمادلینگ می‌باشد.
■ RAP که بخش مهمی از ترمیم پس از جراحی را شامل می‌شود نوعی ریمادلینگ موضعی محسوب می‌شود.

بخش ساختاری و متابولیک

■ بخش ساختاری استخوان کورتیکال در قسمت خارجی Cortex نسبتاً پایدار استف اما بخش متابولیک در سطح داخلی به شدت واکنشی است.
■ اضافه شدن بافت استخوانی جدید در سطح اندوستئال (داخلی)، تأثیر اندکی بر روی استحکام کلی استخوان دارد.

متابولیسم استخوان

■ تنظیم دقیق سطوح کلسیم سرم در حدود 10 میلی‌گرم در دسی‌لیتر برای هدایت جریان عصبی و عملکرد عضلات ضروری است.
■ حتی در موارد آتروفی شدید اسکلتی، کورتکس خارجی زوائد آلوئولار و لامینادورای اطراف دندان‌ها حفظ می‌شود.
■ هومئوستاز کلسیم توسط 3 مکانیسم ساپورت می‌شود:
1ـ جریان سریع کلسیم از bone fluid (در عرض چند ثانیه)
2ـ پاسخ کوتاه‌مدت توسط استئوبلاست‌ها و استئوکلاست‌ها (از چند دقیقه تا چند روز)
3ـ کنترل بلندمدت (هفته‌ها یا ماه‌ها)
■ در محدوده‌ی فیزیولوژیک، حفظ هومئوستاز کلسیم بدون استخوان امکان‌پذیر است، اما بالانس منفی پایدار سدیم، تنها با برداشت کلسیم از سطوح استخوانی قابل جبران است.
■ فاکتورهای کنترل کننده مارلینگ استخوان

فاکتور	پیک لود در میکرواسترین
مکانیکال:	
1ـ آتروفی Disuse	< 200
2ـ Bone maintenonce	200-2500
3ـ هایپرتروفی فیزیولوژیک	2500-4000
4ـ Overload پاتولوژیک	< 4000
اندوکرین :	هورمون‌های متابولیک استخوان (PTH، vitD، کلسی‌تونین) هورمون‌های رشد (سوماتوتروپین، IGF-1، IGFII)

■ فاکتورهای کنترل‌کننده ریمادلینگ استخوان

متابولیک:
ـ پاراتیروئید : ↑ فرکانس activation
ـ استروژن: ↓ فرکانس activation
مکانیکال: (میکرواسترین)
< 1000 ریمادلینگ بالا
> 2000 ریمادلینگ پایین

حفظ کنیم:

■ بالانس کلسیمی صفر وضعیت متابولیک ایده‌آل برای حفظ توده اسکلتی است. حفظ استخوان نیازمند رژیم غذایی مطلوب، تعادل اندوکرین و ورزش کافی است.

رژیم غذایی

■ در انسان بالغ توصیه شده مقدار مصرف کلسیم روزانه 1000 تا 1500 mg باشد.

■ استروژن اثر مستقیمی روی استخوان دارد، این هورمون کلسیم اسکلتی را با سرکوب فرکانس فعالیت ریمادلینگ استخوان حفظ می‌نند.

■ tamoxifen یک آنتی‌استروژن است برای درمان برخی از انواع سرطان سینه بکار می‌رود و در زنان یائسه اثرات مفید مشابهی همچون استروژن بر روی استخوان دارد.

■ رالوکسیفن (اوسیت) خطر استئوپروز و بیماری‌های قلبی را بدون آن که باعث افزایش خطر سرطان سینه شود کاهش می‌دهد.

■ گرچه بخش متابولیک استخوان کورتیکال می‌تواند به عنوان یک منبع جایگزین عمل کند اما منبع اصلی کلسیم سرم در شرایط با ثبات استخوان ترابکولار است.

■ مهم‌ترین ریسک فاکتور برای ایجاد استئوپروز، سن می‌باشد.

بیومکانیک

■ تمایز استئوبلاست‌ها که منجر به تشکیل استخوان می‌شود با نیروهای مکانیکی تحریک می‌شود اما با بی‌وزنی متوقف می‌شود.

■ استئوژنز پری‌وسکولار یک مکانیسم منحصر به PDL و سوچورها نبوده بلکه تحت شرایط استئوژنز متفاوت، منشأ استئوبلاست‌ها در تمام بدن است.

■ از نظر کلینیکی منشأ پری وسکولار استئوبلاست‌ها یک اصل مهم جراحی را تأیید می‌کند: حفظ منابع خونی برای ترمیم مطلوب استخوان ضروری است.

■ درجه ریمادلینگ در اینترفیس برای ایمپلنت‌های Thread دار در استخوان Tap شده در مقایسه با ایمپلنت‌های تیتانیومی با سطح صاف بیشتر است.

■ برخورد ناخواسته با PDL و ریشه دندان مجاور همچنان می‌تواند یک نتیجه قابل قبول فراهم آورد (در ایمپلنت‌های انکوریج ارتودنسی). اگر ریشه Cut شود ترمیم سمان رخ می‌دهد، PDL مجدداً ارگانیزه می‌شود و سطح ایمپلنت با بافت استخوانی استئواینتگریت می‌شود، هیچ شواهدی از انکیلوز دندان وجود ندارد.

فصل 5

بیومتریال‌ها در ایمپلنت‌های دندانی

خصوصیات فیزیکی و مکانیکی

■ میزان حداکثر تحمل نیروها با افزایش تعداد سیکل‌های بارگذاری کاهش می‌یابد و با رسیدن به 10^6-10^7 سیکل به حد خستگی (fatigue Limit) می‌رسد.

■ Fatigue Limit مواد فلزی سازنده ایمپلنت 50% حداکثر استحکام کششی آن‌ها می‌باشد.

■ برای به حداقل رساندن Brittle fracture، قابلیت مفتول شدگی باید حداقل 8 درصد باشد.

Corrosion و Biodegradation

■ Williams سه نوع خوردگی مرتبط با ایمپلنت‌های دندانی را معرفی کرده است:

1ـ **Stress Corrosion Crackling (SCC)**

تلفیق استرس مکانیکی و قرارگیری در محیط ایجاد کننده کروژن می‌تواند با ایجاد ترک منجر به شکستن مواد فلزی شود درحالی که هیچ یک از این دو به تنهایی باعث شکستگی نمی‌شوند.

2ـ **Galvanic Corrosion (GC)**

- در اثر تماس مالشی در یک محیط corrosive از دست رفتن یون‌های فلزی تسریع می‌شود.
- FC در طول اینترفیس بادی ـ سوپراستراکچر دیده می‌شود.

- Localized pitting corrosion اغلب در اثر یون‌های کلراید در لایه غیرفعال ایمپلنت مشاهده می‌شود.

سمیت و ملاحظات مربوط به آن

■ یون‌های کروم و تیتانیوم به صورت موضعی و در غلظت پایین واکنش ایجاد می‌کنند اما کبالت، مولیبدن و نیکل به علت اینکه در غلظت بالا حل نشده باقی می‌مانند سمیت سیتمیک ایجاد می‌کنند.

فلزات و آلیاژها

1ـ تیتانیوم و Ti6AL4V

■ در این گروه اکسید غیرفعال تشکیل می‌شود و نواحی از ایمپلنت که طی جاگذاری در استخوان خراشیده یا ساییده می‌شدند مجدداً اکسید (غیرفعال) می‌گردند و این خصوصیت یکی از مهم‌ترین خصوصیات قابل ملاحظه در ارتباط با استفاده از تیتانیوم در ایمپلنت‌های دندانی است.

■ تیتانیوم MOE و استحکام کششی پایینی در مقایسه با سایر آلیاژها دارد.

■ Fatigue Strength 50 درصد کم‌تر از استحکام کششی است، بنابراین طراحی ایمپلنت اهمیت ویژه‌ای دارد و از ایجاد زوایای تیز با بخش‌های نازک در نواحی تحت tension یا shear بایستی پرهیز شود.

■ MOE تیتانیوم 5 برابر بیش‌تر از استخوان متراکم می‌باشد و MOE آلیاژ از تیتانیوم بیش‌تر است.

■ از لحاظ مکانیکی، تیتانیوم نسبت به آلیاژهای خود قابلیت مفتول‌شدگی (خم شدگی) بسیار بیش‌تری دارد.

2ـ آلیاژهای با پایه کبالت ـ کروم ـ مولبیدن

■ کبالت تعیین‌کننده خصوصیات اصلی آلیاژ است و فاز continous را ایجاد می‌کنند.

■ فاز secondary توسط کبالت کروم مولبیدن نیکل و کربن ایجاد می‌شود.

■ وظیفه‌ها:

1ـ کروم: مقاومت به کروژن

2ـ مولبیدن: استحکام و مقاومت به خوردگی

3ـ کربن : قابلیت مفتول شدن

■ کم‌ترین قابلیت مفتول‌شدگی در بین آلیاژهای ایمپلنت را دارا می‌باشند.

3ـ آلیاژهای با پایه آهن ـ کروم (Stainless-Steel)

■ این نوع آلیاژ بیش‌تر از سایر آلیاژهای ایمپلنت در معرض شکاف و سوراخ‌شدگی متعاقب biocorresion می‌باشد.

■ در بیماران با آلرژی به نیکل نباید استفاده شود.

■ مزیت : خصوصیات مکاینکی و هزینه

4ـ سایر فلزات و آلیاژها

طلا ـ پلاتین ـ پالادیوم ← نسبتاً Low Strength با قیمت و دانسیته بالا

سرامیک‌ها و کربن‌ها

1ـ اکسید آلومینیوم، تیتانیوم و زیرکونیوم

■ به علت مقاومت به شکست کم و قیمت بالا برای ایمپلنت‌های ساب‌پریوستئال مناسب نمی‌باشد.

■ سرامیک‌ها اینترفیس مستقیمی را با استخوان مشابه استئواینتگریشن ایمپلنت‌های تیتانیومی برقرار می‌کنند.
■ سطوح خشن و سخت این مواد می‌تواند باعث سایش سایر مواد و به جا ماندن بقایایی در محل تماس می‌شود.

2ـ سرامیک‌های Bioactive و Biodegradable بر پایه فسفات کلسیم

■ آگمنتاسیون و جایگزینی استخوان ← ترکیب ظاهری نسبتاً مشابهی با بخش معدنی استخوان دارد.
■ ایمپلنت‌های اندوستئال و ساب‌پریوستئال ← با هدف کلی ارتقا سازگاری زیستی سطحی و دوام ایمپلنت
■ مزایای مهم سرامیک‌های کلسیم فسفات (CPC):
1ـ ترکیب شیمیایی مشابه بافت‌های بیولوژیک
2ـ حداقل رسانایی حرارتی و الکتریکی به همراه قابلیت ایجاد سد فیزیکی و شیمیایی در برابر انتقال یون
3ـ MOE نزدیک‌تر به استخوان
4ـ رنگ مشابه استخوان عاج مینا
■ برخی معایب (CPC) :
1ـ استحکام کششی و برشی نسبتاً کم تحت fatigue Loading
2ـ متغیر بودن حلالیت
3ـ اتصال نسبتاً ضعیف با برخی بوستراها
4ـ به‌طور کلی این دسته استحکام، سختی و MOE پایین‌تری از سایر موادی که گفته شد را دارند.
■ خصوصیات سرامیک‌های بایواکتیو:
• یکی از جنبه‌های مهم در خصوص CPC ها واکنش احتمالی آن‌ها با آب است که جذب آب می‌تواند سایر ترکیبات را به HA تبدیل کند.
• موادی شکننده هستند که استحکام فشاری آن‌ها بالاتر از استحکام کششی می‌باشد.
• پوشش CPC بر روی بیومتریال‌های فلزی (با پایه کبالت و تیتانیوم) کاربرد رایجی در ایمپلنت‌های دندانی یافته است که غالباً توسط plasma spraying با ضخامت 70-50 میلی‌متر انجام می‌شود.
■ سرامیک‌های Bioactive شامل مواد CaPo4 نظیر HA، TCP، کربنات کلسیم (Coral) در ایمپلنت‌های دندانی کاربرد وسیعی دارند.
■ به طور کلی حلالیت TCP بیشتر از HA می‌باشد.
■ هرچه خلل و فرج بیش‌تر باشد سرعت تحلیل استخوان پیوند سریع‌تر خواهد بود. به عنوان مثال اشکال متراکم کریستال HA ممکن است بیش از 15 سال در استخوان باقی بماند درحالی‌که انواع macro porous 5 سال و microporous تنها 6 ماه باقی می‌مانند.
■ هرچه میزان تبلور HA کم‌تر باشد سرعت تحلیل و جذب بیش‌تر خواهد بود.
■ با کاهش pH ناحیه پیوند استخوان شده، اجزای استخوان زنده (به‌طور اولیه CaPo4) تحلیل می‌رود و از نظر شیمیایی ناپایدار می‌گردد.

3ـ کربن و کربن سیلیکون:

■ ترکیبات کربن به علت خنثی بودن از لحاظ شیمیایی و فقدان قابلیت مفتول شدگی، معمولاً به عنوان سرامیک دسته‌بندی می‌شوند. (هرچند قابلیت رسانایی الکتریکی و حرارتی دارند.)

4ـ زیرکونیا

■ مواد پایه زیرکونیا flexural strength و مقاومت به شکست بهتری نسبت به انواع اولیه ایمپلنت سرامیکی دارند.

■ شیوع آلرژی به تیتانیوم تقریباً 0/6 درصد می‌باشد.

■ دو شکل فرم‌های زیرکونیا:

1ـ کریستالین ← نرم، سفید، چکش‌خوار

2ـ آمورف ← آبی سیاه و به فرم پودر

■ سه فاز کریستالین در ایمپلنت‌های زیرکونیایی:

1ـ فاز Manoclinic (m) ← در دمای اتاق موجود و تا 1170 درجه سانتی‌گراد باقی می‌ماند.

2ـ فاز Tetragonal (t) ← در دمای بالاتر از 1170 تا 2370 درجه سانتی‌گراد وجود دارد.

3ـ فاز Cubic (c) ← در دمای 2370 درجه ظاهر می‌شود.

■ طی سرد شدن انتقال از T ← m با 4-3 درصد افزایش حجم همراه است که با بی‌ثبات شدن و ایجاد استرس همراه است.

■ امروزه متداول‌ترین نوع ایمپلنت‌های سرامیکی از پلی‌کریستال زیرکونیای تتراگونالی که با yttria (Y2O3) تثبیت شده ساخته می‌شود.

■ می‌توان آلومینا را با هدف بهبود ماندگاری و ثبات کریستال‌های زیرکونیا و کاهش تجزیه آن به ترکیب اضافه کرد.

■ تحقیقات ثابت کرده‌اند که درصد بقا ایمپلنت‌های فاقد آلومینا در صورت اکسپوژر به محیط دهان 50 درصد است درحالی‌که در ایمپلنت‌های دارای آلومینا تقریباً بین 100-87 درصد می‌باشد.

■ ذراتی با اندازه ایده‌آل (میکرومتر 0/6-0/2) جهت بازگرداندن فاز t و به حداقل رساندن تجزیه یا aging زیرکونیا بایستی استفاده شوند.

■ درحال حاضر سندبلاست کردن و به دنبال آن اسیدایچ کردن روش انتخابی در تهیه سطح زیرکونیا می‌باشد.

■ مدیفای کردن سطح زیرکونیا به صورت شیمیایی موجب افزایش خاصیت آب دوستی ماده می‌گردد.

مزایای ایمپلنت‌های زیرکونیا (باکس 2-5):

1ـ بیوفیلم کم‌تری باقی می‌گذارد.

2ـ fracture toughness و flexural strength عالی دارند.

3ـ BIC بهتری می‌تواند نسبت به تیتانیوم داشته باشند.

4ـ فرایند پیزوالکتریک با سایر فلزات ندارند.

معایب ایمپلنت‌های زیرکونیا (باکس 3-5):

1ـ ایمپلنت‌های one-piece نیاز به بازه زمانی Load-free در healing دارند.
2ـ fracture rate نسبتاً بالایی نسبت به تیتانیوم دارند.

پلیمروکامپوزیت‌ها

1ـ کامپوزیت‌ها

■ MOE نسبتاً پایین، elongation زیاد قبل از مرحله شکست و toughness ذاتی منجر به استفاده از پلی‌مرهای خاص به عنوان کانکتور جهت ایمپلنت‌های دندانی شده است.
■ بیشترین محدودیت در مواد پلی‌مری، مقاومت به Creep و پدیده خستگی می‌باشد.

خصوصیات سطحی

سطوح فلزات و آلیاژها

■ اکسیدهایی که در دمای پایین شکل می‌گیرند نسبتاً هموژن و متراکم می‌باشند و با افزایش دما این مواد غیریکنواخت شده و تمایل بیش‌تری به ایجاد تخلخل در ساختار خود پیدا می‌کنند.
■ آلیاژهای تیتانیوم مورد استفاده در ایمپلنت‌های دندانی شامل فازهای آلفا و بتا و یا تنها فاز بتای تثبیت شده در دمای اتاق هستند.

Tissue Interactions

■ مشخص شده است که یون‌های آزاد تیتانیوم از رشد کریستال‌های HA جلوگیری می‌کنند.
■ بیش‌ترین میزان اکسید شدن با نواحی مغز استخوان و کم‌ترین میزان آن با تیتانیومی که در تماس با بخش کورتیکال استخوان است مرتبط می‌باشد.

آلیاژهای کبالت و آهن

■ اکسید کروم روی آلیاژهای آهن و کبالت صاف می‌باشد.
■ سوبسترا و لایه اکسید کروم آلیاژهای با پایه آهن در مقایسه با بیومتریال‌های با پایه کبالت و تیتانیوم، بیش‌تری به تخریب محیطی حساس می‌باشند.
■ آلیاژهای noble وقتی به صورت پالیش شده استفاده می‌شوند در برابر تجمع دبری مقاومت بیش‌تری نسبت به سایر آلیاژها نشان می‌دهند که مزیتی جهت استفاده از آن‌ها به عنوان اباتمنت داخل دهانی می‌باشد.

سرامیک‌ها

■ سرامیک‌های Al2O3 کریستالی بوده و به درون سطح و توده ماده گسترش می‌یابند. بنابراین بی‌ثباتی موجب تغییر شیمیایی خصوصیت بیومتریال نمی‌شود.