ایمپلنت دندانی میش ۲۰۰۸

(جلد دوم)

تحت نظر :

دکتر صادق پاکرو

ویراستار علمی و سرپرست گروه :

دکتر هنگامه درخشان

مترجمان :

دکتر هنگامه درخشان

دکتر انوشه جنانی

دکتر علیرضا آشوری

دکتر پویان صدر اشکوری

بسوی آینده

حرفه دندانپزشکی و بطور عمده زمینه تخصصی دندانپزشکی ایمپلنت به شکل قابل ملاحظه‌ای توسط دکتر کارل ای میش دچار تغییر و پیشرفت شده است. مهمتر از آن بیمارانی هستند که این تحولات و پیشرفت‌های بالینی را پذیرا خواهند بود. این کتاب دانش و تحقیقات صورت گرفته برای افزایش موفقیت ایمپلنت و بهبود نتایج بالینی را برای مخاطب فراهم کرده است، حال می‌خواهد جایگذاری یک تک ایمپلنت بجای یک دندان باشد یا آگمنتیشن پیچیده استخوانی با جایگذاری چندین ایمپلنت.

این کتاب دندانپزشک را مثل یک متخصص ایمپلنت به توالی منطقی "رشد و بلوغ " هدایت می‌کند. فصول پایه‌ای مربوط به تاریخچه پزشکی، استخوان و فارماکولوژی به روش‌های پیچیده جراحی ختم می‌شوند که شامل تقریباً تمامی مشکلات بالینی است که دندانپزشکی ایمپلنت ممکن است با آنها روبرو شود.

فصول کتاب با تصاویر فوق‌العاده آموزنده بعنوان یک راهنمای بالینی برای دندانپزشک و همچنین بعنوان یک رفرنس معتبر در کتابخانه قابل استفاده هستند.

ربع قرن تجربه در مؤسسه بین‌المللی ایمپلنت میش در این کتاب منعکس شده است. روش‌های بالینی آموزش داده شده که بارها و بارها صحت آنها به اثبات رسیده‌اند مستقیماً در هر فصل گنجانده شده‌اند. بازخورد فوق‌العاده هزاران دندانپزشک عمومی که موفق به گذراندن دوره‌های سه روزه آخر هفته مؤسسه میش شده‌اند (که شامل سال‌ها حضور و تدریس در دانشگاه تمپل و پیتسبورگ است) حاصل نتایج دنباله‌دار برآوردهای بالینی و روش‌های تحقیقاتی است که در این کتاب تأکید شده‌اند که با مطالعه آنها نه تنها مهارت‌های درمانی خواننده کتاب افزایش می‌یابد بلکه اعتماد به نفس او به واسطه حضور دکتر میش هم بیشتر می‌شود.

بد نیست از تجربه شخصی خودم به عنوان یک پریودونتیست صحبت کنم که بیش از ۱۰ سال قبل اولین جراحی ایمپلنت خود را تحت هدایت دکتر میش انجام دادم (این جراحی روی یک مانیتور غول‌آسا بطور همزمان نمایش داده می‌شد و بیش از ٦٠ نفر دندانپزشک طی یکی از دوره‌های مؤسسه میش شاهد آن بودند). من کماکان از راهنمایی‌های دکتر میش استفاده کرده‌ام و مفتخرم که او را یک همکار حرفه‌ای، محقق و یک دوست واقعی بنامم.

جان بی سوزوکی

تشکر و قدردانی

من در این ٤ کتاب تلاش کردم تا تجارب، آموزه‌ها و دانشم را به همان شیوه‌ای که زندگی‌ام را وقف آن کرده‌ام با همکاران به اشتراک بگذارم. همانند سایر کتاب‌ها باز هم باید از زحمات غیر قابل انکار دکتر فرانساین میش دیش تشکر کنم. او در تمام فصولی که بنده مؤلف آن بودم مسؤولیت اغلب مرور بر مقالات را بر عهده داشت. راهنمایی طراحی تصاویر کتاب بر عهده ایشان بوده تا اطمینان حاصل شود که تصویر مورد نظر دقیق و صحیح است. او خط به خط کتاب را بارها و بارها خواند تا مطمئن شود که محتویات جمله متناقض نبوده و دارای رفرنس باشد. وی با همکاران من و با ناشر کتاب در مرحله نهایی چاپ همکاری داشته و من وظیفه خود می‌دانم تا از این لطف و فداکاری بی‌دریغی که نثار من و حرفه دندانپزشکی کرده است، تشکر کنم.

افراد بسیاری هم در تهیه و چاپ ویرایش سوم کتاب دندانپزشکی ایمپلنت معاصر دخیل بودند که جا دارد از آنها صمیمانه تشکر کنم. ابتدا اجازه دهید تا با همکاران خود در تألیف کتاب شروع کنم : مارتا وارنر بایدتز، دایانا برونستاین، مارکو دگیدی، جیوانی لتزی، لوییس تی کایرکاس، جک ای لمونز، متیو لایمن، فرانساین میش دیش، آدریانو پیاتلی، آنا امیلیا فاریاس پونتس، گایریش راماسوامی، راندولف آر رنسیک، دبلیو اوگن رابرتز، دیوید پی سارمنت، آنتونیو اسکارانو، جرارد ام اسکورتچی، محمد شاراوای، مایلز ال سینگر، جی تاد استرانگ، جان بی سوزوکی و لاین دی تراچیانو مورتیا. تعهد آنها به دندانپزشکی ایمپلنت و همچنین دوستی و حمایتی که از شخص من به عمل آوردند را سپاسگزارم.

سپاسگزاری از ۳ استاد پیشکسوت خود را همیشه لازم می‌دانم (کن جودی، هیلت تاتوم و لئونارد لینکو). دندانپزشکی ایمپلنت به این نخستین پیشکسوتان و پایه‌گذاران نیاز داشت تا اهمیت تحقیقات در پیشبرد حرفه برجسته‌تر شود. نظرات آنها برای پیوند استخوان، جراحی ایمپلنت، پروتز، آموزش ایمپلنت و رهبری و تشکیل یک انجمن در ٤٠ سال قبل به حرفه ما این امکان را داد تا ساختار کنونی دندانپزشکی ایمپلنت پایه‌ریزی شود. من از تک تک آنها سپاسگزارم که راهنمایی و حمایت خود را در طی ۳۵ سال گذشته از من دریغ نکردند.

همچنین باید از جیمز کول، طراح تصاویر تشکر کنم که با کار فراوان این پروژه را به ثمر رسانید و هرگز از طراحی چندین و چندباره تصاویر برای جلب رضایت ما جهت دستیابی به یک نتیجه ایده‌آل احساس خستگی نکرد. از دستیاران شخصی‌ام جیل برتلسون، هایدی کارتاگندا، دبی لی بلان و لارا وندکرخوف سپاسگزارم که هر فصل را با دقت تایپ کردند (بخصوص که برخی از فصول ۱۰ تا ۱۵ بار بازنویسی شدند).

همچنین باید از ویراستار السویر جان دولان تشکر کنم. از تجارب و راهنمایی وی در حین کار سپاسگزارم. بدون کمک او این پروژه به نتیجه نمی‌رسید.

همچنین سومین ویرایش دندانپزشکی ایمپلنت معاصر بازتابی است از هزاران پزشکی که من در مؤسسه بین‌المللی ایمپلنت میش در طی این ۲۵ سال تربیت کرده‌ام. این پزشکان با پرسش‌هایی که پرسیدند و تمایلی که برای یک روش سازماندهی شده برای کمک به بیماران خود داشتند به گستردگی ایده این کتاب کمک کردند. می‌خواهم از تک تک آنها برای حمایت حرفه‌ای‌شان تشکر کنم.

همچنین می‌خواهم از **دکتر جعفر صادق پاکرو** تشکر کنم که به ترجمه این کتاب اهتمام ورزیدند. ایشان نمونه‌ای از جویندگان علم است که جی وی بلک برای دندانپزشکان آرزو داشت. می‌خواهم از او بخاطر تمامی زحماتش تشکر کنم.

کارل ای میش

به نام خداوند جان و خرد کزین برتر اندیشه برنگذرد

خداوند بزرگ را سپاسگزاریم که توفیق یافتیم برای اولین بار متن اصلی کتاب حاضر را به طور کامل ترجمه و در اختیار جامعه دندانپزشکی و رشته‌های مرتبط با آن قرار دهیم تا به صورت یک بانک اطلاعاتی ایمپلنت، در اختیار دندانپزشکانی باشد که می‌خواهند احاطه کامل بر تمامی جنبه‌های درمانی بیمار خود داشته باشند.

ضمن تشکر و ادای احترام به اساتید ارجمند، دندانپزشکان و دانشجویان محترمی که کتاب را مطالعه می‌کنند، خواهشمندیم با توجه به تعداد زیاد صفحات و گستردگی مطالب با مشاهده اشتباهات و نواقصی که از نگاه ما دور مانده است، قبول زحمت فرموده و نکات مورد نظر خود را به آدرس انتشارات ارسال فرمایند.

در این راستا، جهت دسترسی آسان خوانندگان محترم به متن اصلی، برای مطابقت هر چه بهتر و سریع‌تر، صفحات کتاب اصلی به طور مشخص- داخل پرانتز- در متن فارسی گنجانده شده است.

و اما ... از هر چه بگذریم سخن دوست خوش‌تر است :

اینجانب دکتر صادق پاکرو، با وجود این که سال‌ها دور از وطن در مراکز علمی معتبر آمریکا و کانادا، عمر خود را صرف تحصیل و تکمیل درجات علمی در زمینه زیبایی و ایمپلنت نموده‌ام، بخصوص در انستیتو بین‌المللی میش و زیر نظر مستقیم دکتر میش و اخیراً در بخش پریودنتولوژی دانشگاه تمپل به تحصیل و تدریس مبانی درمانی ایمپلنت و پریواستتیک، مشغول بوده‌ام، اما هیچگاه ارتباط خود را با جامعه علمی فعال کشور عزیز خود ایران، قطع ننموده و سال‌ها در ارتباط با مراکز دانشگاهی و کنگره‌ها بوده‌ام.

همچنین اینجانب هنگامه درخشان، دانش آموخته دانشکده دندانپزشکی تهران به همراه سایر همکارانی که با نهایت دقت و وسواس در تکمیل این کتاب همت گمارده‌اند از جمله خانم دکتر انوشه جنانی از دانشگاه شهید بهشتی و آقایان دکتر علیرضا آشوری و دکتر پویان صدر فارغ‌التحصیلان دانشگاه آزاد تهران، بر خود واجب و لازم می‌دانیم به پاس تعلیماتی که در مراکز مختلف علمی کشور، زیر نظر اساتید برجسته این رشته حاصل نموده‌ایم، مراتب سپاس و احترام خود را به پیشکسوتان مسلم دندانپزشکی ایمپلنت کشور، با ذکر نام عزیزشان، تقدیم داریم، باشد که نام ایران همواره با حضور این بزرگان در صحنه علمی جهان مطرح و پرافتخار باشد، پیشاپیش از این که ذکر نام تمامی اساتید در این مقوله نمی‌گنجد، شرمنده و امیدواریم حمل بر کوتاهی و قصور ما نشود :

دکتر علی عطری‌زاده (پریودونتیست) اولین پیشگام ایمپلنت نوین در ایران، دکتر رضا گلنراقی (پریودونتیست) اولین کسی که سیستم ایمپلنت برنمارک را وارد کشور کرد، دکتر فرخ خطیب‌لو (پریودونتیست) ، دکتر ابوالحسن مسگرزاده (جراح دهان و فک و صورت) ، دکتر اسمعیل یزدی (پاتولوژیست و جراح دهان و فک و صورت)، دکتر بیژن اخوان آذری (جراح دهان و فک و صورت) ، دکتر اکبر فاضل (پروستودونتیست) ، دکتر حسین بهنیا (جراح دهان و فک و صورت) ، دکتر جعفر دادمنش (پروستودونتیست) ، دکتر مجتبی سیدین (پریودونتیست) ، دکتر علی‌اصغر میرعمادی (پریودونتیست) ، دکتر حسن سازگارا (پروستودونتیست) ، دکتر کاوه سیدان (پروستودونتیست) ، دکتر غلامرضا غزنوی (پروستودونتیست) ، دکتر مسعود اجلالی (پروستودونتیست) ، دکتر رضا رکن (پریودونتیست) ، دکتر پارسا آتش رزم (پروستودونتیست) ، دکتر حمید مقدس (پریودونتیست) ، دکتر حسن شایسته (پریودونتیست) ، دکتر محمدرضا طالبی اردکانی (پریودونتیست) ، دکتر شهرام وزیری (پریودونتیست) ، دکتر غلامحسین پویان (پروستودونتیست) ، دکتر حسن شاهرودی (پروستودونتیست) ، دکتر شهباز ناصر مستوفی (پروستودونتیست) ، دکتر محمدحسین دشتی (پروستودونتیست) ، دکتر سید مهدی جعفری (جراح دهان و فک و صورت) ، دکتر حسن بهناز (پروستودونتیست) ، دکتر عباس منزوی (پروستودونتیست) ، دکتر کاظم مرشدی (پروستودونتیست)

و در پایان، از کلیه کسانی که به مدت بیش از دو سال در به انجام رساندن این مهم همراه ما بودند، بخصوص جناب مهندس خزعلی، مدیریت محترم شایان نمودار که با دلسوزی بسیار، با وجود اسکنرهای دقیق مؤسسه اقدام به تهیه CD اورجینال، از عکس‌های کتاب، برای کیفیت هر چه بیشتر نمودند، و بی‌تردید سال‌هاست که حق بزرگی بر جامعه علمی کشور دارند و پرسنل زحمتکش انتشارات، تشکر و صمیمانه سپاسگزاریم.

پدیدآورندگان کتاب :

دکتر صادق پاکرو- دکتر هنگامه درخشان

تابستان ۱۳۸۹

به نام خدا

از تابستان ۱۳۸۹ تا تابستان ۱۳۹۲ نزدیک به هزار روز می گذرد. خداوند بزرگ را سپاسگزاریم که توانستیم دوهزار جلد از کتاب حاضر را در مدت هزار روز به دست مشتاقان علم و هنر دندانپزشکی مدرن امروز برسانیم.

خوشبختانه تا اوایل تابستان امسال بدلیل استقبال شما فرهیختگان عزیز تمامی نسخ چاپ اول کتاب به فروش رسید که براساس آمار انتشارات جزء یکی از پرفروش ترین کتابهای مرجع شناخته شده است.

اما دلیل تاخیر ما در چاپ مجدد انتظاری بود که برای ورود کتاب ویرایش جدید (۲۰۱۳) به بازار داشتیم ولی پس از صحبت حضوری با دکتر کارل میش و اینکه کتاب جدید فعلاً به بازار نخواهد آمد، بر آن شدیم تا با ایجاد تغییراتی اقدام به تهیه چاپ دوم بنمائیم ، که صد البته انگیزه ما پشت گرمی و همدلی صمیمانهٔ شما همکاران ارجمند بود، بخصوص راهنمائی های شما در تبدیل یک جلد به دو جلد برای سهولت در امکان دسترسی و در نهایت پرواضح است که این مهم میسر نمی شد مگر با لطف و عنایت همیشگی جناب مهندس خزعلی، مدیریت محترم انتشارات شایان نمودارکه با مهرورزی بسیار، در بالاترین کیفیت اقدام به چاپ کتاب حاضر نمودند

.

پدیدآورندگان

صادق پاکرو – هنگامه درخشان

تابستان ۱۳۹۲

Dr. SadeghPakroo
Clinical Asst. Professor DEPT Of
Periodontology & Oral Implantology Temple University

- Master, Misch International Implant Institute
- Fellowship, American Society for Dental Aesthetic
- Vice President, ICOI, Iran
- Certificate, Surgical Oral Implantology, Misch Implant Institute, Temple University
- Certificate, Prosthetic & Surgical Oral Implantology, Misch Implant Institute, Temple University
- Proficiency Certificate, Aesthetic Dentistry, State University of New York, Buffalo
- Certificate, Comprehensive Implant Training Program, Hands On Training Institute, London
- Master, International Congress of Oral Implantologist
- Accredited Member, American Society for Dental Aesthetics
- Diplomate, American Board of Aesthetic Dentistry
- Diplomate, International Congress of Oral Implantologist
- Certificate, Surgery & Prosthetic Reconstruction, Misch Implant Institute, University of Pittsburgh
- Fellowship, Misch Implant Institute, University of Pittsburgh
- Fellowship, International Academy of Dental Facial Esthetics
- Implant Certificate, Midwest Implant Institute, State University of New York, Buffalo
- Implant Certificate, University of New York, Brookdale Hospital
- Fellowship, Academy of Dentistry International
- Fellowship, International Congress of Oral Implantologist
- Fellowship, American Academy Of implant & Transplant
- Certificate, Comprehensive Aesthetic Restorative Continuum, Baylor College of Dentistry, Dallas
- Certificate, Post Graduate Program, Aesthetic Dentistry Level II, Baylor College of Dentistry
- Certificate, Post Graduate Program Aesthetic Dentistry Level III, University of Buffalo
- Fellow Canedian Academy for Esthetic Dentistry

Dr. HengamehDerakhshan

DDS. D/M/F ICOI. FCAED.FIADFE.

- Diplomate, International Congress of Oral Implantologist
- Master, International Congress of Oral Implantologist
- Fellowship, International Academy of Dental Facial Esthetics
- Fellowship, International Congress of Oral Implantologist
- Fellow Canedian Academy for Esthetic Dentistry

فهرست مطالب

بخش ۱ منطق ایمپلنت‌های دندانی ۱۱

فصل ۱ منطق ایمپلنت‌های دندانی ۱۳

فصل ۲ واژه‌شناسی عمومی بخش‌های (یک ایمپلنت) ریشه‌ای‌شکل ۳۶

فصل ۳ تصویربرداری تشخیصی و تکنیک‌ها ۴۸

فصل ۴ قضیه درمان استرس در دندانپزشکی ایمپلنت ۷۸

فصل ۵ نکات پروتزی در دندانپزشکی ایمپلنت ۱۰۳

فصل ۶ طرح درمان : فاکتورهای نیرو در ارتباط با شرایط بیمار ۱۱۶

فصل ۷ تراکم استخوان : عاملی تعیین کننده در طراحی درمان ۱۴۱

فصل ۸ طرح درمان با توجه به موقعیت قرارگیری کلیدی و تعداد ایمپلنت‌ها ۱۵۸

فصل ۹ سایز بدنه ایمپلنت : منطق بیومکانیک و استتیک ۱۷۱

فصل ۱۰ میزان استخوان موجود و طرح درمان ایمپلنت دندانی ۱۹۰

فصل ۱۱ اصول علمی در طراحی ایمپلنت‌های دندانی ۲۱۲

بخش ۲ طرح درمان ۲۴۳

فصل ۱۲ اعمال پروتزی قبل از قرار دادن ایمپلنت : ارزیابی کلی، معیارهای اختصاصی و کارهای پروتزی ۲۴۵

فصل ۱۳ کست‌های تشخیصی و تمپلیت‌های جراحی ۲۸۹

فصل ۱۴ ۳ مندیبل بی‌دندان : یک روش سازمان یافته در ساخت اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت ۳۰۶

فصل ۱۵ بی‌دندانی کامل مندیبل : طرح‌های درمانی جهت پروتز ثابت ۳۲۷

فصل ۱۶ جایگذاری تک دندان : طرح‌های انتخابی درمان ۳۴۰

فصل ۱۷ ملاحظات ایمپلنت قوس ماگزیلا : پروتز ثابت و اوردنچر ۳۸۰

فصل ۱۸ طرح درمان برای ماگزیلای خلفی بی‌دندان ۴۰۲

فصل ۱۹ طرح درمان قوس‌های بی‌دندانی کامل و پارشیل (ناکامل) در دندانپزشکی ایمپلنت ۴۱۹

بخش ۳ علوم بنیادی ۴۳۳

فصل ۲۰ ارزیابی پزشکی بیمار (متقاضی) ایمپلنت دندانی ۴۳۵

فصل ۲۱ فارماکولوژی در دندانپزشکی ایمپلنت ۴۸۵

فصل ۲۲ آناتومی کاربردی در درمان با ایمپلنت‌های دندانی ۵۱۱

فصل ۲۳ انتشار عفونت‌های دندانی در سر و گردن ۵۲۴

فصل ۲۴ مواد زیستی در ایمپلنت‌های دندانی ۵۳۳
فصل ۲۵ بیومکانیک کلینیکی در دندانپزشکی ایمپلنت ۵۶۵
فصل ۲۶ فیزیولوژی، متابولیسم و بیومکانیک استخوان ۵۷۹
فصل ۲۷ مروری بر سطوح ایمپلنت دندانی ۶۲۲
فصل ۲۸ پاسخ استخوان به بارگذاری‌های مکانیکی ۶۴۵

بخش ۴ جراحی‌های ایمپلنت ۶۶۹
فصل ۲۹ تراکم (دانسیته) استخوان : تأثیر روی روش جراحی و التیام ۶۷۱
فصل ۳۰ جایگزینی تک دندان خلفی- رهنمودهای جراحی ۶۹۵
فصل ۳۱ جایگذاری ایمپلنت : جراحی برای ایمپلنت‌های شبیه ریشه در قدام و خلف مندیبل بی‌دندان ۷۱۱
فصل ۳۲ مرحله دوم جراحی : نمایان کردن (Uncovery) و درمان عوارض التیام ۷۴۹
فصل ۳۳ جایگذاری تک دندان قدامی : ملاحظات جراحی ۷۶۸
فصل ۳۴ جایگذاری پره‌ماگزیلا : جایگذاری ایمپلنت، گسترش استخوان، بالا بردن کف بینی و ایمپلنت‌های سوراخ اینسیزیو ۷۹۸
فصل ۳۵ Immediate Load (بارگذاری فوری) و پروتز در ایمپلنت‌های دندانی : منطق و درمان ۸۲۸

بخش ۵ نوتوانی بافت‌های سخت و نرم ۸۶۷
فصل ۳۶ کلیدهای پیوند استخوان و مواد پیوندی ۸۶۹
فصل ۳۷ کشیدن دندان، پیوند ساکت Barrier membrance bone regenerations ۹۰۰
فصل ۳۸ آناتومی سینوس ماگزیلاری، پاتولوژی و جراحی پیوند ۹۳۶
فصل ۳۹ بخش‌های تأمین کننده پیوندهای بلوک شکل استخوانی مندیبولار : سمفیز و راموس ۱۰۰۴
فصل ۴۰ پیوندهای استخوانی اتوژن خارج دهانی برای ایمپلنت‌های داخل استخوانی : ایلیاک و تیبیا ۱۰۴۳

بخش ۶ نگهداری ایمپلنت ۱۰۸۳
فصل ۴۱ ایمپلنت دندان نیست : مقایسه شاخص‌های پریودنتال ۱۰۸۵
فصل ۴۲ نگهداری از ایمپلنت‌های دندانی : چگونگی حفظ سلامت ۱۱۰۳
ضمیمه A ۱۱۱۶
واژه‌یاب ۱۱۱۹

بخش ۳

علوم بنیادی

فصل ۲۵

بیومکانیک کلینیکی در دندانپزشکی ایمپلنت

Marta Warren Bidez, Carl E. Misch

سیر منظم مهندسی پزشکی مواد، که در مورد تمامی اصول سیستم‌های زنده صادق است، دریچه جدیدی به تشخیص، طرح درمان، و توانبخشی در درمان بیماران گشوده است. یکی از دیدگاه‌ها در این زمینه، اصول بیومکانیک مربوط به پاسخ بافت‌های بیولوژیک به نیروهای اعمال شده است. در از بیومکانیک وسایل و روشها ی مهندسی مکانیک برای کسب اطلاعات در زمینه ارتباط بین ساختار و عملکرد در مواد زیستی بهره گرفته می‌شود. پیشرفت در پروتز، ایمپلنت، و طراحی وسایل با استفاده از حداکثر اصول بیومکانیک در تئوری و در عمل تحقق یافته است. این فصل به معرفی نظریات بنیادی و قوانین بیومکانیک دندانی را به عنوان اجزای وابسته به موفقیت درازمدت ایمپلنت‌ها و روش‌های ترمیمی می‌پردازد.

بارهای وارده به ایمپلنت‌های دندانی

ایمپلنت‌های دندانی طی عمل در معرض نیروهای اکلوزالی قرار می گیرند. چنین نیروهایی می‌توانند از نظر بزرگی، نوسان و مدت زمان اعمال شدن تفاوت داشته باشند. نیروهای غیرفعال نیز ممکنست به علت خم شدن مندیبل، تماس با پیچ پوشاننده طی دوره ترمیم و در مرحله دوم در اثر قرارگیری در مخاط به ایمپلنت دندانی اعمال شود.

نیروهای وارده از بافت‌های اطراف دهان مثل زبان و عضلات دور دهان می‌توانند سبب ایجاد یک نیروی افقی کم ولی تکرار شونده بر روی پایه‌های ایمپلنت شود. بزرگی این نیروها با وجود عادات دهانی پارافانکشنال و فشار دادن زبان افزایش می‌یابد. در آخر، قرار دادن پروتزهای فعال بر روی بدنه ایمپلنت منجر به اعمال نیروی مکانیکی بر روی پایه‌ها حتی در غیاب بارهای اکلوزالی می‌شود.

بنابراین وجود متغیرهای بسیار در درمان‌های ایمپلنت سبب می‌شود فلسفه هر طرح درمان با دیگری قابل مقایسه نباشد. هر چند ممکنست اجزای اصلی مکانیکی به کار رفته در وسایل، برای دستیابی به درک یکسان از بارگذاری‌های فیزیولوژیک (و غیر فیزیولوژیک) مشابه باشد. دو رویکرد ممکنست سبب رسیدن به نتایج کوتاه مدت مشابهی شود، هر چند در رویکرد بیومکانیک توانایی تشخیص درمان دارای ریسک، در مدت زمان طولانی‌تر وجود دارد.

جرم، نیرو و وزن

جرم خصوصیتی از ماده است که درجه‌ای از کشش نیروی ثقل را که ماده تجربه می‌کند، بیان می‌کند. به طور مثال دو مکعب را در نظر بگیرید. که یکی از هیدروکسی آپاتیت و دیگری از تیتانیوم خالص درست شده است. اگر هر دو توسط فنرهای یکسان نگه داشته شوند، هر کدام از فنرها براساس میزان مشخصی از نیروی ثقل که به هر مکعب وارد می‌شود، باز می‌شوند. باز شدن فنرها می‌تواند با برداشتن قسمتی از مکعب تیتانیومی یکسان شود. هر چند مکعب‌ها ترکیب ساختاری و اندازه کاملاً متفاوتی دارند ولی می‌توانند از نظر پاسخ به نیروی جاذبه زمین یکسان ساخته شوند. این خصوصیت ذاتی هر مکعب که به مقدار ماده در هر جسم فیزیکی بستگی دارد جرم نامیده می‌شود. واحد جرم در سیستم متریک (سیستم بین‌المللی واحدها) کیلوگرم، و در سیستم انگلیس پوند (lbm) است.

در ۱۶۸۷، ایزاک نیوتون قوانینی را تشریح کرد که امروزه قوانین حرکتی نیوتن نامیده می‌شوند. در قانون دوم، وی بیان کرد که میزان شتاب بدن با جرم آن نسبت عکس و با نیرویی که ایجاد شتاب می‌کند نسبت مستقیم دارد. این رابطه توسط

$$F=ma$$

نشان داده می‌شود که در آن F نشان دهنده نیرو برحسب نیوتن، m جرم برحسب کیلوگرم و a شتاب بر حسب متر بر مجذور ثانیه است. در مقالات مربوط به ایمپلنت‌های دندانی نیرو معمولاً براساس کیلوگرم نیرو بیان می‌شود. ثابت جاذبه تقریباً در همه نقاط زمین یکسان بوده ($a=9.8\ m/sec^2$) و بنابراین جرم می‌تواند به عنوان فاکتوری برای سنجش بزرگی بارگذاری‌های ایستایی در نظر گرفته شود.

وزن اصطلاحی است که برای نشان دادن نیروی ثقل وارده به جسم در یک مکان خاص به کار می‌رود. وزن و نیرو دارای واحدهای یکسان هستند (N و lbf) اگر مکعب تیتانیومی در ماه قرار گیرد نیروی وزن آن (نیروی ایجاد شده توسط جاذبه) با وزن آن روی زمین متفاوت خواهد بود. *[پایان صفحه ۵۴۳]* جرم آن تغییر نکرده ولی شتاب ناشی از جاذبه تغییر می‌یابد. با یادآوری مطالعه ایزاک نیوتون یک سیب تقریباً ۱نیوتون (۰. ۲۲۵ lbm) وزن دارد. تبدیل مقیاس‌ها در کادر ۱-۲۵ آمده است.

نیروها

نیروها می‌توانند از نظر بزرگی، مدت زمان اعمال، جهت، نوع و ضریب بزرگنمایی تعریف شوند. نیروهایی که بر روی ایمپلنت‌های دندانی عمل می‌کنند به عنوان بردارهای کمی خوانده شده و بنابراین دارای جهت و بزرگی هستند. همان طور که قبلاً ذکر شد، بیان اینکه "نیروی Ib75 به دیستال پایه وارد می‌شود" کافی نیست. بیان صحیح‌تر آن این گونه است :"نیروی Ib75 در دیستال دندان پایه در جهت آگزیال به محور طولی بدنه ایمپلنت وارد می‌شود". تأثیر چشمگیر جهت بارگذاری، بر طول عمر ایمپلنت و حفظ استخوان بعداً در همین فصل و سایر فصول بحث خواهد شد. مقدار حداکثر نیروی جویدن معمول در بالغین تحت تأثیر سن، جنس، میزان بی‌دندانی، موقعیت جویدن و خصوصاً عادات پارافانکشنال قرار می‌گیرد (جدول ۱-۲۵). نیروی وارده به ایمپلنت دندانی بندرت تنها در جهت طولی یک محور اعمال می‌شود. در حقیقت سه محور بارگذاری کلینیکی غالب برای نیروها در دندانپزشکی ایمپلنت وجود دارد : مزیودیستال، فاسیولینگوال، اکلوزواپیکال (تصویر ۱-۲۵) وجود یک تماس اکلوزالی منفرد سبب ایجاد نیروی اکلوزالی سه بعدی می‌شود که می‌تواند به وسیله اجزای تشکیل دهنده نیروی کل در طول سایر محورها تشریح شود. به طور مثال، اگر نیروی اکلوزالی که به ترمیم روی ایمپلنت وارد می‌شود دارای اجزای نیروی بزرگی در جهت فاسیولینگوالی باشد، بارگذاری طرفی

کادر ۱-۲۵ ضرایب تبدیل کارامد

Mass

1 kg = 2.205 lbm
1 lbm = 0.45 kg

Force

1 N = 1 kg(m/s^2) = 0.225 lbf
1 lbf = 4.448 N

Area

1 m^2 = 10.764 sq ft
1 sq ft = 0.093 m^2
1 sq in = 6.452 × 10^{-4} m^2

Pressure*

1 lbf/sq in (psi) = 144 lbf/sq ft = 6894.8 Pa = 6.89 kPa = 0.0069 MPa
1 Pa = 1 N/m^2 = 1.450 x 10^{-4} psi = 0.021 lbf/sq ft

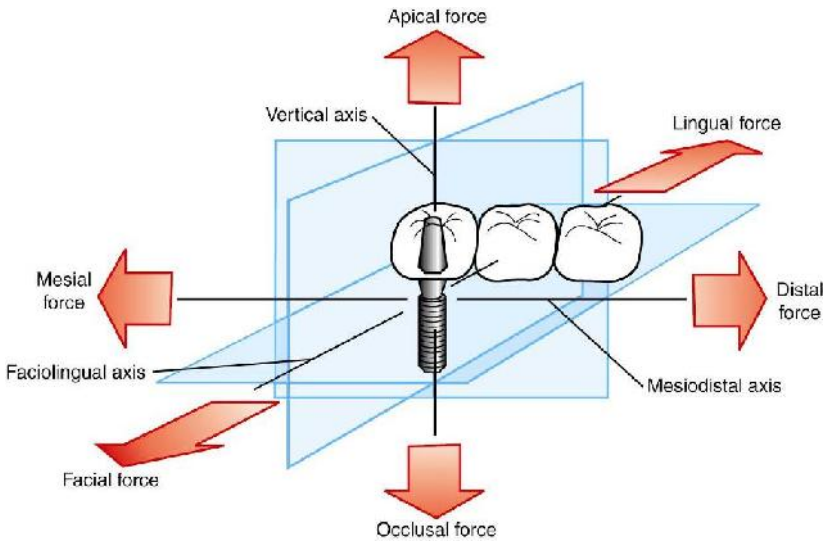
*Stress uses these same units of measurement.

ایجاد نیروی اکلوزالی سه بعدی می کند که می‌تواند به وسیله اجزای تشکیل دهنده نیروی کل در طول سایر محورها تشریح شود. به طور مثال، اگر نیروی اکلوزالی که به ترمیم روی ایمپلنت وارد می‌شود دارای اجزای نیروی بزرگی در جهت فاسیولینگوالی باشد، بارگذاری طرفی ایمپلنت، ریسک بالایی برای شکستگی ناشی از خستگی پیدا می‌کند (بعداً در این فصل توضیح داده خواهد شد). روندی که طی آن نیروهای سه بعدی به اجزای سازنده خود تبدیل می‌شوند به نام تجزیه برداری خوانده می‌شود که به طور معمول در اعمال کلینیکی برای ارتقای دوام ایمپلنت‌ها کاربرد دارد. *[پایان صفحه ۵۴۴]*

جدول ۱-۲۵ حداکثر نیروی گاز گرفتن

منبع	سن	تعداد	انسیزور	کانین	پره‌مولر	مولر	توضیحات
Braun و همکاران	۲۶-۴۱	۱۴۲				۷۱۰ N	بین مولر و پره‌مولر / مردان در معرض ۷۸۹ نیوتن و زنان در معرض ۵۹۶ نیوتن
Van Eijden	۳۱/۱ (± ۴/۹)	۷		۳۲۳-۴۸۵ N	-۵۸۳ N ۴۲۴	۴۷۵-۷۴۹ N	مولر دوم و پره‌مولر، چپ و راست (فقط مردان)
Dean و همکاران	بالغ	۵۷	۱۵۰ N			۴۵۰ N	از الگوها تبدیل شده است
Bakke و همکاران	۲۱-۳۰	۲۰				۵۷۲ N	مولر اول چپ و راست اندازه گرفته شده
	۳۱-۴۰	۲۰				۴۸۱ N	
	۴۱-۵۰	۲۰				۵۶۴ N	
	۵۱-۶۰	۱۷				۴۸۵ N	
	۶۱-۷۰	۸				۳۷۴ N	
Braun و همکاران	۱۸-۲۰					۱۷۶ N	مولر اول و پره مولر اول

* Braun S, Bantleon H-P, Hnat WP et al: A study of bite force. 1. Relationship to various physical characteristics, *Angle Orthod* 65:367-372, 1995.
† van Eijden TMGJ: Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment, *Arch Oral Biol* 36:535-539, 1991.
‡ Dean JS, Throckmorton GS, Ellis EE at al: A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in preorthognathic surgery patients, *J Oral Maxillofac Surg* 50: 1282-1288, 1992.
§ Bakke M, Holm B, Jensen L et al: Unilateral, isometric bite force in eight- to eighty-eight year old women and men related to occlusal factors, *Second J Dent Res* 98: 149-158, 1990.
‖ Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW et al: A study of maximum bite force during growth and development, *Angle Orthod* 66: 261-264, 1996.



تصویر ۱-۲۵ نیروها سه بعدی بوده و دارای اجزایی با جهت‌گیری در امتداد یک یا چند محور هماهنگ کلینیکی : مزیودیستال، فاسیولینگوال و اکلوزو اپیکال.

جدول ۲-۲۵ استحکام استخوان کورتیکال در نمونه‌های فمور انسان

نوع نیروی وارده	استحکام (MPa)	جهت نیرو/ توضیحات
فشاری	۱۹۳ (۱۳/۹)	در جهت محور طولی
	۱۷۳ (۱۳/۸)	۳۰ درجه خارج محوری
	۱۳۳ (۱۵)	۳۰ درجه خارج محوری
	۱۳۳ (۱۰)	عرضی
کششی	۱۳۳ (۱۱/۷)	در جهت محور طولی
	۱۰۰ (۸/۶)	۳۰ درجه خارج محوری
	۶۰/۵ (۴/۸)	۳۰ درجه خارج محوری
	۵۱ (۴/۴)	عرضی
برشی	۶۸ (۳/۷)	پیچش

اجزای نیروها (تجزیه‌برداری)

اکلوژن اولین عامل تعیین کننده در جهت‌گیری بارگذاری نیروهاست. موقعیت قرارگیری تماس‌های اکلوزالی به طور مستقیم نوع اجزای نیروهای وارد شده به ایمپلنت را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

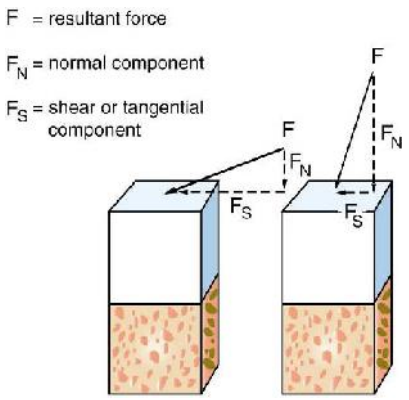
دندانپزشک باید بتواند اجزای تشکیل دهنده هر یک از تماس‌های اکلوزالی بر روی ترمیم‌های ایمپلنت را تصور کند. مثالی را در نظر بگیرید که در آن یک ترمیم ایمپلنت دندانی در معرض تماس‌های پیش‌رس طی اکلوژن قرار گرفته است. هنگامی که این تماس به اجزای سازنده خود در امتداد سه محور بارگذاری کلینیکی تجزیه شود، نیرویی بزرگ با قدرت تخریبی بالا قابل مشاهده است. تصحیح اکلوزالی در اکلوژن حفاظتی ایمپلنت‌ها با حذف تماس‌های پیش‌رس برای به حداقل رساندن شکل‌گیری چنین نیروهای مخربی انجام می‌شود.

پایه‌های زاویه‌دار نیز سبب ایجاد نیرویی عرضی طی بارگذاری اکلوزالی در جهت پایه زاویه‌دار می‌شود. ایمپلنت‌ها باید طوری گذاشته شوند که سبب بارگذاری مکانیکی در طول محور بدنه ایمپلنت با حداکثر گسترش شوند. پایه‌های زاویه‌دار در موارد زیبایی یا ایجاد مسیر برای قراردهی کاربرد داشته و برای تعیین مسیر بارگذاری استفاده نمی‌شوند.

سه نوع مختلف نیروها

نیروها در سه گروه فشاری، کششی و برشی تعریف می‌شوند. نیروهای فشاری سبب هل داده شدن مواد به سمت یکدیگر شده، در حالی که نیروهای کششی آنها را از یکدیگر دور می‌کنند. نیروهای برشی بر روی ایمپلنت‌ها سبب ایجاد لغزیده شدن اجزا می‌شوند. نیروهای فشاری تمایل به حفظ یکپارچگی سطح بینابینی ایمپلنت استخوان داشته در حالی که نیروهای کششی و برشی تمایل به از هم گسیختن این سطح دارند. نیروهای برشی بیشترین قدرت از هم گسیختگی را نسبت به سایر انواع نیروها دارد. به طور کلی، نیروهای فشاری بیشترین پاسخ تطابقی را در سیستم ایمپلنت- دندان ایجاد می‌کند. استخوان کورتیکال در مقابل نیروهای فشاری استحکام بیشتری داشته، ولی در مقابل نیروهای برشی ضعیف عمل می‌کند (جدول ۲-۲۵). به علاوه، سمان‌ها و پیچ‌های ایجاد کننده گیر، اجزای ایمپلنت و سطح بینابینی ایمپلنت و استخوان با نیروهای بزرگتر فشاری بیشتر از نیروهای کششی یا برشی تطابق می‌یابند. به طور مثال با وجود این که استحکام فشاری سمان دندانی زینک فسفات MPa ۸۳ تا ۱۰۳ (12000-15000 Psi) است، این مقدار برای نیروهای کششی بسیار کمتر، (Psi 500) است (تصویر ۲-۲۵).

طراحی بدنه ایمپلنت بارهای اکلوزالی را به استخوان منتقل می‌کند. ایمپلنت‌های دندانی صاف یا مارپیچی طی بارگذاری منفرد اکلوزالی سبب ایجاد سه نوع نیرو در سطح بینابینی می‌شوند. *[پایان صفحه ۵۴۵]*



تصویر ۲-۲۵ نیرو می‌تواند به ترکیبی از نیروهای نرمال و برشی در یک صفحه معین تقسیم شوند. بسته به جهت اعمال نیرو، مقدار مشابه نیروها می‌توانند تأثیرات متفاوتی داشته باشند. جمع برداری نیروها =F ، بردار نرمال = F_N ، بردار مماسی یا برشی = F_S.

این تبدیل نیروی منفرد به سه نوع نیرو، به طور کامل توسط شکل هندسی ایمپلنت کنترل می‌شود. میزان توانایی تخریبی نیروهای کششی یا برشی در ایمپلنت‌های پیچی یا صاف می‌تواند با بررسی‌های فنی طراحی ایمپلنت‌ها به صورت با دقت به خوبی کنترل شود. ایمپلنت‌های سیلندری شکل در مجموع بیشترین احتمال ایجاد نیروهای برشی مخرب را در سطح بینابینی ایمپلنت و بافت به دنبال بارگذاری اکلوزالی در جهت محور طولی بدنه ایمپلنت داراست. بنابراین ایمپلنت‌های سیلندری شکل نیاز به لایه‌ای پوشاننده دارند تا نیروهای برشی موجود در سطح بینابینی را به صورت یک اتصال یکپارچه در امتداد طول ایمپلنت کنترل کند. از دست رفتن استخوان در مجاورت ایمپلنت‌های سیلندری شکل و از بین رفتن لایه پوشاننده سبب ایجاد ایمپلنتی با خصوصیات مکانیکی کاهش یافته می‌شود.

بارگذاری خارج محوری بر روی تک دندان یا ترمیم‌های دارای چند پایه منجر به ایجاد بارگذاری گشتاوری (خم شدگی) می‌شود. (بعداً در مبحث انتقال نیرو و مکانیسم‌های شکست تشریح خواهد شد). در نتیجه افزایش در اجزای کششی و برشی نیرو مشاهده می‌شود. به طور معمول نیروهای فشاری باید در اکلوژن مربوط به پروتزهای ایمپلنت غالب باشند.

ترمیم‌های دارای چند پایه خصوصاً در موارد کانتی‌لور دیستالی، ایجاد نیروهای پیچیده قابل توجهی در پروتزها و سطح بینابینی استخوان ایمپلنت می‌کند. این واقعیت‌های کلینیکی بر لزوم یک طراحی مناسب برای ایمپلنت‌های دندانی برای فراهم نمودن حداکثر سطح عملکرد برای پراکنده ساختن چنین نیروهایی تأکید می‌کند.

فشار stress

روشی که طی آن نیرو بر روی سطح انتشار می‌یابد فشار مکانیکی خوانده می‌شود که به صورت رابطه stress= F/A نشان داده می‌شود که S ، نماد فشار (پوند بر مجذور اینچ، پاسکال)، F ، نیرو (نیوتن، نیروی پوند) و A ، نماد سطح (مجذور اینچ، مجذور متر) است. طی بارگذاری نیروهای داخلی ایجاد شده درون یک سیستم ایمپلنت که توسط بافت‌های بیولوژیک احاطه شده است، می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر دوام درازمدت ایمپلنت‌ها در بدن جانداران داشته باشد. به عنوان یک قاعده کلی، هدف از طرح درمان باید به حداقل رساندن و پخش فشارهای مکانیکی وارده به سیستم ایمپلنت و استخوان مجاور باشد.

بزرگی نیروهای وارده به دو متغیر وابسته است : ۱. بزرگی نیرو ۲. سطح مقطع عرضی که نیروها روی آن انتشار می‌یابند. بسیار نادر است که دندانپزشکی بتواند بزرگی نیروی وارده را کنترل کند. *[پایان صفحه ۵۴۶]* بزرگی نیرو می‌تواند با کاهش افزایش دهنده‌های قابل توجه نیرو مثل طول کانتی‌لور، بارهای خارج محوری و طول تاج، تقلیل

جدول ۳-۲۵ خصوصیات مکانیکی مواد زیستی انتخاب شده ایمپلنت‌های جراحی

خصوصیت	مواد زیستی			آلیاژهای همراه (wrought)	
	Ti (wrought)	Ti-Al-V (wrought)	Co-Cr-Mo (wrought)	مذاب	کار در حالت سرد
تراکم (g/ml)	—	۴/۵	۸/۳	۹/۲	۹/۲
استحکام سختی (Vickers)	Rb 100	—	۳۰۰	۲۴۰	۴۵۰
Yeild strenght (MPa)	۱۷۰-۴۸۰ (۲۵-۷۰)	۷۹۵-۸۲۷ (۱۱۵-۱۲۰)	۴۹۰ (۷۱)	۴۵۰ (۶۲)	۱۰۵۰ (۱۵۲)
حداکثر استحکام کششی (MPa)	۲۴۰-۵۵۰ (۳۵-۸۰)	۸۶۰-۸۹۶ (۱۲۵-۱۳۰)	۶۹۰ (۱۰۰)	۹۵۰ (۱۳۸)	۱۵۴۰ (۲۲۳)
ضریب الاستیسیتی (Psi × ۱۰۶) (Gpa)	۹۶ (۱۴)	۱۰۵-۱۱۷ (۱۵-۱۷)	۲۰۰ (۲۹)	۲۳۰ (۳۴)	۲۳۰ (۳۴)
حد تحمل (خستگی) Mpa (Psi × ۱۰۶)	—	۱۷۰-۲۴۰ (۲۴/۶-۳۵)	۳۰۰ (۴۳)	—	۲۴۰-۴۹۰ (۳۵-۷۱)
افزایش طول (٪)	۱۵-۲۴	۱۰-۱۵	۸	۳۰-۴۵	۹

یابد. استفاده از نایت‌گارد برای عادات پارافانکشنال شبانه، استفاده از مواد اکلوزالی برای کاهش نیروهای اکلوزالی وارده و استفاده از اوردنچر به جای پروتزهای ثابت به علت قابلیت خارج ساختن از دهان هنگام خواب مثال‌های دیگری از راهکارهای کاهش نیروها هستند. سطح عملکردی که نیروها بر روی آن انتشار پیدا می‌کنند نیز به خوبی با وجود یک طرح درمان مناسب قابل کنترل است.

سطح مقطع عرضی عمل کننده به سطحی اطلاق می‌شود که به طور مؤثر در انتشار نیروها و تحمل آنها شرکت دارد. این سطح می‌تواند ۱. با افزایش تعداد ایمپلنت‌هایی که در ناحیه بی‌دندانی قرار داده می‌شوند.[۲] انتخاب ایمپلنت‌هایی که از نظر شکل هندسی بیشترین سطح مقطع عرضی عمل کننده را ایجاد می‌کند، به حداکثر برسد. افزایش سطح عمل کننده سبب کاهش میزان فشارهای مکانیکی اعمال شده بر روی پروتز، ایمپلنت، و بافت‌های بیولوژیک می‌شود.

اجزای فشارهای وارده در دو گروه نرمال (عمود بر سطح که با 6 نشان داده می‌شود) و برشی (موازی سطح با نماد τ) شرح داده می‌شود) قرار می‌گیرد. فشار نرمال و دو فشار برشی هر کدام در یک صفحه عمل می‌کنند (X, Y, Z) بنابراین $\tau_{YX}=\tau_{XY}$ ، $\tau_{xz}=\tau_{zx}$ بوده و $\tau_{YZ}=\tau_{ZY}$ و هر عنصر سه بعدی می‌تواند فشار مربوط به خود را در سه بردار فشار نرمال و سه بردار برشی اعمال کند.

سؤالی که مطرح می‌شود آن است که بیشترین فشارهایی که به ایمپلنت و بافت‌های اطراف آن وارد می‌شود کدامند. بیشترین میزان فشار هنگامی اعمال می‌شود که عناصر وارد کننده فشار جهت‌گیری خاصی (شکل هندسی خاص) داشته که طی آن تمامی اجزای فشارهای برشی صفر باشد. هنگامی که یک عنصر در این وضعیت قرار گیرد به آن فشار اصلی (principal stress) اطلاق شده و به صورت 6_1 ، 6_2 ، 6_3 نشان داده می‌شود. به عنوان قرارداد، بیشترین فشار اصلی (6_1) نشان دهنده بیشترین فشار مثبت (معمولاً بیشترین فشار کششی) و حداقل فشار اصلی (6_3) نشان دهنده بیشترین فشار منفی (بیشترین فشار compressive) را در ایمپلنت یا بافت‌های ناحیه نشان می‌دهد. (6_2) مقدار میانگین 6_3 و 6_1 را نشان می‌دهد. تعیین حداکثر مقادیر نیروهای نرمال در سیستم ایمپلنت‌های دندانی و بافت‌ها می‌تواند دیدگاه ارزشمندی را با توجه به محل شکست ایمپلنت‌ها و آتروفی استخوان دهد.

تغییر شکل و کشش ناشی از آن

اعمال بار بر روی ایمپلنت دندانی می‌تواند سبب القای تغییر شکل در ایمپلنت و بافت‌های احاطه کننده آن شود. بافت‌های بیولوژیک می‌توانند توانایی تفسیر تغییر شکل یا تظاهرات وابسته به آن را دارا بوده و با ایجاد فعالیت‌های تغییر شکل استخوانی به آن پاسخ دهند.

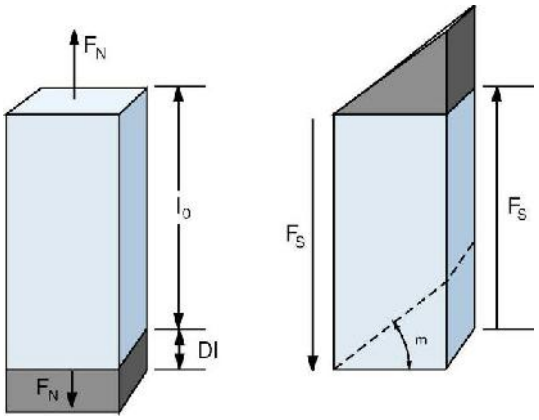
تغییر شکل و خصوصیات سختی مواد که در دندانپزشکی ایمپلنت مورد استفاده قرار می‌گیرد، خصوصاً مواد سازنده ایمپلنت می‌توانند بر بافت‌های بین سطحی تأثیر گذاشته، ساخت ایمپلنت را تسهیل نموده و سبب افزایش طول عمر کلینیکی می‌شوند. افزایش طول (تغییر شکل) مواد زیستی مورد استفاده در جراحی‌های ایمپلنت‌های دندانی از ۰ برای سرامیک‌های اکسید آلومینیوم تا ۵۵ برای استنلس استیل حرارت داده شده متفاوت است (جدول۲۵-۳). استرین به عنوان پارامتری وابسته به تغییرشکل معرفی شده و به نظر می‌رسد واسطه کلیدی برای فعالیت‌های استخوان باشد.

تحت اعمال نیروی کششی (F)، میله مستقیم (با طول اولیه l_0) دستخوش افزایش طول شده *[پایان صفحه ۵۴۷]* و به اندازه نهایی ($l+\Delta l_0$) می‌رسد. (تصویر ۳-۲۵). استرین افزایش طول در واحد طول را نشان می‌دهد و به صورت:

$$\frac{L}{l} = \frac{l-l_0}{\Delta\varepsilon} = \varepsilon$$

مواد زیستی							
Fe-Cr-Ni316-L			Al2O3				
مواد مذاب	کار در حالت سرد	C-Si	Sapphire	Alumina	Polyethylene	PMMA	PTFE
۷/۹	۷/۹	۱/۵-۲	۳/۹۹	۳/۹	۰/۹۴	۱/۲	۲/۲
۱۷-۲۰۰	۳۰۰-۳۵۰	—	—	HV ۲۳	D۶۵	M۶۰-۱۰۰	D۵۰-۶۵
۲۴۰-۳۰۰ (۳۵-۴۴)	۷۰۰-۸۰۰ (۱۰۲-۱۱۶)	—	—	—	—	—	—
۶۰۰-۷۰۰ (۸۷-۱۰۲)	۱۰۰۰ (۱۴۵)	۳۵۰-۵۱۷ (۵۱-۷۵)	۴۸۰ (۷۰)	۴۰۰ (۵۸)	۲۱-۴۴ (۳-۶/۴)	۵۵-۸۵ (۸-۱۲/۳)	۱۴-۳۴ (۲-۵)
۲۰۰ (۲۹)	۲۰۰ (۲۹)	۲۸-۳۴ (۴-۴/۹)	۴۱۴ (۶۰)	۳۸۰ (۵۵/۱)	۱ (۰/۱۴۵)	۲/۴-۳/۳ (۰/۳۴۸۰-۰/۴۷۹)	۰/۴ (۰/۰۵۸)
۳۰۰ (۴۳)	۲۳۰-۲۸۰ (۳۳/۳-۴۰/۶)	—	—	—	—	—	—
۳۵-۵۵	۷-۲۲	۰	۰	۰	۴۰۰	۲-۷	۲۰۰-۴۰۰

From Lemons JE, Bidez MW: Biomaterials and biomechanics in implant dentistry. In McKinney RV, editor: *Endosteal dental implants*, St Louis, 1991, Mosby.
UHMW, Ultrahigh molecular weight polyethylene; *PMMA*, polymethylmethacrylate; *PTFE*, polytetrafluoroethylene.



تصویر ۳-۲۵ تحت عمل نیروهای کششی (F_N) میله مستقیم به طول l_0 مقداری افزایش طول پیدا می‌کند که برابر با Δl است. استرین مهندسی (engineering strain) یا ε به میزان تغییر شکل در واحد طول گفته می‌شود. استرین برشی یا γ به تغییر در زاویه قائمه بدنه یا عنصر فشاری تحت عمل بارگذاری برشی خالص است. (F_S)

مشخص می‌شود. در این رابطه Δl نشان دهنده افزایش طول، l_0 نشان دهنده طول اولیه، l نشان دهنده طول نهایی بعد از افزایش طول است. استرین برشی یا ε ، تغییر در زاویه قائمه بدن یا عنصر تحت بارگذاری با نیروی برشی خالص را نشان می‌دهد. تمامی مواد (بیولوژیک یا غیر بیولوژیک) به وسیله خصوصیتی که طی آن حداکثر افزایش طول ممکن را قبل از تغییرشکل دائم یا شکسته شدن نشان می‌دهند، از یکدیگر قابل تمایز هستند. علاوه بر این مواد بیولوژیک، درجاتی از استرین را که وابسته به خصوصیات متغیر مواد تحت تأثیرسرعت بارگذاری هستند، (به طور مثال ضریب کشسانی و استحکام کششی نهایی) نشان می‌دهند.

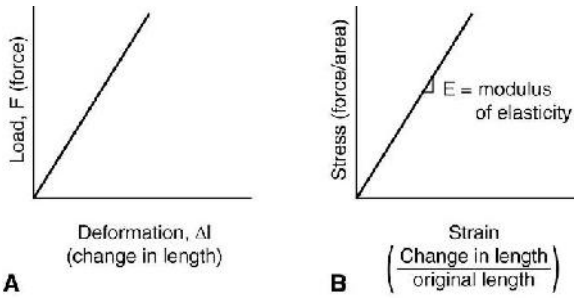
مشاهدات کلینیکی نیز نشان داده‌اند طی عمل بارگذاری محوری، استرین طرفی نیز به همراه استرین محوری ایجاد می‌شود. در یک محدوده الاستیک (بعداً در همین قسمت توضیح داده می‌شود)، این دو استرین با یکدیگر دارای نسبتی بوده که توسط نسبت پویسون (Poisson's ratio) مشخص می‌شود. μ ، برای بارگذاری کششی :

$$\mu = \text{کشش طرفی} / \text{کشش محوری}$$

تشریح خصوصیات مکانیکی مواد برای تعیین خصوصیات استرس- استرین بافت- ایمپلنت در ارتباط با تئوری مکانیک جامدات به کار می‌رود.

رابطه استرس- استرین

بین نیروی اعمال شده بر روی ایمپلنت و بافت‌های احاطه کننده آن و تغییر شکل متعاقب آن (استرین) در سیستم ایمپلنت وجود یک رابطه، ضروری به نظر می‌رسد. اگر جسمی با قابلیت کشسانی در معرض بارگذاری قرار گیرد، منحنی تغییر شکل در برابر بارگذاری ایجاد می‌شود (شکل A ، ۴-۲۵). از تقسیم مقادیر بار اعمال شده به اندازه سطحی که به آن نیرو

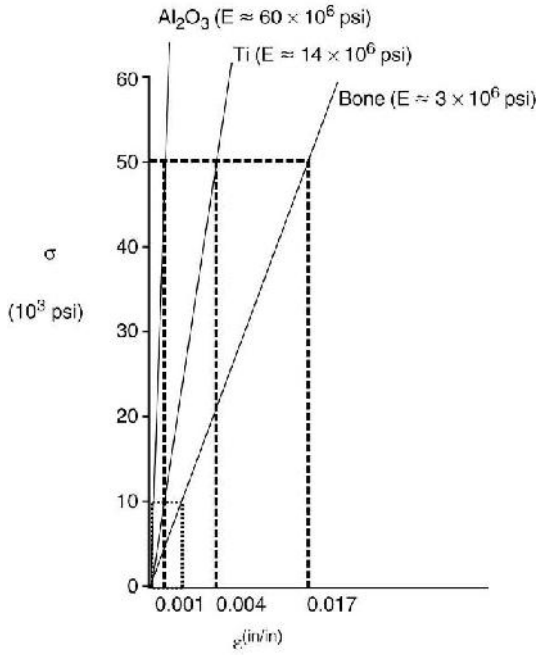


تصویر۴-۲۵ **A** منحنی بارگذاری به تغییر شکل می‌تواند برای هر جسم الاستیک تحت بارگذاری در آزمایش رسم شود. **B** از تقسیم مقدار بارگذاری بر ناحیه سطحی و تغییر شکل طول اولیه اندازه‌گیری شده در نمونه، یک منحنی استرس- استرین ایجاد می‌شود. (بار/ تغییر شکل (تغییر طول) فشار (نیرو/ سطح)/ (تغییر طول/ طول اولیه) ضریب الاستیسیتی =E

وارد می‌شود و نسبت طول افزایش یافته به طول اولیه منحنی استرس- استرین کلاسیک شکل می‌گیرد (تصویر B ، ۴-۲۵). این منحنی پیش‌بینی می‌کند که چه میزان استرین در یک ماده تحت بارگذاری مشخص، ایجاد می‌شود. شیب قسمت خطی (الاستیک) این منحنی به نام ضریب کشسانی (E) خوانده شده و مقدار آن نشان دهنده میزان سفتی ماده مورد مطالعه است.

نزدیک‌تر بودن ضریب کشسانی ایمپلنت به ضریب کشسانی بافت‌های بیولوژیک مجاور آن، تمایل کمتر به حرکت نسبی در سطح بینابینی ایمپلنت و بافت را نشان می‌دهد. استخوان کورتیکال حداقل ۵ برابر تیتانیوم قابل انعطاف است. با افزایش میزان فشار، تفاوت نسبی سفتی تیتانیوم و استخوان افزایش می‌یابد و با کاهش میزان استرس، این تفاوت نسبی کم می‌شود. همان طور که قبلاً بیان شد، هرگاه استرس کم باشد، استخوان ویسکوالاستیک می‌تواند به طور قابل پیش‌بینی‌تری در تماس با تیتانیوم که دارای سفتی بیشتری است، قرار گیرد. در بررسی‌های حرکتی تمام قوس، خم شدن مندیبل به سمت خط میانی حین باز شدن دهان باید در نظر گرفته شود. در پروتزها و سیستم‌های حمایت شونده توسط ایمپلنت که از مولر تا مولر به هم اتصال دارند، در صورتی که سطوح بینابینی دست نخورده باقی بمانند، باید امکان ایجاد حرکت مشابهی فراهم شود.

هنگامی که یک سیستم ایمپلنت بخصوص انتخاب می‌شود (به طور مثال نوع خاصی از ماده)، تنها راهی که عمل کننده بتواند استرین ایجاد شده در بافت‌ها را کنترل کند، کنترل نیروی وارده یا تغییر در دانسیته استخوانی اطراف ایمپلنت است (تصویر ۵-۲۵). چنین فشارهایی (نیرو/ سطح) ممکنست تحت تأثیر طراحی ایمپلنت، سایز، تعداد ایمپلنت‌ها، زاویه آن و ترمیم روی آن قرار گیرد. شکل هندسی کلی ایمپلنت (مقدار و موقعیت سطح در دسترس برای اعمال نیرو جهت پراکنده کردن نیروها) تأثیر بسیار زیادی بر طبیعت نیروهای انتقال یافته در سطح بینابینی ایمپلنت- بافت دارد. فشار اعمال شده همچنین توسط اندازه سطح اکلوزال، از بین برنده‌های استرس (stress Breaker) ، استفاده از اوردنچرها به جای پروتزهای ثابت، و طراحی تماس‌های اکلوزال در



تصویر ۵-۲۵ هنگامی که یک سیستم ایمپلنت خاص انتخاب می‌شود، تنها راه برای کنترل استرین (ε) بر روی بافت‌ها کنترل فشار اعمال شده (δ) است. بیشترین میزان فشار اعمال شده به سیستم، بیشترین تفاوت را در استرین استخوان و ایمپلنت ایجاد می‌کند.

ترمیم‌ها تحت تأثیر قرار می‌گیرد. *[پایان صفحه ۵۴۸]* به طور کلی افزایش میزان فشار اعمال شده بر روی سیستم ایمپلنت‌های دندانی منجر به بیشتر شدن اختلاف استرین بین مواد سازنده ایمپلنت و استخوان می‌شود. در چنین مواردی ایمپلنت تمایل کمتری به اتصال به استخوان داشته و احتمال رشد بافت فیبروز درون ناحیه بینابینی ایمپلنت و استخوان برای انطباق با افزایش در میزان این اختلاف بیشتر می‌شود. چگالی استخوانی نه تنها با استحکام استخوان رابطه داشته بلکه با ضریب کشسانی آن نیز مرتبط است (سفتی). هر چه استخوان سفت‌تر باشد، میزان سختی آن بیشتر بوده و هر چه استخوان نرمتر باشد، انعطاف‌پذیری آن بیشتر است. کاهش فشارها در استخوان نرمتر به دو دلیل عمده اهمیت بیشتری دارد : ۱. برای کاهش برآیند استرین‌های بافتی ایجاد شده به علت تفاوت در خاصیت کشسانی ۲. استخوان نرمتر استحکام نهایی پایین‌تری را نشان می‌دهد.

قانون هوک به ارتباط بین استرس و استرین اطلاق می‌شود که ساده‌ترین شکل آن به صورت زیر بیان می‌شود :

$$\delta E = \varepsilon$$

δ در این رابطه نشان دهنده استرس نرمال (پاسکال یا پوند بر مجذور اینچ) ε نماد استرین نرمال (بدون واحد) و E نماد ضریب کشسانی (پاسکال یا پوند بر مجذور اینچ) است. رابطه مشابهی در مورد استرس‌های برشی و کشش ناشی از آن وجود دارد که در آن ثابت تناسب ضریب سختی (G) بوده که به صورت زیر نشان داده می‌شود :

$$\tau = \gamma G$$

τ نماد استرس برشی (پاسکال یا پوند بر مجذور اینچ)، G نماد ضریب سختی (پاسکال یا پوند بر مجذور اینچ) و γ نماد استرین برشی (بدون واحد) است.

بارهای ضربه‌ای

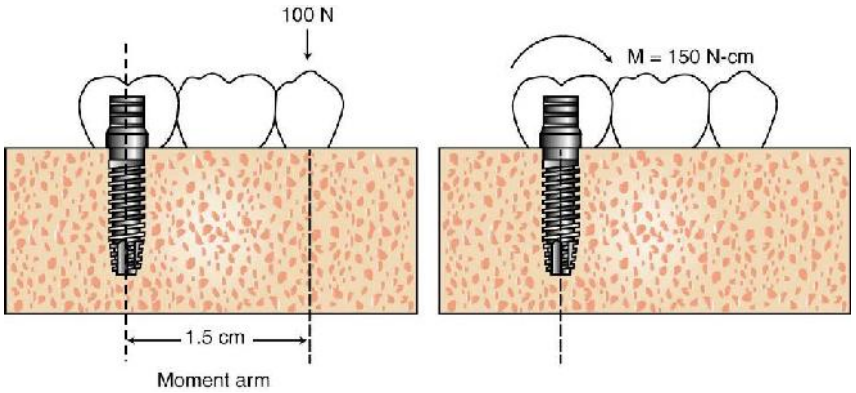
هنگامی که دو جسم در یک وقفه زمانی به هم اصابت کنند (کسری از ثانیه)، نیروهای عکس‌العمل بزرگی ایجاد می‌شوند. چنین تلاقی یی ، ضربه (impact) خوانده می‌شود. در سیستم ایمپلنت‌های دندانی که در معرض بارهای اکلوزالی قرار دارند، تغییر شکل می‌تواند در ترمیم پروتزی، خود ایمپلنت و یا در بافت‌های بین سطحی مجاور رخ دهد. ماهیت سفتی نسبی این اجزا در سیستم ایمپلنت به طور گسترده‌ای پاسخ این سیستم به بارهای ضربه‌ای کنترل می‌کند. هر چه میزان این بارها بیشتر باشد، احتمال شکستگی استخوان، ایمپلنت و بریج بیشتر است.

ایمپلنت‌هایی که به سختی در جای خود ثابت شده‌اند در مقایسه با دندان‌های طبیعی که دارای لیگامان‌های پریودنتال هستند، نیروی ضربه‌ای بین سطحی بیشتری را طی اکلوژن ایجاد می‌کنند. پروتزهای متکی بر بافت نرم، به علت ارتجاعی بودن بافت لثه‌ای، کمترین نیروی ضربه‌ای را اعمال می‌کنند. شکسته شدن مواد اکلوزالی از عوارض قابل توجه پروتزهای ثابت متکی بر دندان‌های طبیعی است. شیوع این شکستگی‌ها بر روی ایمپلنت‌ها بیشتر بوده و ممکنست به ۳۰٪ هم برسد.

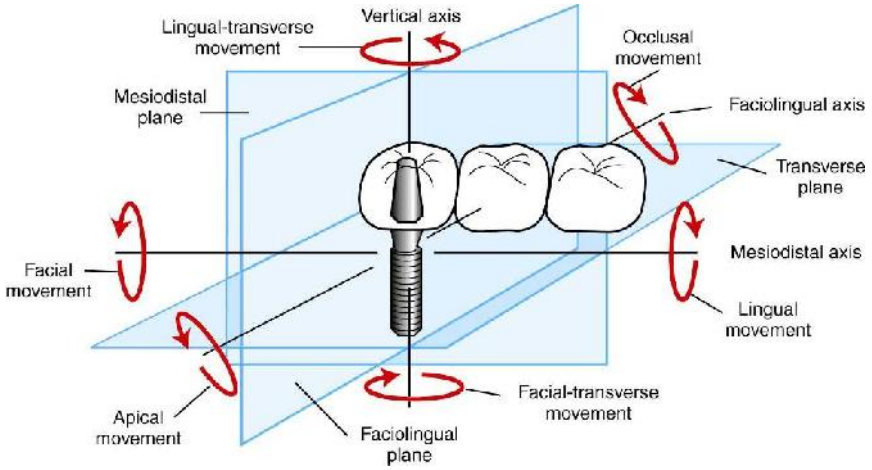
روش‌های متعددی برای نشان دادن تأثیر کاهش بارهای وارده بر ایمپلنت‌ها پیشنهاد شده است. Skalak پیشنهاد نمود که از دندانی آکریلی در امتداد یک اتصال دهنده (fixture) که به طور نسبی استوانیتگره شده است برای تقلیل دادن بارهای شدید ضربه‌ای که تخریب شدید بافت‌های استخوانی مجاور را به دنبال دارند، استفاده شود. Weiss چنین اظهار داشت که وجود بافت فیبروزه در سطح بینابینی ایمپلنت و بافت نقش جاذب ضربه را بازی کرده و مشابه لیگامان‌های پریودنتال عمل می‌کنند. لااقل در یکی از طراحی‌های ایمپلنت تلاش شده است تا قابلیت جذب نیروهای ضربه‌ای با استفاده از"عناصر با توانایی تحرک داخلی" با سفتی کمتر نسبت به سایر ایمپلنت‌ها ایجاد شود. Misch از استفاده از ترمیم‌های موقت آکریلی به همراه بارگذاری اکلوزالی تدریجی جهت ارتقای سطح بینابینی ایمپلنت– استخوان پیش از قراردهی ترمیم نهایی، طراحی اکلوزال و انتشار نیروهای حین جویدن به داخل سیستم، حمایت می‌کند. اطلاعات موجود درباره نیروهای ضربه‌ای بر روی دندان‌های طبیعی و بریج‌های متکی بر دندان بسیار محدود است.

انتقال نیرو و مکانیسم‌های شکست

روشی که در آن نیروها بر ترمیم‌های ایمپلنت درون محیط دهان اعمال می‌شود، احتمال کلی شکست را در سیستم مشخص می‌کند. مدت زمان نیرو می‌تواند بر نتیجه نهایی یک سیستم ایمپلنت تأثیرگذار باشد. به طور نسبی، اعمال نیرو با اندازه کم به صورت تکرار شونده برای مدت طولانی، می‌تواند منجر به شکست ناشی از خستگی یک ایمپلنت



تصویر ۶-۲۵ گشتاور یک نیرو، برداری (M) تعریف می‌شود که بزرگی آن حاصلضرب بزرگی نیرو در فاصله عمودی (بازوی گشتاور) از نقطه مورد نظر تا خط فعالیت نیروهاست.



تصویر ۷-۲۵ بارهای گشتاوری تمایل به القای گردش در سه صفحه دارند. گردش در جهت عقربه‌های ساعت و در خلاف آن در سه صفحه منجر به ایجاد شش گشتاور می‌شود. لینگوالی- عرضی، لینگوالی- فاسیالی، اکلوزالی، اپیکالی، فاسیالی و لینگوالی.

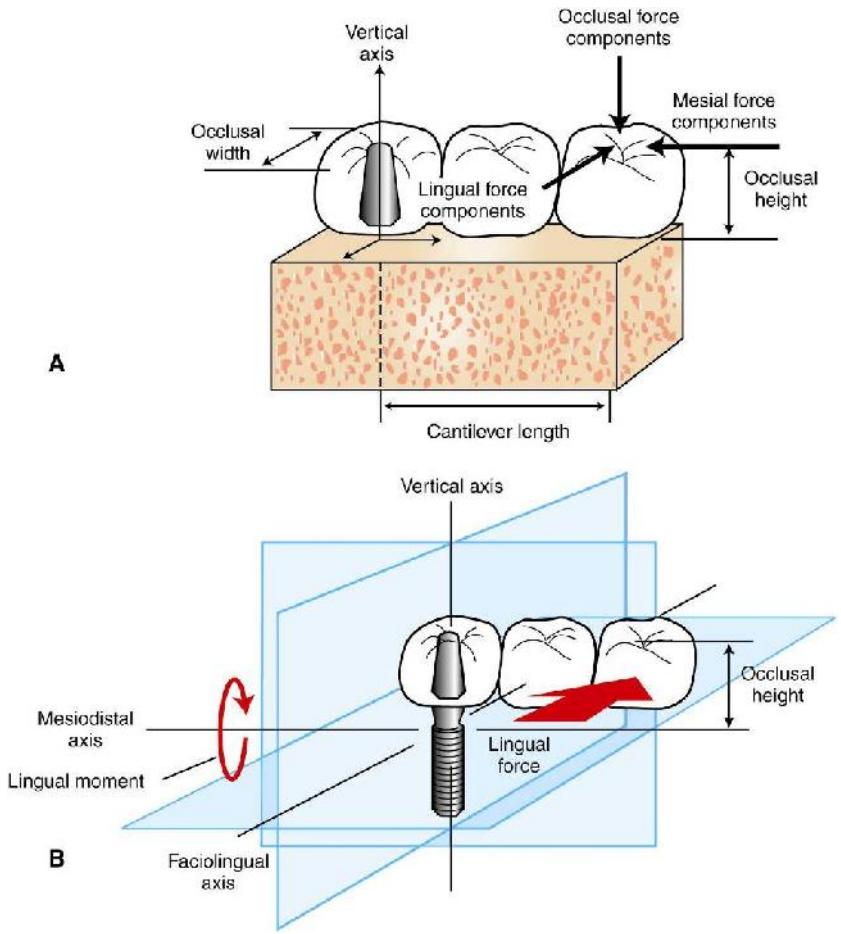
یا پروتز شود. در صورت کافی نبودن سطح مقطع عرضی برای انتشار نیروهای با مقدار زیاد، منجر به تمرکز فشارها و در نهایت شکست ایجاد می‌شود. *[پایان صفحه ۵۴۹]* اگر یک نیرو با مقداری فاصله از یک اتصال ضعیف در ایمپلنت یا پروتزی اعمال شود، در اثر گشتاور نیروها شکست ناشی از خم شدن یا پیچش رخ می‌دهد. آگاهی از چگونگی انتقال نیروها و مکانیسم‌های شکست در اشخاص عمل کننده برای جلوگیری از عوارض دردناک و پرهزینه اهمیت حیاتی دارد.

گشتاور نیروها

گشتاور نیروها حول یک نقطه سبب چرخش یا خم شدگی اطراف آن می‌شود. در تصویر ۶-۲۵ گشتاور به صورت بردار (M) نشان داده شده است (بردار نشان دهنده بزرگی و جهت می‌باشد). بزرگی آن با ضرب کردن نیروی ایجاد شده در میزان فاصله عمودی (بازوی گشتاور نیز گفته می‌شود) از نقطه شروع تا خط محل اعمال نیرو محاسبه می‌شود. این گشتاور نیروی تحمیل شده، (torque نیروی گشتاور) یا نیروی چرخشی (torsional load) خوانده می‌شود و می‌تواند برای سیستم ایمپلنت مخرب باشد. این گشتاور چرخشی یا خمشی به سیستم‌های ایمپلنت تحمیل می‌شوند. به طور مثال بریج‌های کانتی‌لور بسیار بلند یا قسمت‌های میله‌ای می‌توانند منجر به تخریب سطح بینابینی، تحلیل استخوان، شل شدن پیچ‌های پروتز یا شکستگی بریج یا بار (میله) شود. طراحی مناسب ترمیم‌ها باید شامل توجه به نیروها و بارهای گشتاوری حاصل از این نیروها باشد.

بازوهای گشتاور کلینیکی

جمع شش گشتاور (چرخش‌ها) می‌تواند سبب ایجاد سه محور مختصات کلینیکی شود که پیش از این شرح داده شد (محورهای اکلوزواپیکال، فاسیولینگوال و مزیودیستال) (تصویر ۷-۲۵). چنین نیروهای گشتاوری شامل ریز چرخش‌ها و تمرکز فشارها بر لبه ریج استخوان آلوئول در سطح بینابینی ایمپلنت- استخوان می‌شود *[پایان صفحه ۵۵۰]* که نتیجه آن از دست رفتن اجتناب‌ناپذیر استخوان کرستال است.



تصویر ۸-۲۵ **A** سه بازوی گشتاور کلینیکی در ایجاد بارهای چرخشی (گشتاور) بر روی ایمپلنت‌های دندانی : ارتفاع اکلوزالی، عرض اکلوزالی و طول کانتی‌لور. **B** ارتفاع اکلوزالی به عنوان بازوی گشتاور برای اجزای نیروی اعمال شده در امتداد محور فاسیولینگوالی و مزیودیستالی عمل می‌کند.

سه بازوی گشتاور کلینیکی در دندانپزشکی ایمپلنت وجود دارد : ۱. ارتفاع اکلوزالی ۲. طول کانتی‌لور و ۳. عرض اکلوزالی. به حداقل رساندن این بازوهای گشتاور برای جلوگیری از ترمیم‌های بدون گیر، شکسته شدن اجزا، از دست رفتن استخوان کرستال یا شکست کل سیستم ایمپلنت الزامی است.

ارتفاع اکلوزال

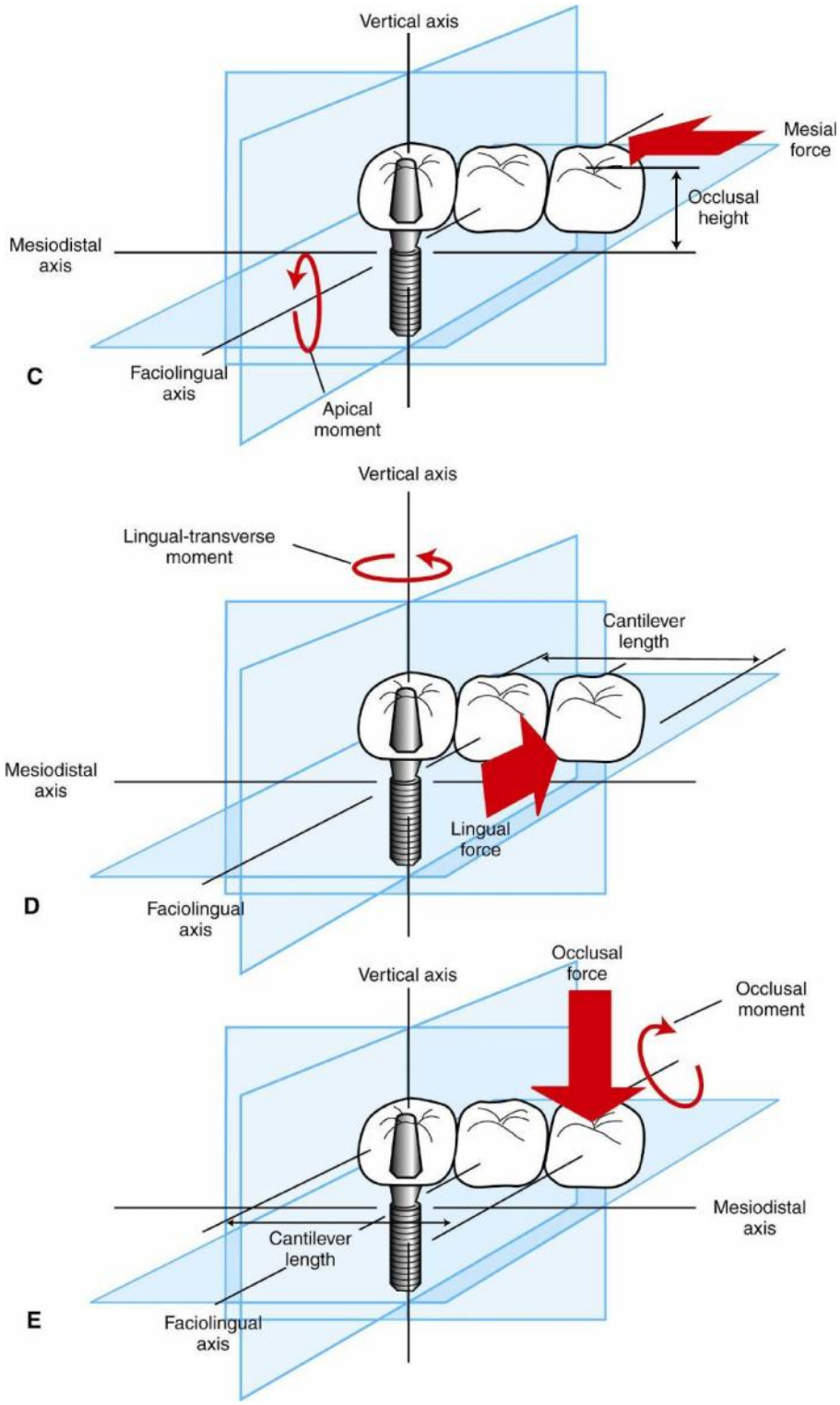
تصویر ۸-۲۵ نشان می‌دهد ارتفاع اکلوزال به عنوان بازوی گشتاور اجزایی از نیرو که در راستای محور فاسیولینگوال اعمال می‌شوند (تماس‌های اکلوزال کارگر یا غیر کارگر، فشار زبان یا نیروی غیرفعال گونه و عضلات دهان (تصویر B ، ۸-۲۵) به اجزای از نیرو که در راستای محور مزیودیستال وارد می‌شود (تصویر C ، ۸-۲۵) عمل می‌کند.

در استخوان نوع A نیروی گشتاوری اولیه وارده به لبه استخوان از نوع C و D کمتر است و این موضوع به بلندتر بودن ارتفاع تاج در این دو نوع بر می‌گردد. در طرح درمان باید در ابتدا این محیط بیولوژیکی سازش یافته در نظر گرفته شود (جدول ۴-۲۵). جزیی از گشتاور نیروها که در راستای محور عمودی اعمال می‌شود، تحت تأثیر ارتفاع اکلوزالی قرار نمی‌گیرد چرا که هیچ بازوی گشتاور مؤثری وجود ندارد. هر چند، تماس‌های اکلوزالی خارج محوری یا بارگذاری‌های طرفی سبب بازوی گشتاور قابل توجهی می‌شوند. (تصویر E ، ۸-۲۵ را ببینید).

طول کانتی‌لور

نیروهای گشتاوری بزرگ ممکن است توسط اجزای نیروی در راستای محور عمودی در پروتزهایی با طراحی کانتی‌لور گسترش یافته یا ایمپلنت‌هایی که به سختی توسط پروتز ثابت شده‌اند، ایجاد شود. اجزای نیروی لینگوالی که در طول کانتی‌لور وارد می‌شوند سبب القای گشتاور چرخشی در اطراف گردن ایمپلنت می‌شوند (تصویر D ، ۸-۲۵).

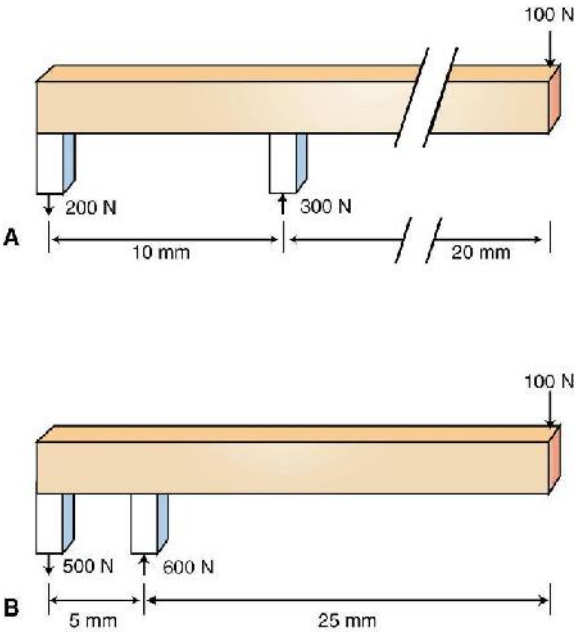
ایمپلنت دارای کانتی‌لور مزیالی در طول‌های ۱ و ۲ و ۳ سانتی‌متر محدوده قابل توجهی از نیروهای گشتاوری را داراست. اگر نیروی ۱۰۰ نیوتنی به طور مستقیم بر روی ایمپلنت اعمال شود هیچ گونه بار گشتاوری یا چرخشی ایجاد نمی‌شود چرا که هیچ نیروی چرخشی به صورت زاویه‌دار وارد نشده است. اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتنی در فاصله ۱سانتیمتری ایمپلنت



ادامه شکل ۸-۲۵ C و D اجزای نیروی لینگوالی نیز اگر در طول کانتی‌لور اعمال شوند، می‌توانند گشتاور چرخشی حول گردن ایمپلنت القا نمایند. E گشتاور نیرو در امتداد محور عمودی با ارتفاع اکلوزالی تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد زیرا اگر به صورت مرکزی قرارگرفته شود، طول بازوی گشتاوری مؤثر آن صفر خواهد بود.

جدول ۴-۲۵ نیروی گشتاوری در ناحیه کرست استخوان نوع ۱ هنگام قرارگیری در معرض نیروهای نشان داده شده در شکل (۹-۲۵)

تأثیر بر گشتاور		گشتاورهای تحمیلی (N/mm) بر سطح بینابینی تاج- کرست ایمپلنت					
ارتفاع اکلوزال (mm)	طول کانتی‌لور (mm)	لینگوال	فاسیال	اپیکال	اکلوزال	فاسیال- عرضی	لینگوال- عرضی
۱۰	۱۰	۱۰۰	۰	۵۰	۲۰۰	۰	۱۰۰
۱۰	۲۰	۱۰۰	۰	۵۰	۴۰۰	۰	۲۰۰
۱۰	۳۰	۱۰۰	۰	۵۰	۶۰۰	۰	۳۰۰
۲۰	۱۰	۲۰۰	۰	۱۰۰	۲۰۰	۰	۱۰۰
۲۰	۲۰	۲۰۰	۰	۱۰۰	۴۰۰	۰	۲۰۰
۲۰	۳۰	۲۰۰	۰	۱۰۰	۶۰۰	۰	۳۰۰



تصویر ۹-۲۵ **A** اگر دو ایمپلنت به فاصله 10 mm از هم طراحی و با یک کانتی‌لور 20 mm دیستالی به هم اسپلینت شوند، آن گاه یک نیروی ۱۰۰ N ایجاد نیرویی برابر با 200 N در ایمپلنت مزیالی نموده و ایمپلنت دیستالی به عنوان تکیه‌گاه نیرویی برابر با 300 N را تحمل می‌کند. **B** اگر ایمپلنت‌ها به فاصله 5 mm از هم قرار گیرند، آنگاه ایمپلنت قدامی 500 N نیرو را متحمل می‌شود در حالی که به ایمپلنت خلفی به عنوان تکیه‌گاه 600 N نیرو وارد می‌شود.

منجر به ایجاد بار گشتاوری به اندازه N-cm100 می‌شود. *[پایان صفحه ۵۵۱]* به طور مشابه قرار دادن این نیرو در ۲ و ۳ سانتیمتری ایمپلنت به ترتیب ایجاد گشتاور چرخشی با اندازه ۲۰۰ و 300 N-cm را به دنبال دارد.

کانتی‌لورهایی که به ایمپلنت‌های اسپلینت شده اتصال می‌یابند سبب عکس‌العمل پیچیده‌ای در بارگذاری می‌شوند و در ساده‌ترین شکل آن، اهرم نوع ۱ ایجاد می‌شود. اگر دو ایمپلنت با فاصله ۱۰ میلیمتر از هم به یکدیگر اسپلینت شوند، و کانتی‌لوری به طول ۲۰ میلی‌متر با بارگذاری به اندازه ۱۰۰ نیوتن در دیستال آن طراحی شود، نتایج بارگذاری زیر حاصل می‌شود. ایجاد نیروی کششی ۲۰۰ نیوتنی در ایمپلنت مزیالی سبب مقاومت در برابر نیروی ۱۰۰ نیوتنی شده و ایمپلنت دیستالی نقش تکیه‌گاه را بازی می‌کند که به آن نیروی فشاری ۳۰۰ نیوتن وارد می‌شود (تصویر A ، ۹-۲۵). اگر موقعیت و میزان بار وارده دیستالی به همین صورت باقی بماند ولی ایمپلنت دیستالی ۵ میلی‌متر قدامی‌تر قرار گیرد، آنگاه نتایج بارهای وارده بر ایمپلنت‌ها متفاوت خواهد بود (تصویر B ، ۹-۲۵) ایمپلنت قدامی باید نیروی کششی ۵۰۰ نیوتن را تحمل کرده و به ایمپلنت دیستالی که نقش تکیه‌گاه را دارد نیروی فشاری ۶۰۰ نیوتن وارد می‌شود. بنابراین نیروی کششی بر روی ایمپلنت قدامی ۲. ۵ برابر شده در حالی که میزان نیروی فشاری ۲ برابر می‌شود. از آنجایی که استخوان و پیچ‌ها هر دو نسبت به نیروهای کششی ضعیف‌ترند، هر دوی ایمپلنت‌ها بیشتر در معرض عوارض بعدی قرار می‌گیرند.

قوانین مربوط به اهرم نوع ۱ در مورد نیروهای اعمال شده بر روی کانتی‌لورهای دارای ایمپلنت‌های اسپلینت شده قدامی که بر روی یک انحنا با پروتزهای گسترش یافته دیستالی قرارگرفته‌اند نیز صادق است (در پروتکل پروتزی nobel biocare) توجه ارزشمند استفاده از ۴ تا ۶ ایمپلنت قدامی در جلوی سوراخ‌های چانه‌ای یا سینوس ماگزیلا و پروتزهای ثابت تمام قوس دارای قسمت‌های مختلف کانتی‌لور را توصیه می‌کند. طول خاصی برای کانتی‌لورها بیان نشده است هر چند اندازه ۲ تا ۳ پره‌مولر پیشنهاد شده است. هنگامی که از ۴ ایمپلنت به جای ۶ عدد برای حمایت ترمیم‌های پروتزی استفاده می‌شود یا ایمپلنت‌ها درون استخوان انعطاف‌پذیرتری قرار می‌گیرند، کاهش طول کانتی‌لور توصیه شده است. از دیستال هر دو ایمپلنت خلفی خطی کشیده شده است. فاصله این خط تا مرکز ایمپلنت قدامی تر، فاصله قدامی- خلفی A-P spread خوانده می‌شود. انتشار (A-P) هر چه این فاصله بیشتر باشد، نیروی وارده از طرف کانتی‌لور بر سیستم ایمپلنت کمتر است. زیرا این فاصله اثر متعادل کننده دارد. همان طور که Misch بیان کرده است، مقدار فشاری که به سیستم وارد می‌شود، تعیین کننده طول کانتی‌لور دیستالی است. از آنجایی که فشار، تقسیم نیرو در واحد سطح است، هر دوی سطح و نیرو باید در نظر گرفته شوند. بزرگی و جهت نیرو توسط اعمال پارافانکشنال، ارتفاع تاج، حرکت‌های حین جویدن، جنس، سن و موقعیت قوس تعیین می‌شود. سطح عملکردی نیز به وسیله تعداد ایمپلنت‌ها، عرض، طول، طراحی و دانسیته استخوانی مشخص می‌شود *[پایان صفحه ۵۵۳]* که تمامی این موارد تعیین کننده سطح تماس و استحکام استخوانی هستند. بررسی‌های کلینیکی پیشنهاد می‌کنند در شرایط ایده‌آل عدم وجود عادات پارافانکشنال،

حضور ۵ ایمپلنت نوع A و طول کانتی‌لور دیستالی نباید از ۲/۵ برابر طول A-P تجاوز کند می‌باشد. یکی از مهمترین فاکتورهای تعیین کننده طول کانتی‌لور، بزرگی نیروهای وارده است. در بیمارانی که دچار براکسیسم شدید هستند بدون در نظر گرفتن میزان نیروهای وارده، نباید از هیچ کانتی‌لوری استفاده شود.

در قوس‌های مربعی انتشار A-P بر روی ایمپلنت‌های اسپلینت شده کمتر بوده و در نتیجه طول کانتی‌لور باید کوتاهتر باشد. در قوس‌های متقارب فاصله ایمپلنت قدامی و خلفی بیشتر بوده و امکان طراحی کانتی‌لور با طول بلندتر را می‌دهد. در اکثر موارد استخوان ماگزیلا نسبت به مندیبل دانسیته کمتری داشته و کانتی‌لورهای قدامی در آن کاربرد بیشتری دارند. در نتیجه در ماگزیلا برای انتشار A-P بیشتر نیروها بر روی پروتزهای کانتی‌لور نیاز به ایمپلنت‌های خلفی بیشتری وجود دارد و ممکنست آگمنتاسیون و بالا بردن سینوس برای ایجاد امکان قراردهی ایمپلنت‌های خلفی نیاز باشد.

عرض اکلوزالی

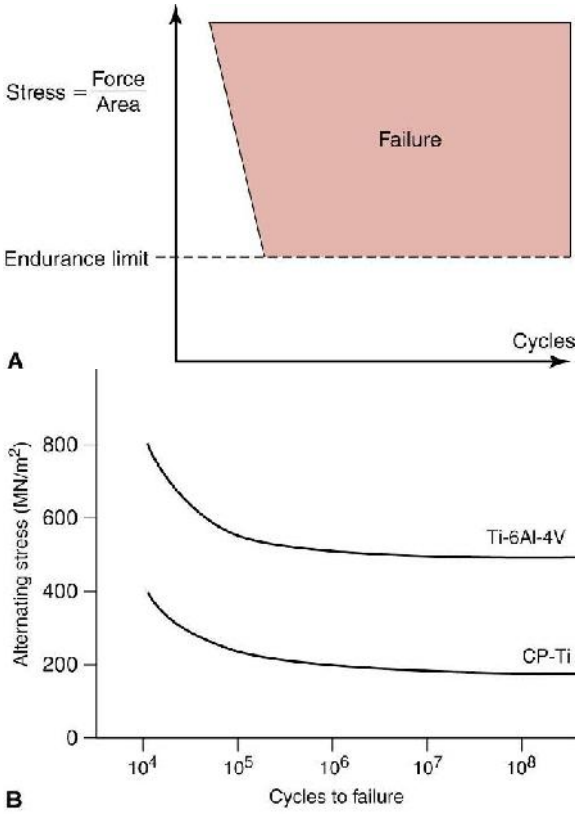
افزایش عرض اکلوزال سبب افزایش بازوی گشتاور بارگذاری‌های متمایل اکلوزالی می‌شود. با باریک‌تر کردن سطح اکلوزال یا تنظیم اکلوژن، می‌توان تماس‌های مرکزی (سنتریک) را برقرار نموده و سبب کاهش قابل توجه انحراف فاسیولینگوالی (چرخش) شد.

به طور خلاصه، یک چرخه نادرست و مخرب می‌تواند سبب ایجاد نیروهای گشتاوری و از دست رفتن استخوان کرستال شود. در صورت از دست رفتن استخوان لبه‌ای، ارتفاع اکلوزالی خودبخود افزایش می‌یابد. به دنبال این افزایش، بازوی گشتاور، ریزچرخش‌های فاسیولینگوالی و میزان نوسان بیشتر شده و منجر به از دست رفتن بیشتر استخوان لبه‌ای می‌شود. اگر محیط بیومکانیکی تصحیح نشود، این چرخه تا زمانی که استخوان افزایش دانسیته و استحکام پیدا نکند، به صورت پیشرونده سبب شکست ایمپلنت می‌شود.

شکست ناشی از خستگی

شکست ناشی از خستگی طی بارگذاری‌های متعدد ایجاد می‌شود. چهار عامل خستگی به طور قابل توجه بر تمایل شکست خستگی در ایمپلنت‌های دندانی تأثیرگذارند : ۱. مواد زیستی (biomaterial) ۲. شکل هندسی کلی (macrogeometry) ۳. بزرگی نیرو ۴. تعداد دوره‌ها

خصوصیات خستگی مواد زیستی به صورت شماتیک توسط منحنی S-N نشان داده می‌شود. (نمودار نیروی اعمال شده بر حسب تعداد دوره‌های بارگذاری (تصویر A ، ۱۰-۲۵) اگر نیروی بسیار زیادی بر روی یک ایمپلنت وارد شود، تعداد دوره‌های بارگذاری که قبل از شکسته شدن می‌تواند تحمل کند، بسیار کم است. از طرف دیگر، میزانی از استرس که در مقادیر کمتر از آن یک ماده زیستی ایمپلنت قابل بارگذاری با تعداد دورهای نامتناهی است، حد تحمل آن ماده نامیده می‌شود (endurance limit) . آلیاژ تیتانیوم در مقایسه با تیتانیوم خالص تجارتی حد تحمل بیشتری نشان می‌دهد (تصویر B ، ۱۰-۲۵).



تصویر ۱۰-۲۵ **A** رفتار خستگی مواد زیستی توسط یک نمودار فشار اعمال شده به تعداد دوره‌های بارگذاری مشخص می‌شود، یک منحنی. **B** (S-N) حد تحمل به میزان فشاری اطلاق می‌شود که در مقادیر زیر آن، ماده زیستی ایمپلنت می‌تواند به میزان نامحدود بدون شکست بارگذاری شود. آلیاژ تیتانیوم در شرایط خستگی دو تا چهار برابر نسبت به تیتانیوم خالص تجارتی استحکام بیشتری دارد.

شکل هندسی ایمپلنت بر میزان مقاومت آن در برابر بارهای خمشی یا پیچشی و نهایتاً شکستگی ناشی از خستگی تأثیرگذار است. ایمپلنت‌ها در موارد بسیار نادر در برابر بارهای فشاری محوری، شکست ناشی از خستگی نشان می‌دهند. Morgan و همکاران، شکست ناشی از خستگی را در ایمپلنت‌های دندانی برنمارک به علت نیروهای باکولینگوالی دوره‌ای (بارگذاری طرفی) در مناطقی از قسمت پیچ شونده (fixture) که استحکام خمشی پایینی دارند (کاهش گشتاور اینرسی) گزارش نمودند. ۱۵ شکستگی در دندان‌های آکریلی یا کامپوزیتی در ۱۰ تا ۲۰ پروتز ثابت حمایت شده با ایمپلنت طی دوره زمانی ۱ تا ۵ سال رخ داد.

شکل هندسی، ضخامت فلز یا ایمپلنت را نیز شامل می‌شود. ماده‌ای که ضخامت دیواره آن دو برابر باشد، تقریباً ۱۶ برابر استحکام بیشتری دارد. معمولاً ناحیه اتصال ضعیفی در ایمپلنت به علت تفاوت در قطر داخلی و خارجی پیچ و فضای پیچی پایه وجود دارد. *[پایان صفحه ۵۵۴]*

تا جایی که نیروهای وارده به ایمپلنت قابل کاهش باشد، امکان شکست ناشی از خستگی نیز کاهش می‌یابد. همان طور که قبلاً شرح داده شد، نیروهای وارده به ایمپلنت‌های دندانی با در نظر داشتن موقعیت قرارگیری

قوس دندانی (در نظر داشتن میزان نیروی بیشتر در قسمت خلف نسبت به قدام ماگزیلا و مندیبل)، حذف نیروهای گشتاوری، افزایش سطح قابل دسترس برای مقاومت در برابر نیروهای وارده (به حداکثر رساندن سطح عملکرد یا افزایش تعداد ایمپلنت‌های به کار رفته)، قابل کاهش است.

در نهایت، شکست ناشی از خستگی با کاهش دوره‌های بارگذاری کم می‌شود. بنابراین روش‌های تهاجمی برای حذف عادات پارافانکشنال و کاهش تماس‌های اکلوزالی برای محافظت در برابر شکست ناشی از خستگی به کار می‌رود.

گشتاور اینرسی

گشتاور اینرسی به علت اهمیت آن در بررسی‌های خمشی و پیچشی، ویژگی مهمی در طراحی ایمپلنت‌های استوانه‌ای شکل به شمار می‌رود. فشار خمشی در این استوانه‌ها طبق رابطه زیر محاسبه می‌شود :

$$M\gamma/I = \delta$$

M نماد گشتاور (نیوتون- سانتیمتر) γ نشان دهنده فاصله از محور خمشی خنثی (سانتیمتر)، I نماد گشتاور اینرسی (سانتیمتر به توان ۴) است. شکل هندسی سطح مقطع ریشه ایمپلنت دارای تنوعات گوناگون است و می‌تواند به صورت دایره توخالی باشد تا به صورت کانالی در داخل بدنه ایمپلنت برای درگیر شدن با پیچ پایه درآید. در ناحیه دیستال یک ایمپلنت ریشه‌ای شکل (ناحیه اپیکال)، شکل هندسی سطح مقطع می‌تواند بیشتر به صورت دایره توپر باشد. در برخی طراحی‌ها، سوراخی که به طور عرضی به داخل سطح مقطع عرضی نفوذ می‌کند می‌تواند در شکل هندسی ناحیه اپیکال اختلال ایجاد کند.

فشارهای خمشی (و امکان شکستگی خمشی) با افزایش گشتاور اینرسی کاهش می‌یابد. روابط ریاضی زیر را برای شکل هندسی سطح مقطع دایرهای توخالی در مقایسه با توپر در نظر بگیرید :

$I = \pi r^4 / 4$: دایره توخالی (در ناحیه میانی به صورت استوانه‌ای)

$I = \pi(R^4 - R_i^4)/4$ دایره توخالی (در ناحیه اپیکال به صورت استوانه‌ای)

در این روابط R نشان دهنده شعاع خارجی (سانتیمتر) و R_i نماد شعاع دیواره داخلی است.

خلاصه

شایع‌ترین عوارض مربوط به بازسازی‌های ایمپلنتی به وضعیت بیومکانیکی در آنها بر می‌گردد. شکست در بهبودی پس از قرار دادن ایمپلنت می‌تواند در نتیجه حرکات جزیی ایمپلنت در اثر اعمال فشار زیاد باشد. از دست رفتن زودهنگام استخوان کرستال می‌تواند با بارگذاری بیش از حد اکلوزالی در ارتباط باشد. پروتزها یا پیچ‌های پایه‌ها ممکنست در اثر نیروهای خمشی یا گشتاوری شل شوند. شکستگی در ایمپلنت یا اجزای آن می‌تواند در موقعیت‌های ناشی از خستگی رخ دهد. شکست‌های پروتزی می‌توانند در نتیجه مقاومت به شکست خمشی قبلی ایجاد شوند. به علاوه تظاهرات بارگذاری‌های بیومکانیکی بر روی ایمپلنت‌های دندانی (گشتاورها، فشارها و کشش ناشی از فشارها)، سلامت درازمدت سطح بینابینی استخوان ایمپلنت را کنترل می‌کنند. بنابراین دانش مقدماتی در مورد اصول بیومکانیک برای دندانپزشک ضروری به نظر می‌رسد. *[پایان صفحه ۵۵۵]*

References

1. Schmid-Schonbein GW, Woo SL-Y, Zweifack BW, editors: *Frontiers in biomechanics*, New York, 1986, Springer-Verlag.
2. National Institutes of Health Consensus Development Conference Statement on Dental Implants, *J Dent Educ* 52:824-827, 13-15, June 1988.
3. Higdon A: *Engineering mechanics, vol 2, Dynamics*, Englewood Cliffs, NJ, 1976, Prentice-Hall.
4. Baumeister T, Avallone EA, Baumeister T, editors: *Marks' standard handbook for mechanical engineers*, ed 8, New York, 1978, McGraw-Hill.
5. Braun S, Bantleon H-P, Hnat WP et al: A study of bite force. I. Relationship to various physical characteristics, *Angle Orthod* 65:367-372, 1995.
6. van Eijden TMGJ: Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment, *Arch Oral Biol* 36: 535-539, 1991.
7. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis EE et al: A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in preorthognathic surgery patients, *J Oral Maxillofac Surg* 50:1284-1288, 1992.
8. Bakke M, Holm B, Jensen L et al: Unilateral, isometric bite force in eight- to eighty-eight year old women and men related to occlusal factors, *Scand J Dent Res* 98:149-158, 1990.
9. Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW et al: A study of maximum bite force during growth and development, *Angle Orthod* 66:261 264, 1996.
10. Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, *J Biomech* 8:393, 1975.
11. Lemons JE, Bidez MW: Biomaterials and biomechanics in implant dentistry. In McKinney RV, editor: *Endosteal dental implants*, St Louis, 1991, Mosby.
12. Timoshenko SP, Goodier JN: *Theory of elasticity*, ed 3, New York, 1970, McGraw-Hill.
13. Skalak R: Biomedical considerations in osseointegrated prostheses, *J Prosthet Dent* 49:843-848, 1983.
14. Weiss CW: Fibro-osteal and osteal integration: a comparative analysis of blade and fixture type dental implants supported by clinical trials, *J Dent Educ* 52:706-711, 1988.
15. Kirsch A: The two phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants, *J Oral Implantol* 11:197-210, 1983.
16. Misch CE: Progressive bone loading, *Pract Periodontics Esthetic Dent* 2:27 30, 1990.
17. Salis SG, Hood JA, Stokes AN et al: Impact fracture energy of human premolar teeth, *J Prosthet Dent* 58:43 48, 1987.
18. Saunders WP: The effects of fatigue impact forces upon the retention of various designs of resin retained bridgework, *Dent Mater* 3:85-89, 1986.
19. Schweitzer JM, Schweitzer RD, Schweitzer J: Free end pontics used on fixed partial dentures, *J Prosthet Dent* 20:120-138, 1968.

20. Crabb HSM: A reappraisal of cantilever bridgework, *J Oral Rehabil* 1:3-17, 1974.
21. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: *Tissue integrated prostheses*, Chicago, 1985, Quintessence.
22. Zarb GA, Schmitt A: The longitudental clinical effectiveness of osseointegrated dental implants, the Toronto study. III. Problems and complications encountered, *J Prosthet Dent* 64:185-194, 1990.
23. Taylor R, Bergman G: *Laboratory techniques for the Brånemark system*, Chicago, 1990, Quintessence.
24. Rangert B, Jemt T, Jorneus L: Forces and moments on Brånemark implants, *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 241-247, 1989.
25. Misch CE: Cantilever length and its relationship to biomechanical suess. In *Misch Implant Institute Manual*. Dearborn, Mich, 1990, Misch International Implant Institute.
26. English C: The critical A-P spread, *Implant Soc* 1:2-3, 1990.
27. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM: Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant, *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:409-413, 1993.
28. Lekholm U, Adell R, Brånemark PI: Complications. In Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors: *Tissue integrated prostheses*, Chicago, 1985, Quintessence.
29. Lekholm U, van Steenberghe D, Herman D: Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study, *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:627-635, 1994.
30. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D et al: The cumulative failure rate of the Brånemark system in the overdenture, the fixed partial, and the fixed full prosthesis design: a prospective study in 1,273 fixtures, *J Head Neck Pathol* 10:43-53, 1991.
31. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D et al: A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism, *J Prosthet Dent* 67:236-245, 1992.
32. Boggan RS, Strong JT, Misch CE et al: Influences of hex geometry and geometric table width on static and fatigue strength of dental implants, *J Prosthet Dent* 82:436-440, 1999.

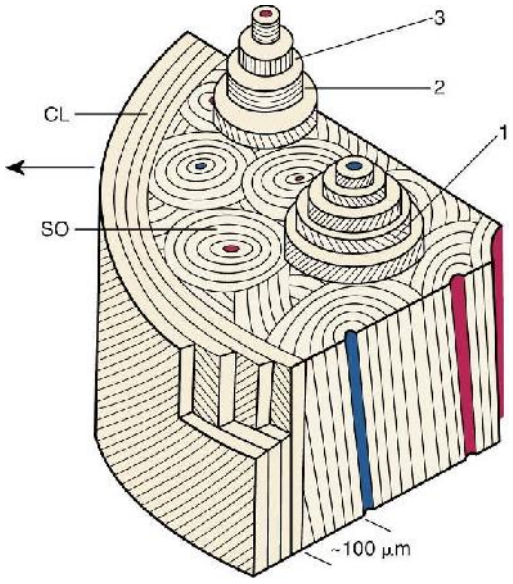
فصل ۲۶

فیزیولوژی، متابولیسم و بیومکانیک استخوان

W.Eugene Roberts

دستیابی به موفقیتی پایدار برای پروتزهای متکی بر ایمپلنت نیازمند دانش لازم در زمینه فیزیولوژی، متابولیسم و بیومکانیک استخوان به عنوان یک بافت و به عنوان یک ارگان عضلانی- اسکلتی است. استخوان یک بافت زنده مینرالیزه (معدنی) است و استخوان‌ها ارگان‌هایی منحصر به فرد هستند که از بافت‌های کلسیفیه و نرم تشکیل شده‌اند که تأمین کننده ساپورت ساختاری و متابولیک برای دامنه وسیعی از عملکردهای متنوع هستند (تصویر ۱-۲۶).

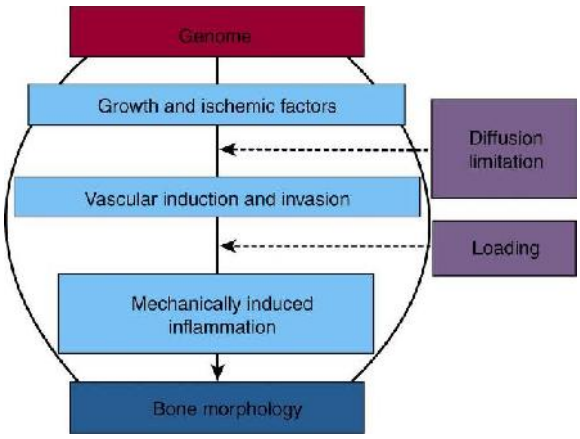
درک استفاده بالینی از استخوان با عطف توجه به ساختار ژنتیک و مکانیسم‌های محیطی نمو (developing) و تطابق آن آغاز می‌شود. عوامل رشدی، عوامل ایسکمیک، مکانیسم‌های القا/ نفوذ عروق (وسکولار) و التهاب ناشی از عوامل مکانیکی توسط ژنوم رمز (کد) می‌شوند. این مکانیسم‌های بیولوژیک با عوامل فیزیکی محدوده انتشار



تصویر ۱-۲۶ تصویر شماتیک قطعه‌ای از استخوان کورتیکال که به سمت چپ رشد می‌کند و نشان دهنده مورفولوژی تیغه‌های محیطی (CL) و استئون‌های ثانویه است. بسته به این که loading مکانیکی در زمان شکل‌گیری ماتریکس وارد شود جهت‌گیری کلاژن تیغه (لاملای) استخوانی می‌تواند به صورت مورب (۱)، افقی (۲) یا عمودی باشد.

و loading مکانیکی برای تولید مورفولوژی استخوان در کنش و واکنش هستند (تصویر ۲-۲۶). اصول ساختاری که کیفیت و کمیت استخوان را کنترل می‌کنند به طور مستقیم و غیرمستقیم عملکرد استوماتوگناتیک را ساپورت می‌کنند. تسلط کامل بر نظرات جدید در زمینه فیزیولوژی، متابولیسم و بیومکانیک استخوان یک پیش‌نیاز ضروری برای نوآوری در کارهای کلینیکی است. این اصول شالوده‌ای واقعی برای طراحی یک طرح درمان واقع‌گرایانه هستند که توان تأمین درخواست‌های استتیک و فانکشنال بیمار را تا حد زیادی داشته باشد. *[پایان صفحه ۵۵۷]*

استخوان یک ساختار دینامیک (پویا) است که دائماً خود را با محیط اطراف تطابق می‌دهد. چون اسکلت منبع اصلی ذخیره کلسیم است، ری‌مدلینگ استخوان (turn over) فیزیولوژیک در متابولیسم مواد معدنی نقشی حیاتی بر عهده دارد (تصویر ۳-۲۶). در مجموع باید گفت استخوان‌ها برای حرکت، مقابله با جاذبه زمین و انجام عملکردهای برای ادامه حیات (مثلاً جویدن) عواملی ضروری محسوب می‌شوند. تطابق مکانیکی استخوان یک مبنای فیزیولوژیک در بازسازی

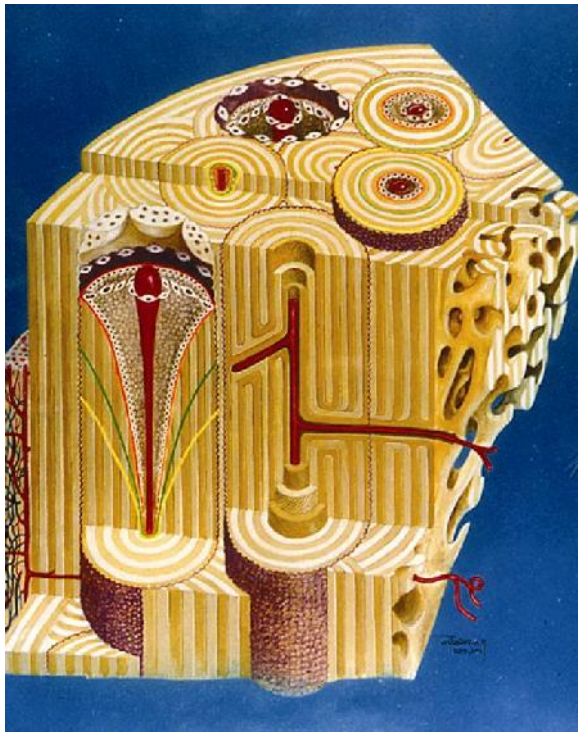


تصویر ۲-۲۶ ژنوم به وسیله توالی سه مکانیسم ژنتیکی مورفولوژی استخوان را دیکته می‌کند : ۱) عوامل ایسکمیک و رشد ۲) القا و نفوذ عروق و ۳) التهاب ناشی از عوامل مکانیکی. دو مورد آخری به وسیله دو عامل بزرگ فیزیکی تحت تأثیر قرار می‌گیرند : ۱) محدوده انتشار برای حفظ استئوسیت‌های زنده و ۲) تاریخچه loading مکانیکی.

استوماتوگناتیک با پروتزهای متکی بر ایمپلنت است. اطلاعات جزیی‌تر از طبیعت پویای فیزیولوژی و بیومکانیک استخوان برای بهبود کار بالینی ضروری است.

استخوان‌شناسی

در تعریف مبنای فیزیولوژیک ارتودونتیکس، در نخستین گام مورفولوژی استخوانی (استخوان‌شناسی) کمپلکس کرانیوفاسیال مد نظر قرار می‌گیرد. اسپنسر اتکینسون[1] از طریق مطالعه سیستماتیک روی کلکسیون شخصی‌اش بر روی بیش از هزار جمجمه انسان، مبانی نوین مورفولوژی اسئوس کرانیوفاسیال را در ارتباط با بیومکانیک عملکرد استوماتوگناتیک تهیه کرد. مقطع فرونتال جمجمه یک فرد بالغ نشان دهنده تقارن دو طرفه مورفولوژی استخوان و loading فانکشنال است (تصاویر ۴-۲۶ و ۵-۲۶). چون ژنوم انسانی شامل ژن‌هایی است که تنها



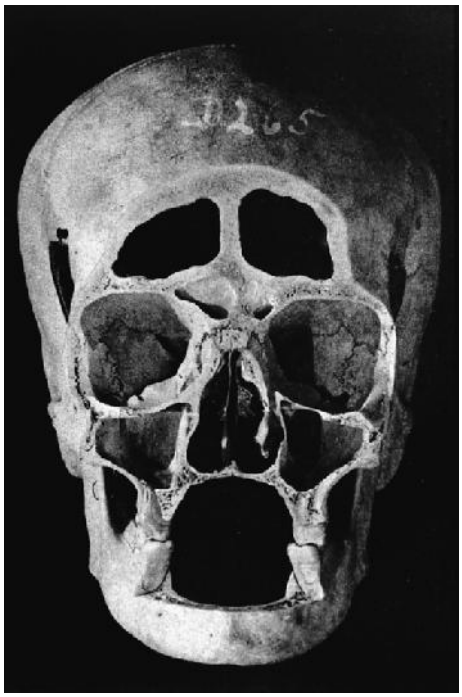
تصویر ۳-۲۶ اصول دینامیک ری‌مدلینگ استخوان کورتیکال به وسیله رونالدو دی کاسترو به تصویر کشیده شده است. ری‌مدلینگ یک فرآیند عروقی با واسطه میانجی‌ها در turn over استخوان است که یکپارچگی ساختار حمایتی را حفظ کرده و منبع متابولیسم کلسیم است. استئوبلاست‌ها از سلول‌های پیش‌ساز استئوبلاست که در جریان خون حضور دارند مشتق می‌شوند و سلول‌های پیش‌ساز مزانشیمال خونی باعث افزایش تعداد استئوبلاست‌ها می‌شوند. به ۳ نشان رنگی (زرد، سبز و نارنجی) توجه کنید که به شکل پیشرونده‌ای، آغاز معدنی شدن تکامل دومین استئون را نشان می‌دهد که در طرف چپ به سمت بالا حرکت می‌کند.

الگوی ساختار نیمی از بدن را کد می‌کنند، سمت دیگر تصویر آیینه‌ای آن خواهد بود. لذا نمو طبیعی سر به صورت قرینه خواهد بود. بنابراین ساختارهای یک‌طرفه در میدلاین و ساختارهای دوطرفه در فاصله‌ای برابر تا آن قرار می‌گیرند. همان طور که در تصویر ۵-۲۶ نشان داده شد اجزای عمودی کرانیوم به صورت فشاری/ فشرده شدن (compresion) (استرس منفی) تحت load قرار گرفته و اجزای افقی به صورت کششی (tension) استرس مثبت load می‌شوند. با توجه به اصول مهندسی، ساختار داخلی اسکلت میانی صورت شبیه به یک نردبان است : میله‌های عمودی به صورت فشاری load می‌شوند؛ این میله‌ها به وسیله پله‌های نردبان به هم متصل می‌شوند که اعمال نیرو روی آنها به صورت کششی است. این یکی از مؤثرترین ساختارها برای دستیابی به حداکثر استحکام فشاری با حداقل جرم/ توده در مواد ترکیبی (کامپوزیت) است.

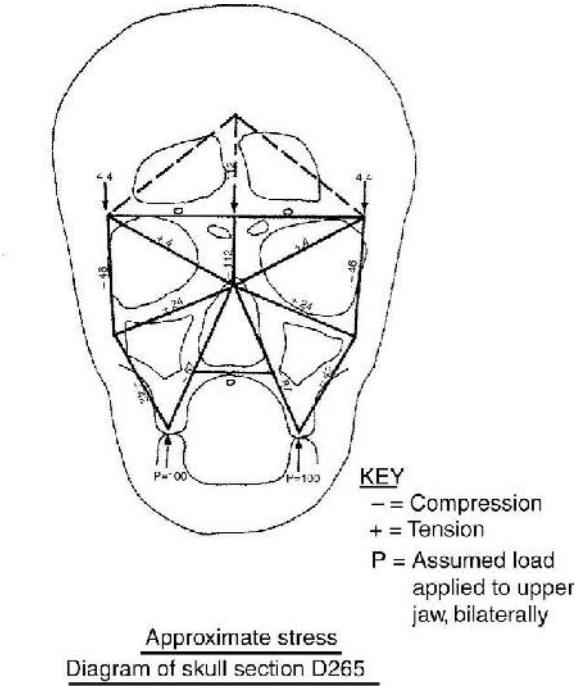
استخوان‌شناسی افتراقی ماگزیلا و مندیبل

اگرچه به ماگزیلا و مندیبل نیروهای برابر و متقابل فانکشنال وارد می‌شود، ماگزیلا استرس را به تمام کرانیوم منتقل کرده در حالی که مندیبل باید تمام نیرو را جذب کند. در نتیجه مندیبل به مراتب قوی‌تر و سخت‌تر از ماگزیلا است. [پایان صفحه ۵۵۸]

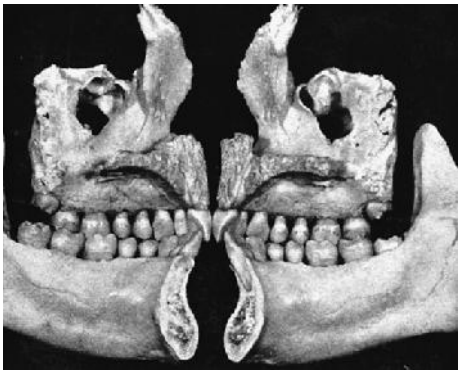
مقطع میدساژیتال از میان اینسایزرها (تصویر ۶-۲۶) و مقطع فرونتال از میان ناحیه مولرها (تصویر ۷-۲۶) نشان دهنده تفاوت‌هایی واضح در مورفولوژی استخوانی ماگزیلا و مندیبل است. در ماگزیلا کورتکس‌ها نازک بوده که از داخل با شبکه‌ای از ترابکول‌ها بهم متصل می‌شوند



تصویر ۴-۲۶ مقطع فرونتال از جمجمه یک انسان از سطح مولرهای اول

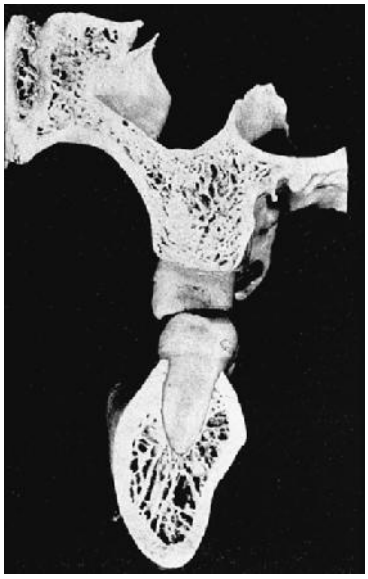


تصویر ۲۶-۵ آنالیزبرداری دو بعدی از استرس وارد بر مقطع فرونتال جمجمه انسان که در تصویر ٤-٢٦ نشان داده شده بود. متناسب با نیروی جویدن دوطرفه معادل ۱۰۰ واحد (بر طبق عادت فردی) نیرو به فرم فشاری (منفی) به اجزای عمودی میانه صورت وارد می‌شود. نیروی وارد بر اجزای ساختاری افقی به فرم کششی است. در یک فرد بالغ که رشد به اتمام رسیده استرس وارد بر سوچور میدپالاتال صفر است. وقتی نیروهای جویدن افزایش یابند و سوچور میدپالاتال تحت نیروی کششی قرار گیرد، عرض ماگزیلا افزایش پیدا می‌کند.



تصویر ۲۶-۶ مقطع میدساژیتال از جمجمه یک انسان نشان می‌دهد که ماگزیلا اساساً از استخوان ترابکولار (اسفنجی) تشکیل شده است. برخلاف آن مندیبل کورتکس‌های ضخیمی دارد که به وسیله ترابکول‌های خشن به هم وصل شده‌اند.

(تصاویر ۴-۲۶، ۶-۲۶ و ۷-۲۶). چون اعمال نیرو (در ماگزیلا) اساساً به صورت فشاری است، ماگزیلا به لحاظ ساختاری شبیه بدنه یک مهره ستون فقرات است.

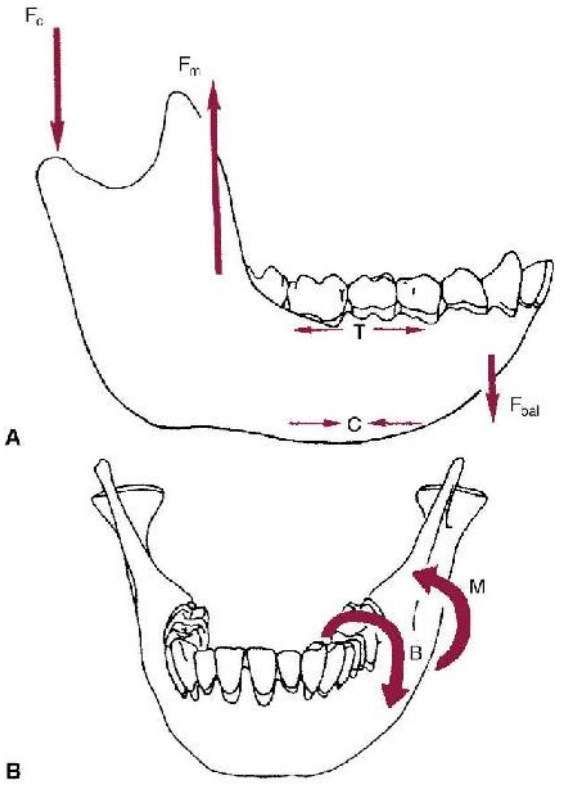


تصویر ۲۶-۷ مقطع فرونتال از ماگزیلا و مندیبل در پلن اولین مولرها. چون نیروهای جویدن به تمام کرانیوم وارد می‌شوند ماگزیلا کورتکس‌های نازکی دارد که با ترابکول‌های نازک به هم وصل شده‌اند. با این وجود مندیبل به فرم خمش و پیچش تحت اعمال نیرو قرار می‌گیرد و بنابراین دارای کورتکس‌های ضخیمی است که با ترابکول‌های خشن به هم وصل شده‌اند.

اما از طرف دیگر مندیبل کورتکس‌های ضخیم‌تری داشته و جهت‌گیری ترابکول‌های آن حالت شعاعی واضح‌تری دارد (رجوع کنید به تصاویر ۶-۲۶ و ۷-۲۶). آرایش ساختاری شبیه تنه یک استخوان بلند است که نشان می‌دهد مندیبل عمدتاً تحت نیروهای خمشی و پیچشی قرار می‌گیرد. این تأثیر بیومکانیک در استخوان‌شناسی با کمک مطالعات بالینی روی میمون‌ها تأیید شده است. هایلندر[۲۰۳] نشان داد خمش و پیچش شدید در بدنه مندیبل همراه با عملکرد طبیعی جویدن اتفاق می‌افتد (تصویر ۸-۲۶). در برخی افراد یک ارتباط پایدار بالینی با این الگوی strain سطحی، آمادگی برای ایجاد توروس در نواحی‌ای است که بیشترین مقدار خمش و پیچش در آنجا اعمال می‌شود (تصویر ۹-۲۶). بزرگترین توروس‌ها در طرفی ایجاد می‌شود که هر فرد به طور عادتی بیشتر با آن سمت غذا می‌جود (سمت کارگر ترجیحی) (preferential working side).

آرتیکولاسیون گیجگاهی فکی

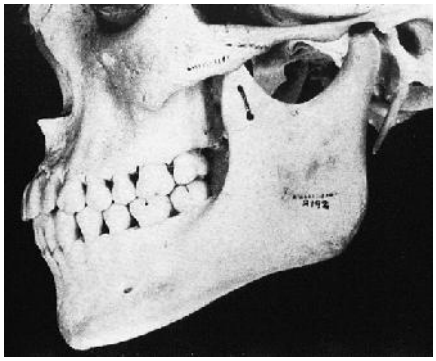
مفصل گیجگاهی فکی (TMJ) اصلی‌ترین مرکز تطابق برای تعیین ارتباط بین فکی در هر سه پلن فضایی است. تصویر ۱۰-۲۶نشان دهنده رشد مطلوب اسکلتی به همراه مورفولوژی طبیعی TMJ است. تصویر ۱۱-۲۶ نشان دهنده انحراف اسکلتی و ارتباطات دندانی در کنار دژنراسیون فوسا و کوندیل مندیبولار است (مثلاً شکل بزرگ شده قارچی شکل زائده کندیلی، ناهمواری توپوگرافی سطوح مفصلی، *[پایان صفحه ۵۵۹]* از بین



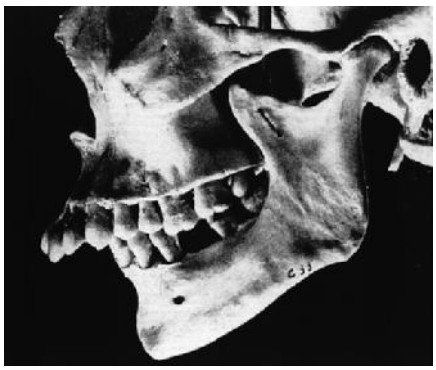
تصویر ۸-۲۶ الگوهای استرس در مندیبل نخستی (primate) طی جویدن یک طرفه F_c و F_m به ترتیب واکنش کندیل و نیروهای عضلانی روی سمت بالانسینگ خواهند بود. F_{bal} نیرویی است که از ناحیه بالانسینگ به ناحیه کارگر به داخل سمفیز منتقل می‌شود. T و C به ترتیب نشان دهنده موقعیت استرس کششی و فشاری هستند A طی تکانه نیرو مجموعه مندیبولار در ناحیه بالانسینگ در پلن ساژیتال خم می‌شود که باعث اعمال نیروی کششی در طول زائده آلوئولار و نیروی فشاری در طول بردر تحتانی مندیبل می‌شود B در سمت کارگر کل مجموعه تقریباً در مسیر محور طولی دچار پیچش می‌شود (همچنین به طور مستقیم نیروی برشی وارد شده و کمی دچار خمیدگی می‌شود). نیروی عضلانی در این سمت تمایل دارد تا در بردر تحتانی به صورت مستقیم و در زائده آلوئولار به طور معکوس اعمال شود (فلش خمیده). M حرکت پیچشی همراه با نیروی جویدن تأثیر مخالفی دارد (فلش خمیده). B ناحیه بین این دو حرکت پیچشی حداکثر نیروی پیچشی را تجربه می‌کند.

رفتن غضروف مفصلی و پلیت ساب‌کندیلار (صفحه زیر کندیل). دژنراسیون پیشرونده یا هایپرپلازی یک یا هر دو کندیل مندیبل می‌تواند باعث ایجاد ناهمخوانی (دیسکراپنسی) شدید بین فکی در مقطع عمودی، ساژیتال و فرونتال شود. تطابق TMJ امکان تغییرات شدید رشدی را فراهم می‌کند بدون این که مزاحمتی برای روابط بین فکی دندان‌ها ایجاد شود (مثلاً اکلوژن کلاس I همان کلاس I باقی می‌ماند). در سنین بزرگسالی تغییرات رابطه بین فکی ادامه می‌یابد اما شدت آن کندتر می‌شود. صورت درازتر شده و ممکن است در طول دوران بزرگسالی تا ۱۰ میلیمتر در جهت قدام دچار چرخش شود.[۴] مندیبل با

تصویر ۹-۲۶ نمای اکلوزال از دندان‌های فک پایین یک بیمار مرد. به توروس‌های متعدد و ضخیم باکالی و لینگوالی توجه کنید. توجه کنید که اگزوستوزها در محل دومین پرمولر و نخستین مولر دارای حداکثر ضخامت هستند. نواحی‌ای که حداکثر خمش در بخش خلفی مندیبل اعمال می‌شود.

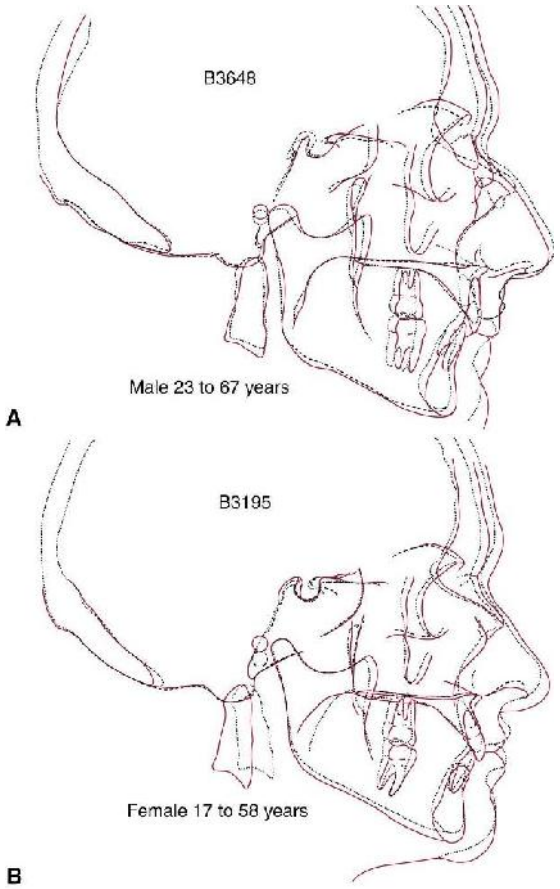


تصویر ۱۰-۲۶ جمجمه یک انسان بالغ با اکلوژن ایده‌آل و استخوان‌های ماگزیلا و مندیبل. به فرم ایده‌ال آناتومیک کندیل و حفره آرتیکولار مفصل گیجگاهی فکی توجه کنید.



تصویر ۱۱-۲۶ جمجمه یک فرد بالغ با مال اکلوژن شدید کلاس II . به دژنراسیون مفصل گیجگاهی فکی توجه کنید (مثلاً کندیل بزرگ قارچی شکل و آرتیکولار فوسای بزرگ و ناهموار).

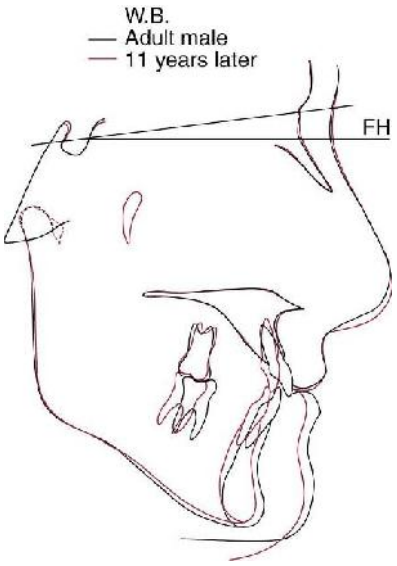
دراز شدن و حفظ رابطه دندانی بین فکی با این تغییرات تطابق حاصل می‌کند (تصویر ۱۲-۲۶). با این وجود اگر مفاصل گیجگاهی فکی در یک فرد بزرگسال به صورت دو طرفه دچار تغییرات دژنراتیو شود*[پایان صفحه ۵۶۰]*



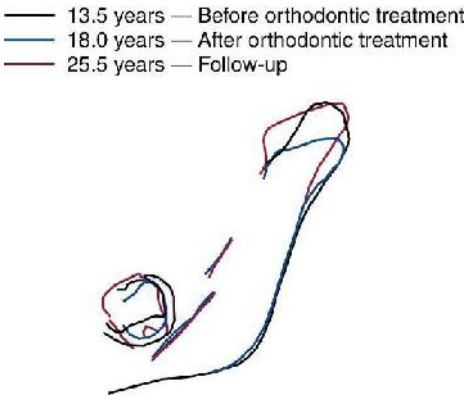
تصویر ۱۲-۲۶ A تریسینگ‌های سوپرایمپوز شده سفالومتری از یک بیمار مذکر در سنین ۲۳ و ٦٧ ساله (به ترتیب ترسینگ سیاه و قرمز). به رشد رو به پایین و جلو در مندیبل و افزایش زیاد طول صورت توجه کنید. شکل بینی با رینوپلاستی در میانسالی تغییر کرده است. B رسینگ‌های سوپرایمپوز شده سفالومتری یک بیمار مؤنث در سنین ۱۷ و ۵۸ سالگی (به ترتیب سیاه و قرمز). به رشد رو به پایین مندیبل و افزایش قابل توجه طول صورت توجه کنید.

حال چه علامت داشته باشد یا نه، مندیبل می‌تواند به لحاظ طولی بلندتر شود و در نتیجه صورت کوتاهتر و مقعرتر می‌شود (تصویر ۱۳-۲۶).

TMJ در محدوده فیزیولوژیک توانایی قابل توجهی در زمینه رژنراسیون و تطابق دارد که امکان ریکاوری خودبخود (پس از دوره‌های دژنراتیو) را فراهم می‌آورد (تصویر ۱۴-۲۶). برخلاف سایر مفاصل در بدن، TMJ توانایی تطابق با تغییرات ساختاری و عملکردی فک را دارد. بعد از یک شکستگی ساب‌کندیلار (زیر کندیلی)، سر کندیل به وسیله عضله پتریگوئید فوقانی به سمت مدیال کشیده شده و تحلیل می‌رود. اگر رابطه اینتراکلوزال حفظ شود، کندیل جدیدی از سطح مدیال راموس شکل گرفته و انتظار می‌رود عملکرد طبیعی داشته باشد. شکستگی‌های ساب کندیلار یک طرفه معمولاً باعث رژنراسیون یک کندیل فانکشنال جدید می‌شود بدون این که انحراف قابل ملاحظه‌ای در مندیبل اتفاق بیفتد.[5] با این وجود تقریباً در یک چهارم موارد، شکستگی‌های ساب کندیلار باعث انحراف مندیبل به



تصویر ۱۳-۲۶ ترسینگ‌های سوپرایمپوز شده سفالومتری از یک مرد میان سال در یک دوره ۱۱ ساله. گرچه تغییرات بافت نرم شبیه آن چیزی است که در سایر مردان بالغ هم دیده می‌شود (رجوع کنید به تصویر A ، ۱۲-۲٦)، اما برجستگی مندیبل کمتر بوده و پروفایل اسکلتی محدب همراه با یک مندیبل کوچک دیده می‌شود. این مرد سابقه درهم ریختگی درونی دو طرفه تمپورومندیبولار داشته که به کریپتوس تبدیل شده است. با این وجود به رغم تغییرات قابل توجه در شکل صورت و جبران اکلوزال، هیچ گونه درد قابل ذکری گزارش نشده است.



تصویر ۱۴-۲۶ ترسینگ‌های سوپرایمپوز شده از یک سری رادیوگرافی پانورامیک که نشان دهنده دژنراسیون کندیل مندیبل بین ۱۳/۵ سالگی و ۱۸ سالگی است. بین ۱۸ و ۲۵/۵ سالگی کندیل دژنراتیو، رشد کرده و مندیبل به طول اولیه خود رسیده است.

سمت ناحیه آسیب دیده شده و یک مال اکلوژن کلاس II آسیمتریک همراه با انحراف میدلاین پدید می‌آید. پیامد دیگر ترومای مندیبولار، درهم ریختگی درونی (internal derangement) نظیر قفل شدن یک طرفه است (کندیل نسبت به دیسک به سمت دیستال جابجا می‌شود). *[پایان صفحه ۵۶۱]* اگر دامنه حرکت در یک بیمار در حال رشد کاهش

یابد فانکشن به خطر افتاده و ممکن است جلوی رشد مندیبل را بگیرد که باعث شیب‌دار شدن و کج شدن پلن اکلوزال می‌شود. به دنبال آن ممکن است دیسفانکشن پیشرونده و درد روی داده بخصوص وقتی که همراه با ترومای اکلوزالی باشد. استقرار فانکشن طبیعی دوطرفه امکان تطابق کندیل یا کندیل‌های درگیر را به شکل مطلوبی فراهم می‌آورد.

فیزیولوژی استخوان

گرچه مرفولوژی استخوان بخوبی تشریح شده است اما فیزیولوژی آن به دلیل محدودیت‌های تکنیکی که اساساً در مطالعه بافت‌های معدنی (مینرالیزه) وجود دارد، کماکان مبهم است. ارزیابی دقیق پاسخ‌های ارتودونتیک یا ارتوپدیک به نیروهای وارد شده نیازمند شناسه‌های زمان (لیبل‌های استخوان) و ایندکس‌های فیزیولوژیک (لیبل‌های DNA ، هیستوشیمیایی و هیبریدیزاسیون درجا) فانکشن سلول استخوانی است. بررسی سیستماتیک با این روش‌های پیشرفته نظرات جدیدی فیزیولوژی استخوان (مرتبط با نکات بالینی) را مطرح کرده است.

روش ارزیابی اختصاصی (Specific Assessment Methodology)

تفسیر فیزیولوژیک واکنش به نیروهای اعمال شده نیازمند استفاده از روش‌های تطابق یافته اختصاصی است مثل روش‌هایی که در زیر به آنها اشاره شده است :

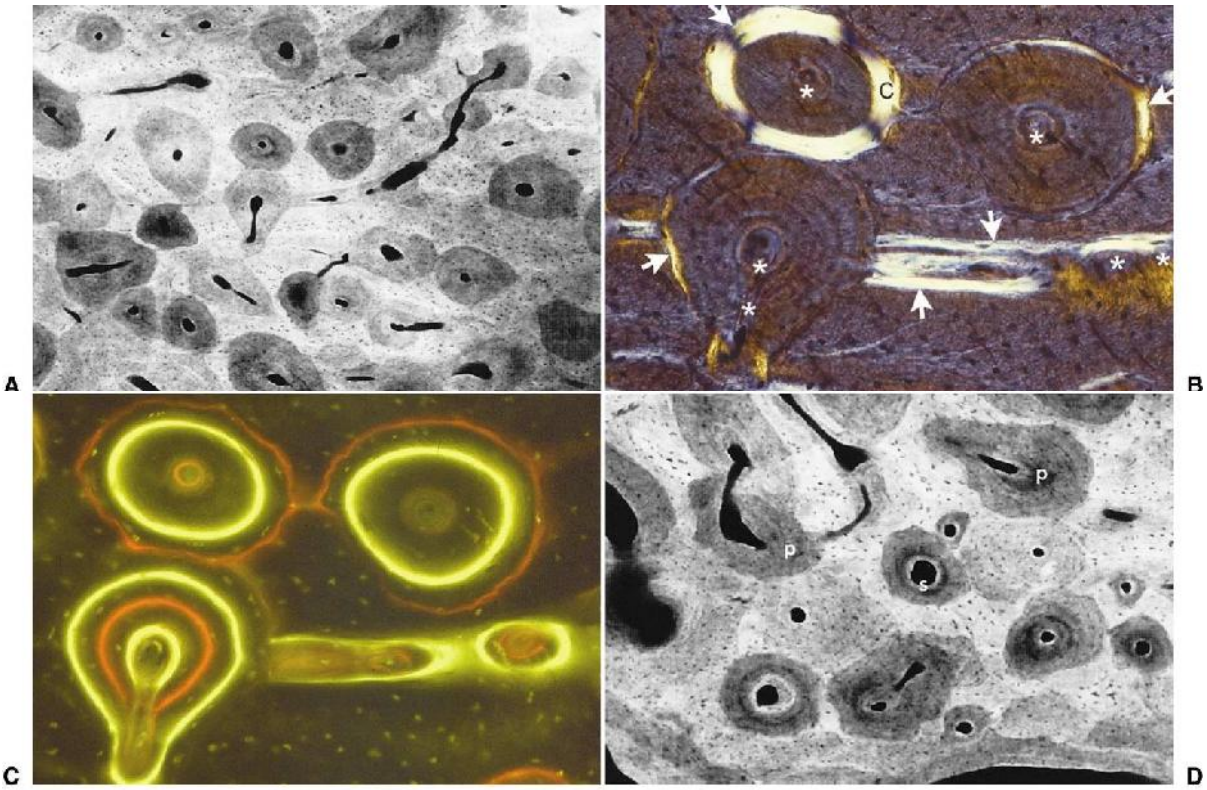
- مطالعه روی مقاطع مینرالیزه روشی مؤثر است که ساختار و ارتباطات عملکردی را به دقت حفظ می‌کند.[۶]
- با کمک نور پلاریزه birefringence می‌توان جهت‌گیری الیاف کلاژن در ماتریکس استخوانی را مشخص کرد.[۷]
- با کمک لیبل‌های فلورسنت (مثل تتراسیکلین) می‌توان تمام نواحی مینرالیزاسیون استخوان را در یک دوره زمانی خاص، مشخص کرد (شناسه‌های آنابولیک).[۷]
- با میکروراديوگرافی می‌توان تراکم الگوهای معدنی در همان مقاطع را ارزیابی کرد.[۸]
- با اتوراديوگرافی می‌توان پیش‌سازهایی را که رادیواکتیو هستند (مثل نوکلئوتیدها یا اسیدهای آمینه) برای تعیین فعالیت‌های فیزیولوژیک تحت نظر گرفت.[۹-۱۱]
- مرفومتری حجم هسته‌ای پیش‌سازهای استئوبلاست در بافت‌های متفاوت استخوانی را به طور افتراقی مشخص می‌کند.[۱۲]
- کینیتیک سلولی یک آنالیز کمیت فیزیولوژی سلولی بر اساس تفاوت‌های مرفولوژیک در چرخه سلولی است (مثل فاز سنتز DNA (S)، میتوز و تغییرات اختصاصی افتراقی در حجم هسته).[۱۲و۱۳]
- مدلینگ عامل نهایی یک روش مهندسی محاسبه استرس و strain در تمام مواد است از جمله در بافت‌های زنده.[۱۴-۱۷]
- میکروالکترودهایی که در بافت‌های زنده وارد می‌شوند مثلاً در لیگامان پریودونتال (PDL) می‌توانند تغییرات پتانسیل الکتریکی مرتبط با loading مکانیکی را مشخص کنند.[۱۸و۱۳]
- Backscatter Emission (ارسال پراکنده از پشت) نوعی از میکروسکوپ الکترونی است که نسبت تراکم معدنی در سطح میکروسکوپی را در یک قطعه از یک نمونه مشخص می‌کند.[۱۹]
- توموگرافی میکروکامپیوتری نوعی تصویربرداری آزمایشگاهی است (in vitro) برای تعیین نسبت تراکم معدنی بافت استخوانی است که با رزولوشن تقریباً ۵ میکرومتر انجام می‌شود (تقریباً به اندازه سایز هسته یک استئوبلاست).[۲۰]
- تست تشخیص فرورفتگی میکروسکوپی (microindentation testing) روشی برای تعیین مشخصات مکانیکی استخوان در سطح میکروسکوپی است.[۲۱]

مقاطع مینرالیزه

در اغلب آنالیزهای حساس، دندان، پریودونشیوم و استخوان حمایت کننده، نمونه‌های کاملاً مینرالیزه (معدنی) بالاتر از مقاطع عادی بافتی غیرمعدنی قرار می‌گیرند چون نمونه‌های کاملاً مینرالیزه هنگام تهیه و آماده‌سازی دیستورشن (اعوجاج) کمتری خواهند داشت. علاوه بر آن می‌توان ماتریکس معدنی (غیر ارگانیک) و ماتریکس ارگانیک را همزمان مورد مطالعه قرار داد.[۲۲و۸-۶] برای مطالعه در سطح بافتی، قطعاتی به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر مناسب است چرا که می‌توان آنها را چندین و چند روش آنالیز مورد مطالعه قرار داد. حتی بدون وجود لیبل‌های استخوانی، تصاویر میکروراديوگرافیک از مقاطع مینرالیزه پالیش شده، اطلاعات فراوانی درباره استحکام، بلوغ و میزان turn over استخوان کورتیکال را تأمین می‌کنند (تصویر A ، ۱۵-۲۶). کاهش ضخامت مقطع به کمتر از ۲۵ میکرومتر به شکل قابل ملاحظه‌ای جزئیات سلولی و رزولوشن لیبل‌های استخوانی را بهبود می‌بخشد. رنگ‌های مخصوص برای بهبود کنتراست سلولی و ساختار خارج سلولی مفید خواهند بود. معایب مقاطع مینرالیزه نازک عبارتند از ۱) لیبل‌های استخوانی خیلی سریع‌تر اشباع می‌شوند و ۲) تراکم بافت برای آنالیز میکروراديوگرافیک کافی نخواهد بود.

نور پلاریزه

نور پلاریزه birefringence (رجوع کنید به تصویر B ، ۱۵-۲۶) از اهمیت بیومکانیکی خاصی برخوردار است. الگوهای حاشیه تیغه‌ای (لاملار) که با نور پلاریزه مشخص شده نشان دهنده جهت‌گیری وابسته (نه مستقل) الیاف کلاژن در داخل ماتریکس است.[۲۳] عمده استخوان تیغه‌ای لایه‌های جایگزین شونده‌ای از الیاف کلاژن در زوایه‌های راست دارد. با این وجود دو وضعیت ویژه کلاژن را می‌توان در همان استئون یا استئون مجاور مشاهده کرد : ۱) الیاف کلاژن که جهت‌گیری طولی دارند خوب و مؤثر در برابر کشش مقاومت می‌کنند و ۲) الیاف کلاژن عرضی یا محیطی که ساپورت لازم را در برابر فشرده شدن تأمین می‌کنند.[۲۴] شرایط اعمال نیرو در زمان شکل‌گیری استخوان، جهت‌گیری الیاف کلاژن



تصویر ۱۵-۲۶ **A** میکروراديوگرافی یک ایندکس فیزیولوژیک از turnover استخوان و سختی مربوط به آن را تأمین می‌کند. هرچه استئون‌ها رادیولوسنت‌تر باشند (تیره‌تر)، جوانتر بوده، حداقل مینرالیزاسیون را داشته و بیشترین انطعاف‌پذیری را دارند. نواحی رادیودنس (سفید) قدیمی‌ترین بخش‌ها هستند که بیشترین میزان مینرالیزاسیون را داشته و بخش‌های سخت استخوان هستند. **B** میکروسکوپی با نور پلاریزه جهت‌گیری الیاف کلاژن در ماتریکس استخوانی را نشان می‌دهد. تیغه‌ها با ماتریکسی که در جهت طولی قرار گرفته (C) نسبت به فشار به شدت مقاوم است در حالی که ماتریکس با جهت‌گیری افقی (تیره) در برابر فشرده شدن مقاومت محیطی دارد (فلش‌ها نشان دهنده تحلیل خطوط arrest هستند و ستاره‌ها نشانه کانال‌های خونی). **C** لیبل‌های چندتایی فلوروکروم در فاصله زمانی ۲ هفته نشان دهنده شیوع میزان شکل‌گیری استخوان هستند. **D** این میکروراديوگراف نشان دهنده آرایش استئون‌های غیرمرکزی (سیستم هاورس) هستند که علامت ری‌مدلینگ سریع استخوان کورتیکال است. معدنی شدن اولیه (P) و آغاز معدنی شدن ثانویه (S) به ترتیب رادیولوسنت‌تر و رادیودنس‌تر هستند.

را دیکته می‌کند به نحوی که بهترین مقاومت در برابر نیروهای اعمال شده حاصل شود. نکته مهم این است که شکل‌گیری استخوان می‌تواند نسبت به شرایط مختلف اعمال نیرو تطابق حاصل کند. این کار با تغییر سازماندهی داخلی (بخش) لاملار بافت مینرالیزه به دست می‌آید.

لیبل‌های فلورسنت

با توجه به تحقیقات آزمایشگاهی، لیبل‌های باند شونده به کلسیم نشان‌گرهای آنابولیک زمان در شکل‌گیری استخوان هستند. آنالیز هیستومورفومتریک شیوع لیبل و فاصله بین لیبل یک روش مؤثر تعیین مکانیسم رشد استخوان و تطابق عملکرد آن است (رجوع کنید به تصویر C ، ۱۵-۲۶). چون آنها در طول موج‌های مختلفی خاصیت فلورسنس دارند (رنگ‌های مختلف) می‌توان از ۶ لیبل استخوانی استفاده کرد : ۱) تتراسیکلین (۱۰ mg/kg زرد روشن) ۲) کلسایین سبز [پایان صفحه ۵۶۲] (۵ mg/kg سبز روشن) ۳) زایلنول نارنجی (۶۰ mg/kg نارنجی) ۴) الیزارین کمپلسکون (۲۰ mg/kg قرمز ۵) دموکلوسایکلین (۱۰ mg/kg طلایی) و ۶) اکسی تتراسیکلین (۱۰ mg/kg زرد مات یا زرد با ته رنگ سبز). روش فلوروکروم چندتایی (استفاده مرحله به مرحله از چندین لیبل رنگی متفاوت) یک روش قدرتمند ارزیابی رشد، التیام، تطابق عملکرد و واکنش به نیروهای اعمال شده است.[۲۵و۷]

میکروراديوگرافی

برای داشتن تصاویر با رزولوشن بالا لازم است تا مقاطع پالیش شده ضخامتی حدود ۱۰۰ میکرومتر داشته باشند. رادیوگرافی افتراقی رقیق شدگی (attenuation) نشان می‌دهد استخوان جدید نسبت به استخوان بالغ مینرالیزاسیون کمتری دارد. ماتریکس استخوانی که به تازگی شکل گرفته از جنس استئوئید است و تقریباً به یک هفته (مدت زمان) بلوغ نیاز دارد تا به ماتریکس معدنی استخوان تبدیل شود. بسته به طرز قرارگیری کلاژن در ماتریکس استخوانی، استئوبلاست‌ها در فرآیندی که به آن معدنی شدن اولیه می‌گویند ۷۰ تا ۸۵ درصد مکمل معدنی