چکیده مراجع دندانپزشکی CDR و DDQ
مواد دندانی ترمیمی کریگ ۲۰۱۹

به کوشش:

دکتر بهاره آقامحمدی آمقانی

(متخصص دندانپزشکی ترمیمی و استادیار دانشگاه بیرجند)

دکتر ریحانه خالصی تویسرکانی

(استادیار گروه ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه جندی شاپور اهواز)

سرشناسه	:	آقامحمدی آمقانی، بهاره، ۱۳۶۰، Agha mohammadi, Bahareh
عنوان و نام پدیدآور	:	چکیده مراجع دندانپزشکی DDQ & CDR مواد دندانی کریگ ۲۰۱۹/به کوشش آقامحمدی، بهاره خالصی توسیرکانی، ریحانه
مشخصات نشر	:	تهران : شایان نمودار، ۱۳۹۸
مشخصات ظاهری	:	۳۵۹ ص.
شابک	:	۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۴۷۱-۷
وضعیت فهرست نویسی	:	فیپا
یادداشت	:	کتاب حاضر بر اساس کتاب " Craig's restorative dental materials,14th ed,2019" است.
عنوان دیگر	:	خواص و کاربرد مواد دندانی.
موضوع	:	دندانسازی -- مواد
موضوع	:	Dental materials
شناسه افزوده	:	خالصی تویسرکانی، ریحانه، ۱۳۶۳، گردآورنده
شناسه افزوده	:	Khalesi Toyserkani, Reyhaneh-۱۳۶۳
شناسه افزوده	:	کریگ، رابرت جورج، ۱۹۲۳ - م. . خواص و کاربرد مواد دندانی
رده بندی کنگره	:	RK ۵/۶۵۲
رده بندی دیویی	:	۵۹۶/۷۱۶
شماره کتابشناسی ملی	:	۵۷۷۰۴۴۹

نام کتاب: چکیده مراجع دندانپزشکی DDQ & CDR مواد دندانی ترمیمی کریگ ۲۰۱۹

به کوشش: دکتر بهاره آقامحمدی آمقانی، دکتر ریحانه خالصی تویسرکانی

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیرتولید: مهندس علی خزعلی

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

شمارگان: ۲۰۰۰ جلد

حروف چینی و صفحه آرایی: انتشارات شایان نمودار

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: تابستان ۱۳۹۸

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۴۷۱-۷

قیمت: ۹۸۰،۰۰۰ ریال

انتشارات شایان نمودار

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

وب سایت: shayannemoodar.com

اینستاگرام: Shayannemoodar

(تمام حقوق برای ناشر محفوظ است. هیچ بخشی از این کتاب، بدون اجازه مکتوب ناشر، قابل تکثیر یا تولید مجدد به هیچ شکلی، از جمله چاپ، فتوکپی، انتشار الکترونیکی، فیلم و صدا نیست. این اثر تحت پوشش قانون حمایت از مولفان و مصنفان ایران قرار دارد.)

به نام خدا

مقدمه

کتاب حاضر ترجمه و خلاصه ای از کتاب مواد دندانی کریگ ۲۰۱۸ می‌باشد که با توجه به سابقه اینجانب در امر ترجمه و تالیف کتابهای سوال و خلاصه نویسی، سعی نمودم نکات کاربردی کلینیکال و نکات و سوالات مربوط به امتحانات دانشگاهی، ورودی و دستیاری را برای دانشجویان، رزیدنتها و همکاران گرامی در این مجموعه بگنجانم. در این کتاب بعد از هر فصل نمونه سوالات مربوط به آن اختصاص یافته است که شامل نمونه سوالات امتحانات سال‌های گذشته، امتحانات ورودی و سوالات تالیفی می‌باشد تا بخصوص‌دانشجویان عزیز و رزیدنتهای محترم بتوانند به نمونه سوالات و مطالب آن فصل اشراف بهتری داشته باشند.

از دوست و همکار عزیزم سرکار خانم دکتر ریحانه خالصی که در تهیه بخش‌هایی از این مجموعه مرا همراهی کردند سپاسگزارم. در پایان لازم میدانم از زحمات انتشارات شایان نمودار بخصوص جناب آقای مهندس خزعلی و سرکار خانم آقازاده تشکر نمایم.

امیدوارم مطالعه این کتاب برای همکاران و دانشجویان گرامی مفید واقع گردد.

دکتر بهاره آقامحمدی آمقانی

متخصص دندانپزشکی ترمیمی و استادیار دانشگاه بیرجند

مقدمه

کتاب چکیده مراجع دندانپزشکی (CDR) مواد دندانی کریگ۲۰۱۸ که در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است با توجه به اخرین تغییرات در ویرایش ۲۰۱۸ کتاب مرجع نگارش شده است.

این کتاب شامل خلاصه ای از نکات مهم و کلیدی هر فصل به همراه مجموعه ای از سوالات سالهای اخیر ارتقا و بورد دندانپزشکی میباشد.

امید است با توجه به دقت و ریزبینی که در ترجمه و نگارش این مجموعه به عمل امده است کمکی موثر در جمع بندی و مرور سریع مطالب برای دانشجویان و همکاران محترم باشد.

با تشکر از خانم نعیمه فتوحی دانشجوی دندانپزشکی دانشگاه همدان که در ویرایش برخی فصول با ما همکاری داشتند.

در پایان لازم میدانم از تمامی همکاران و دانشجویان گرامی که با انتقادات و پیشنهادات سازنده خود مارا در رفع مشکلات و نواقص یاری خواهند داد پیشاپیش تشکر و قدردانی بنمایم.

دکتر ریحانه خالصی

تابستان ۱۳۹۸

فهرست مطالب

فصل اول: نقش و اهمیت مواد دندانپزشکی ترمیمی ۷

فصل دوم: محیط دهان ۹

سوالات ۱۸

پاسخنامه ۲۰

فصل سوم: معیارهای طراحی برای مواد دندانپزشکی ترمیمی ۲۱

سوالات ۲۵

پاسخنامه ۲۶

فصل چهارم: مبانی علم مواد ۲۷

سوالات ۵۰

پاسخنامه ۶۲

فصل پنجم: آزمایش مواد دندانی و بیومکانیک ۶۶

سوالات ۷۸

پاسخنامه ۸۶

فصل ششم: زیست سازگاری و واکنش بافتی به مواد ۸۸

سوالات ۱۰۳

پاسخنامه ۱۱۰

فصل هفتم: انواع بیومتریالها ۱۱۳

سوالات ۱۱۹

پاسخنامه ۱۲۱

فصل هشتم: مواد پیشگیری و زاویه‌ای ۱۲۲

سوالات ۱۳۰

پاسخنامه ۱۳۶

فصل نهم: کامپوزیتها و پلیمرها ۱۳۸
سوالات ۱۵۷
پاسخنامه ۱۷۱

فصل دهم: مواد ترمیمی ـ فلزات ۱۷۶
سوالات ۲۱۲
پاسخنامه ۲۲۵

فصل یازدهم: مواد ترمیمی ـ سرامیک‌ها ۲۳۱
سوالات ۲۴۲
پاسخنامه ۲۵۱

فصل دوازدهم: مواد کپی‌برداری قالبگیری و کستینگ ۲۵۴
سوالات ۲۸۶
پاسخنامه ۲۹۸

فصل سیزدهم: مواد ادهیژن و لوتینگ ۳۰۲
سوالات ۳۱۶
پاسخنامه ۳۲۵

فصل چهاردهم: تصویربرداری و ساخت دیجیتالی برای ترمیم‌ها ۳۲۸
سوالات ۳۳۱
پاسخنامه ۳۳۳

فصل پانزدهم: ایمپلنتهای دهانی و صورتی ۳۳۴
سوالات ۳۴۳
پاسخنامه ۳۴۸

فصل شانزدهم: مهندسی بافت ۳۵۰
سوالات ۳۵۷
پاسخنامه ۳۵۹

نقش و اهمیت مواد دندانپزشکی ترمیمی

۱

- مواد دندانپزشکی ترمیمی پایهٔ جایگزینی ساختار دندان هستند.
- فرم و فانکشن از ملاحظات با اهمیت در جایگزینی ساختار دندانی از دست رفته هستند. فانکشن و بافت‌های ساپورتیو به کیفیت زندگی کمک می‌کنند.
- ارتباط بین سلامت دهان و سلامت عمومی بدن به طور وسیعی پذیرفته شده است.
- در بسیاری از نواحی توسعهٔ مواد دندانی سریعتر از سایر پروتزهای آناتومیکی بوده است و بیماران انتظار دارند این پروتزها به دلیل موفقیت طولانی مدتشان، به اندازهٔ مواد طبیعی دندانی (که جایگزین شده اند) کارآ باشند.
- در بسیاری از نواحی توسعهٔ مواد دندانی سریعتر از سایر پروتزهای آناتومیکی بوده است و بیماران انتظار دارند این پروتزها به دلیل موفقیت طولانی مدتشان، به اندازهٔ مواد طبیعی دندانی (که جایگزین شده اند) کارآ باشند.
- کاربرد علم مواد در دندانپزشکی به دلیل پیچیدگی حفره دهان که شامل باکتریها، نیروهای زیاد، PHهمیشه متغیر و محیط گرم و مرطوب می باشد منحصر به فرد است.
- محیط دهان خشن ترین محیط برای یک ماده است.
- علم مواد بیومکانیک هنگام انتخاب ماده برای کاربرد دندانی و طراحی بهترین درمان برای ترمیم ساختار دندان و جایگزینی ساختار دندان بسیار مهم است.
- مواد دندانپزشکی شامل نمایندگانی از کلاس‌های وسیع مواد است :فلزات، پلیمرها، سرامیک‌ها و کامپوزیت‌ها هستند.

انعطاف پذیری بالا برای مواد قالبگیری، stiffness بالا برای روکش‌ها و FPDها، اینتگره شدن با استخوان برای ایمپلنت‌های دندانی مهم می‌باشد. هنگام توصیف مواد از خصوصیات فیزیکی و شیمیایی آنها برای مقایسه استفاده می‌شود.

بهبود خصوصیات فیزیکی، شیمیایی و مکانیکی ممکن است در مطالعات آزمایشگاهی قابل قبول باشد ولی تست واقعی کارآیی ماده در دهان است و قابلیت بکارگیری مناسب ماده توسط تیم دندانپزشکی تعیین می‌شود.

درک کامل‌تر اصول پایه‌ای مواد و مکانیک برای دندانپزشک جهت طراحی و تعیین پروگنوز ترمیم‌ها با اهمیت است.مثلاً پروگنوز یک FPD بلند یا بریج‌ها به سفتی یا الاستیسیتی مواد بستگی دارد. وقتی زیبایی را در نظر می‌گیریم، سفتی مواد یک خصوصیت مهم است زیرا می‌تواند بر قابلیت ماده جهت پالیش تأثیر بگذارد.وقتی یک سرامیک را برای ساخت در مطب انتخاب می کنیم خصوصیت machining سرامیک‌ها اهمیت دارند.

از آنجا که تنوع زیادی از مواد مورد استفاده قرار می‌گیرند، سمیت و واکنش بافتی مواد، توجه زیادی را به خود جلب کرده است.جنبهٔ دیگر اهمیت تداخل مواد و بافت‌ها، توسعهٔ روش‌ها و تست‌های استاندارد توصیه شده برای تداخلات بیولوژیکی مواد توسط ADAاست.

در ایالات متحده آمریکا حدود ۵۰٪ بزرگسالان ۲۰تا ۶۴ساله حداقل یک دندان دائمی را در اثر تصادف، بیماری لثه، RCTناقص یا پوسیدگی دندان از دست داده‌اند. بچه‌های ۵تا ۱۹سال حدود ۱۸٪ پوسیدگی‌های دندانی درمان نشده دارند.

پیشرفت در علم اندودونتولوژی و پریودونتولوژی به مردم برای نگهداری طولانی تر دندان‌هایشان کمک کرده است.

برای بیمارانی که به مراقبت دندانپزشکی دسترسی مناسب دارند، جایگزینی تک دندان با ایمپلنت محبوبیت فزاینده ای دارد و آنها دندان‌های مجاور را درگیر ترمیم‌های ثابت یا چند واحدی نمی کنند. تأکید بر زیبایی محبوبیت فزاینده ای دارد و امروزه ظاهر طبیعی تر دندان‌ها در مقابل دندان‌های سفید براق یکنواخت که قبلاً درخواست می شد بیشتر مورد توجه است و کارخانه‌ها هم در تلاشند تا موادی بسازند که تا حد امکان شبیه دندان‌های طبیعی باشند حتی از نظر عمق رنگ و خصوصیات نوری ؛ مشابه باشند.

با مسن شدن جمعیت، ترمیم‌های سطح ریشه و دندان‌های سایش یافته بیشتر رایج شده‌اند. مواد این ترمیم‌ها باید در محیطی با بزاق کاهش یافته و ترکیب و PH بزاق غیرمعمول فانکشن داشته باشند. چسبندگی به این سطوح نیز دشواراست. این جمعیت با بیماریهای مزمن متعدد، داروهای متعددی مصرف می‌کنند و مشکلاتی در مراقبت خانگی مناسب دارند و مواد دندانی دراین بیماران با چالش زیادی روبروست.

پیشرفت در تکنولوژی نانو به زودی تأثیری زیاد درعلم مواد خواهد داشت و روش‌های ،Biofabrication Bioprinting ساختارها و مواد جدیدی را خلق می کنند .

محیط دهان

۲

دنـدان حـاوی سـه بافـت کلسـیفیه اختصاصـی اسـت: مینـا- عـاج و سـمنتوم. مینـا از آن جهـت کـه بیشـترین میـزان کلسیفیکاسـیون را در بیـن بافت‌هـای بـدن داشـته و حداقـل محتـوای مـواد آلـی را در بیـن ایـن بافت‌هـا دارد،[۳] منحصـر بفـرد اسـت. عـاج و سـمنتوم، ماننـد اسـتخوان سـاختارهای کامپوزیتـی زنـده، هیدارتـه و بیولوژیـک هسـتند کـه بـه طـور عمـده از ماتریکـس کلاژن نـوع۱ تشـکیل شـده اسـت و بـا مـواد معدنـی کلسیم فسفات به نام آپاتیت تقویت شده است. عاج بخـش عمـده ای از دنـدان را تشـکیل داده ودر اتصـال مینایی-عاجی(DEJ) بـه مینـا متصـل شـده می‌شـود. عـاج ریشـه دنـدان بـه وسـیله سـمنتوم پوشـیده می‌شـود کـه اتصـال دنـدان بـه اسـتخوان آلوئـولار را از طریـق لیگامـان پریودنتـال برقـرار می‌کنـد.

مینا:

تشـکیل مینـا بـه وسـیله آملوبلاسـت‌ها از اتصـال عاجـی- مینایـی (DEJ) شـروع شـده و بـه سـمت سـطح خارجـی دنـدان پیشـرفت می‌کنـد.[۱] در آغـاز تشـکیل مینـا و عـاج، آملوبلاسـت‌ها، سـیگنال‌هایی را بـا ادنتوبلاسـت‌ها یـی کـه در سـمت دیگـر DEJ قـرار گرفتنـد مبادلـه کـرده و همزمـان بـا حرکـت آملوبلاسـت‌ها بـه سـمت خـارج، بـرای تشـکیل مینـای تـاج دنـدان، ادنتوبلاسـت‌ها بـه سـمت داخـل DEJ حرکـت می‌کننـد. بیشـتر ماتریکـس آلـی مینـا کـه از آملوژنیـن و انامليـن تشـکیل شـده اسـت؛ در حیـن بالـغ شـدن دنـدان، بازجـذب شـده تـا بافتـی کلسـیفیه را بـر جـای گذارنـد کـه بیشـتر ازمـواد معدنـی وماتریکـس آلـی پراکنـده تشـکیل شـده اسـت.

➢ترکیب کلی مینا حدود ٪۹۶ وزنی مواد معدنی، ٪۱ چربی و پروتئین و مابقی آب است.[۱] احتمالاً جزء آلی و آب نقش مهمی‌در فانکشن دارند و غالباً بهتر است که ترکیب، بر اساس حجمی‌بیان شود. بر این اساس اجزاء آلی ٪۳ و آب ٪۱۲ ساختار را تشکیل می‌دهد. جزء معدنی در داخل کریستال‌های بسیار طویلی به شکل شش ضلعی با مقطع nm ۴۰ رشد می‌کند.

➢کریستال‌ها قطری معادل ۵ میکرون دارند و در داخل منشورهای مینایی بسته بندی شده اند. این منشورها براحتی توسط اسید اچینگ نمایان می‌شوند ودر یک آرایش کاملاً متراکم، از اتصال مینایی عاجی (DEJ) تا سطح مینا کشیده شده اند و تقریباً عمود بر DEJ هستند، به جز در نواحی کاسپ‌ها که منشورها پیچ خورده و همدیگر را قطع می‌کنند و به عنوان decussation شناخته می‌شوند که ممکن است مقاومت به شکستن را افزایش دهد. حدود ۱۰۰ کریستال برای قطر یک منشور نیاز است.[۱] محور کریستال‌های بزرگ تمایل به موازی شدن با محور منشور دارد. کریستال‌های نزدیک به محیط هر منشور، از محور بزرگ منحرف شده و به سمت فضای بین منشورها متمایل می‌شون انحراف در ناحیه دوم منشور بیشتر است.کریستال‌های منفرد داخل منشور نیز، با لایه نازکی از چربی و یا پروتئین پوشیده شده اند که ممکن است منجربه افزایش تافنس مینا شود.[۲]

➢حدفاصل بین منشورها یا مینای بین منشوری حاوی اجزا آلی اصلی ساختار بوده و به عنوان «غلاف منشور» نیز شناخته شده‌اند. که محل عبور آب و یون‌ها است. این مناطق درفرآیند اچینگ مرتبط با باندینگ و سایر فرآیندهای دمینرالیزاسیون مانند پوسیدگی‌ها، اهمیت حیاتی دارند.

➢اچینگ مینا با اسیدهایی مانند اسید فسفریک منجر به: ۱- اچینگ هسته منشور۲ - اچینگ محیط منشور ۳- اچینگ مخلوط یا یکنواخت می‌شوند. هیچ تفاوتی در استحکام باند میکرومکانیکی الگوهای متفاوت اچینگ ثابت نشده است.

➢ در یک تراش حفره استاندارد برای کامپوزیت، جهت گیری سطوح مینایی اچ شده می‌تواند: ۱- عمود بر منشورهای مینایی (پیرامون خط محیطی تراش) ۲- عمود بر سطح مقطع مایل منشورها (مارجین‌های بول شده اکلوزالی یا پروگزیمالی) ۳- عمود بر دیواره‌های محوری منشورها (دیواره‌های تراش) باشد.[۶]

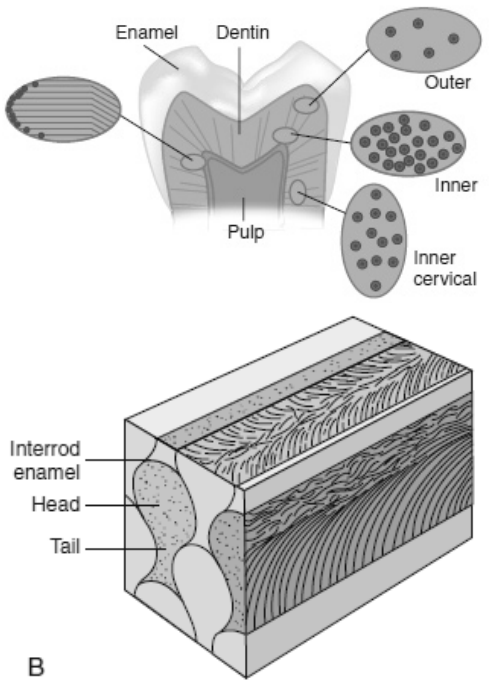
➢با شروع شکل گیری الگوی اچینگ، سطح اچ شده با اسید فسفریک، ظاهری برفکی پیدا می‌کند که به عنوان یک شاخص کلینیک معمول برای اچینگ مناسب استفاده می‌شود. این ظاهر برفکی در عوامل باندینگ سلف اچ قابل مشاهده نمی‌شود.

دو تغییر ساختاری مهم در مینا وجود دارد:

➢نزدیک به DEJ ساختار منشور مینایی در مینای تازه تشکیل شده به خوبی تکامل پیدا نکرده و بنابراین مینای بسیار نزدیک به DEJ فاقد منشور (aprismatic) [۴] به نظر می‌رسد.

هم چنین در سطح خارجی مینا، در مراحل کامل شدن مینا، آملوبلاست‌ها دژنره شده و لایه بی شکلی را به نام مینای بدون منشور (prismless enamel) در سطح خارجی تاج دندان بر جای می‌گذارند.[۵] این لایه بیشتر در دندان‌های شیری مشاهده می‌شود و غالباً در دندان‌های دائمی ساییده وحذف شده است. اما اگر این لایه باقی بماند باعث مشکلاتی در ایجاد یک الگوی مؤثر اچینگ شده و ممکن است

نیاز به خشن کردن سطح یا اچینگ اضافی باشد. مینا معمولاً در نواحی کاسپی و اکلوزالی سختی بیشتر و در نواحی نزدیک به DEJ سختی کمتری دارد.



مواد مغذی

➢ آپاتیت بیولوژیکال بافت‌های کلسیفیه از ساختار HA ایده‌آل متفاوت است و دارای نواقصی است که باعث می‌شود ضعیف‌تر و در اسید قابل حل‌تر باشد.

➢ هیدروکسی آپاتیت دارای فرمول ساده $Ca_{10}-(PO_4)_6-(OH)_2$، نسبت مولی ایده آل کلسیم به فسفر $\frac{1}{67}(\frac{Ca}{p})$ و ساختار بلوری هگزاگونال می‌باشد. آپاتیت مینا و عاج بستگی به تاریخچه شکل گیری آن و سایر اکسپوژرهای شیمیایی در حین بالغ شدن آنها دارد. بنابراین ماده معدنی در مینا و عاج دارای کلسیم کمتر، غنی از کربنات و یک فرم به شدت جایگزین شده وابسته به HA است.

➢ ممکن است یونهای منیزیم وسدیم جایگزین کلسیم ویون کربنات جایگزین گروههای فسفات هیدورکسیل شوند که این جایگزینی‌ها منجر به تغییر ساختار و افزایش حلالیت مینا می‌شود.[۲۵ و ۷]

➢ در این بین مفیدترین جایگزینی یون فلوراید است. جایگزین شدن کامل هیدروکسیل با فلوراید در هیدروکسی آپاتیت منجر به تشکیل ماده معدنی فلوئورآپاتیت۲ (F) ۶(po۴) Ca۱۰ شده که نسبت به HA یا آپاتیت ناقص بافت‌های کلسیفیه حلالیت خیلی کمتری (استحکام بیشتر) دارد.[۷]

➢ فرم خالص و قوی‌تر ماده معدنی طبیعی است و هیچ عامل آسیب‌زایی آزاد نمی‌کند مهمترین عیب آن شکنندگی زیاد و حساسیت به پروزیتی و نقص است که باعث می‌شود در هنگام اعمال نیرو بشکند.

➢ محتوای تقریبی کربنات در آپاتیت‌های مینا و عاج از ۳ تا ۵ درصد متفاوت است. بلورهای آپاتیت عاجی، کوچکتر از بلورهای مینا هستند[۷] و به طور قابل توجهی حلالیت بیش تری از خود نشان می‌دهند. زیرا سطح به حجم بیشتری در معرض اسید قرار می‌گیرد.

➢ ماده معدنی در عاج نیز تنها ٪۵۰ می‌باشد.(۷) این فاکتورها حساسیت عاج به حمله اسیدی را چندین برابر کرده و هنگامی که پوسیدگی به داخل DEJ نفوذ می‌کند امکان پیشرفت سریع آن را فراهم می‌کند.

عاج

➢ عاج یک ساختار بیولوژیک و هیدارته پیچیده است که قسمت اعظم دندان را تشکیل می‌دهد. فرمهای مختلفی از عاج در نتیجه فرآیندهای مختلف فیزیولوژیک پیری و بیماری وجود دارد. بعضی از تغییرات شناخته شده عبارتند از:

عـاج اولیه، ثانویـه، ثالثیـه reparative، اسـکلروتیک، ترانس پرنت، پوسـیده، دمینرالیزه، رمینرالیـزه وهایپرمینرالیزه. بعضی از ایـن تغییـرات پیامدهای مهمـی‌در توانایی ما بـرای ایجاد ادهیژن بـه عـاج دارد. عـاج اولیـه، در حیـن تکامـل دنـدان، تشـکیل می‌شـود. حجـم و ترکیـب آن منعکـس کننـده شـکل دنـدان اسـت و با سـایز و شـکل دندان تغییـر می‌کنـد. ٪۵۰ حجم عاج از مـواد معدنـی، ٪۳۰ حجـم آن از مـاده آلـی (عمدتـاً کلاژن نوع۱) و حدود ٪۲۰ حجم آن مایعی شـبیه به پلاسـما اسـت. به نظـر می‌رسـد سـایرپروتئین‌های غیرکلاژنـی، در مینرالیزاسـیون عـاج و فانکشـن‌های دیگـری مانند کنترل سـایز و جهت گیری کریسـتال‌ها دخیـل هسـتند. توبول‌هـا کـه یکـی از مهمتریـن و شـاخص‌ترین ویژگی‌هـای عـاج هسـتند، نمایانگـر مسـیرهای حـاوی سـلول‌های ادنتوبلاسـتی، از DEJ یـا سـمنتوم در ناحیـه ریشـه تـا اتاقـک پالپـی می‌باشـند. تراکم و جهـت گیری توبول‌هـا از ناحیـه ای بـه ناحیـه دیگـر متفـاوت اسـت.[۱۰]

➢ کمتریـن تعـداد توبول‌هـا در DEJ و بیشـترین تعـداد آن در سـطح پـره دنتیـن متصـل بـه اتاقـک پالپـی اسـت.[۸] محتـوای توبول‌هـا شـامل زوائـد ادنتوبلاسـتی، بـرای تمـام یـا بخشـی از طـول خـود و مایـع اسـت. داخـل مجـرای توبـول از یـک پوشـش بـه شـدت مینرالیـزه بـه نـام عـاج پـری توبـولار بـا ضخامـت تقریبـی ۰/۵ تـا ۱ میکـرون پوشـیده شـده اسـت و عمدتـاً دارای کریسـتال‌های آپاتیـت بـا ماتریکـس آلـی کمتـر اسـت. تعـدادی از مطالعـات گـزارش کـرده انـد کـه عـاج پـری توبـولار فاقـد کلاژن اسـت.

➢ چـون عـاج پـری توبـولار بعـد از لومـن توبـول شـکل گرفته‌انـد، لغـت اینترتوبـولار دنتیـن بـرای آن مناسـب‌تر اسـت. کریسـتال‌های عـاج کوچکتـر از مینـا هسـتند، حـاوی ۵٪ کربنـات می‌باشـند و بـه دلیـل سـایز کریسـتال، نقـص سـاختار و محتـوای کربنـات بالاتـر، اسـتعداد انحـلال بیشـتری دارنـد.

➢ توبول‌هـا بـه وسـیله عـاج بیـن توبولـی (اینتـر توبـولار) از هـم جـدا شـده انـد کـه از یـک ماتریکـس کلاژن نـوع۱ تقویـت شـده بـا آپاتیـت تشـکیل شـده اسـت. اندازه گیری‌هـای انجـام شـده در عـاج اکلـوزال، مسـاحت و قطر توبـول را از ۲۲ درصـد و ۲/۵ میکـرون در نزدیکـی پالـپ، تـا ۱ درصـد و ۰/۸ میکـرون در ناحیـه DEJ نشـان دادنـد. مسـلماً تغییـرات اجـزای سـاختاری در طـول زمـان، منجـر بـه تغییراتـی در مورفولـوژی توزیـع عناصـر سـاختاری و خصوصیـات مهمی‌از جملـه نفوذپذیـری و محتوای رطوبت و سـطح در دسـترس بـرای باندینـگ شـده و ممکـن اسـت بـر روی اسـتحکام بانـد، سـختی و سـایر خصوصیـات نیـز تأثیـر گذارند. انـدازه کوچک کریسـتال‌ها، سـاختار ناقص و محتـوای بیشـتر کربنـات باعـث افزایـش انحـلال پذیـری عـاج نسـبت بـه مینا شـده اسـت.[۹]

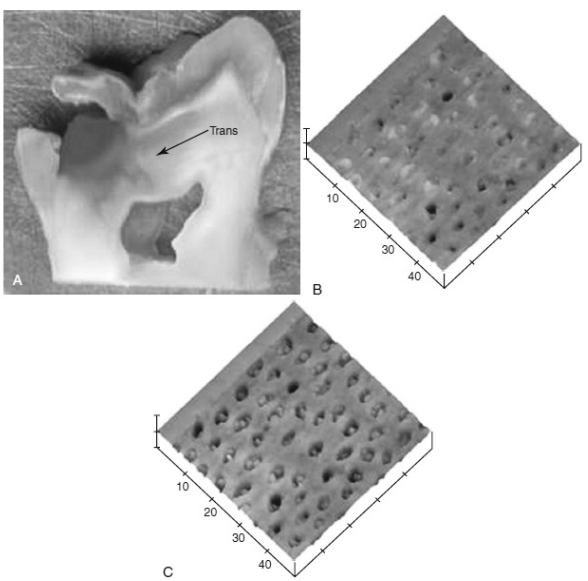
➢ کمپلکـس عـاج- پالـپ بر خـلاف مینـای بالغ بـه عنوان یـک بافـت زنـده در نظـر گرفتـه می‌شـود. با گذشـت زمان عاج ثانویه، شـکل گرفتـه و اتاقک پالپی به تدریج کوچکتر می‌شـود. مـرز بیـن عـاج اولیـه و ثانویـه بـه وسـیله تغییـر در جهـت گیـری توبول‌هـا مشـخص می‌شـود.[۱۰] هـم چنیـن ادنتوبلاسـت‌ها در پاسـخ بـه آسـیب‌هایی ماننـد پوسـیدگی یـا تـراش حفـره واکنـش نشـان داده و عـاج tertiary (ثالثیـه) را ایجـاد می‌کننـد کـه نسـبت به عـاج اولیـه و ثانویه سـازمان دهـی کمتـری دارد.[۱۰] در حال حاضـر درمان‌های رمینرالیزاسـیون مؤثـر بـرای عـاج (برخـلاف مینـا) وجـود ندارد.[۱۰]

➢ هنـگام تـراش یـا سـایش عـاج بـه وسـیله ی ابزارهـای دندانپزشـکی یـک لایـه اسـمیر ایجـاد شـده و سـطح را

می‌پوشاند. مزایا و معایب آن به این صورت است: نفوذپذیری را کاهش داده و به حفظ یک محیط کار خشک تر و کاهش نفوذ عوامل آسیب رسان به داخل توبول‌ها و احتمالاً پالپ کمک می‌کند. درعین حال پذیرفته شده است که اسمیرلایر مانعی در فرآیند باندینگ بوده و بنابراین به وسیله بعضی از انواع اسید کاندیشنینگ حذف یا اصلاح می‌شود. اسید اچینگ یا اسید کاندیشنینگ با حذف اسمیرلایر و تغییر سطح عاج کانال‌ها را برای نفوذ عوامل باندینگ باز می‌کند. ترجیحاً عاج پری توبولار حذف شده و مجرای توبول‌ها وسیع تر می‌شود. اگر عاج دمینرالیزه خشک شود در ماتریکس عاجی باقی مانده فیبریل‌های کلاژن درهم فرو می‌روند و نفوذ عوامل باندینگ در آن‌ها با مشکل مواجه می‌شود.

➢ در اغلب پروسه‌های ترمیمی‌عاج تا حدودی دچار تغییر می‌شود. در برش یک دندان رنگ آمیزی شده با ضایعه پوسیدگی، ناحیه خاکستری رنگ و به شدت دمینرالیزه لایه شفاف است که در آن اغلب مجاری توبولی با مواد معدنی پرشده است.[۱۱] دراین نوع عاج پس از اچینگ، عاج پری توبولار اچ شده امّا پلاگ‌های مواد دندانی رسوب یافته که به اچینگ مقاوم ترند در توبول‌ها نگه داشته شده و باندینگ را با مشکل مواجه می‌کنند. عاج شفاف ناشی از پرشدن توبول‌های عاجی با مواد ترمیمی است و باعث تغییر ضریب شکست توبول‌ها می‌شود و باعث ایجاد عاج ترانسلوسنت یا ناحیه ترانسپرنت می‌شود.[۱۱]

➢ شکل دوم عاج شفاف در اثر براکسیسم و شکل دیگر آن به دنبال پیری و در اثر شفاف شدن تدریجی عاج ریشه ایجاد می‌شود.[۱۱] علاوه بر این ضایعات سرویکالی غیرپوسیده (NCCLs) در محل اتصال مینا به سمنتوم یا عاج و معمولاً روی سطوح باکال یا فاسیال تشکیل می‌شوند[۱۲] تکرر وقوع این ضایعات (NCCLs) با افزایش سن، افزایش یافته و عاج اکسپوز شده به علت پرشدن توبول‌ها شفاف می‌شود.



➢ چندین مطالعه نشان داده‌اند خصوصیات الاستیک عاج اینترتوبولار با افزایش سن تغییری نمی‌کند، هر چند ممکن است حساسیت به شکست افزایش یابد. امّا مطالعات دیگر نشان داده‌اند که این خصوصیات ممکن است ثابت و یا کمتر از عاج طبیعی باشد. هم چنین پوسیدگی‌های متوقف شده دارای عاج شفاف هستند که اسکلروتیک نامیده شده و ممکن است نسبت به عاج معمولی سخت‌تر باشد.

➢ اندازه گیری نیروهایی که در حین جویدن به دندان‌ها وارد می‌شوند مقادیری در حدود ۷۷kg را بر روی نوک کاسپ‌ها، بر روی مساحتی به اندازه ۰/cm۲۰۳۹ نشان داده اند که استرسی در حدود Mpa۲۰۰ ایجاد می‌کنند.

➢ ماتریکس کلاژنی موجود در عاج باعث بروز خصوصیاتی می‌شود که از ویژگی‌های مواد پلیمری به شمار می‌آید، از جمله این که عاج بافتی ویسکوالاستیک ست به این معنا که خصوصیات تغییر شکل مکانیکی آن، وابسته به زمان است و بازیابی الاستیک آن فوری نیست، بنابراین عاج ممکن است به سرعت استرین حساس باشد که به این پدیده Strain rat sensitivity گفته می‌شود. عاج ریشه نرم‌تر و ضعیف‌تر از عاج در ناحیه تاج است. مینا هم در ناحیه کاسپی احتمالاً به علت سازگاری با نیروی جونده مستحکم تر و سخت تر از سایر نواحی است. عاج نسبت به مینا سختی کمتری درد و هم چنین چقرمگی شکست (fracture toughness) آن بیش تر است.(۱۳)

➢ ماتریکس کلاژنی موجود در عاج باعث بروز خصوصیاتی می‌شود که از ویژگی‌های مواد پلیمری به شمار می‌آید، از جمله این که عاج بافتی ویسکوالاستیک ست به این معنا که خصوصیات تغییر شکل مکانیکی آن، وابسته به زمان است و بازیابی الاستیک آن فوری نیست، بنابراین عاج ممکن است به سرعت استرین حساس باشد که به این پدیده strain rate گفته می‌شود. عاج ریشه نرم‌تر و ضعیف‌تر از عاج در ناحیه تاج است. مینا هم در ناحیه کاسپی احتمالاً به علت سازگاری با نیروی جونده مستحکم تر و سخت تر از سایر نواحی است. عاج نسبت به مینا سختی یا stiffnes کمتری درد و هم چنین چقرمگی شکست (fracture toughness) آن بیشتر است.(۱۳)

Property	Enamel	Dentin
Density	2.96 g/cm³	2.1 g/cm³
Compressive		
Modulus of elasticity	60-120 GPa	18-24 GPa
Proportional limit	70-353 MPa	100-190 MPa
Strength	94-450 MPa	230-370 MPa
Tensile		
Modulus of elasticity		11-19 GPa
Strength	8-35 MPa	30-65 MPa
Shear strength	90 MPa	138 MPa
Flexural strength	60-90 MPa	245-280 MPa
Hardness	3-6 GPa	0.13-.51 GPa

اتصال مینا-عاج

➢ DEJ بیش از یک حد فاصل ساده بین عاج و مینا می‌باشد. DEJ نه تنها باعث اتصال این دو بافت به هم می‌شود بلکه در برابر نفوذ ترک‌های مینایی که منجر به شکست دندان می‌شود هم مقاومت می‌کند. اگر DEJ سالم باشد شکستن دندان به

جزء در موارد اعمال ضربه شدید غیرمعمول است زیرا بسیاری از ترک‌هایی که در مینا وجود دارند به داخل عاج گسترش پیدا نکردند. هم چنین بسیاری از ترک‌ها به دلیل شکل دالبری DEJ (تقعر به سمت مینا) با یک زاویه به DEJ نزدیک می‌شوند که این عامل خود منجر به توقف بسیاری از ترک‌ها می‌شود. [۱۴] نشان داده شده است که دالبرها باعث کاهش تجمع استرین در اینترفیس می‌شوند. اندازه گیری‌ها نشان داده است که DEJ یک اینترفیس شیب دار است که با فاصله قابل توجهی دارای خصوصیات متفاوتی از خصوصیات مینا و عاج پوششی مجاور می‌باشد. بنابراین عرض فانکشنال DEJ بسیار بیشتر از ظاهر آناتومیک آن است و باعث کاهش بیشتر استرس می‌شود. تحقیقات جدید نشان داده اند که پروتئین‌هایی که به نظر باقیمانده basement membrane در DEJ هستند شامل کلاژن تیپ چهار و هفت و پروتئین‌هایی هستند که باعث ثبات ساختار DEJ و مشارکت در مقاومت به شکست می‌باشند.

بیوفیلم‌های دهانی و مواد دندانی ترمیمی

بیوفیلم جمعیت پلی میکروبیال شامل باکتری‌های احاطه شده با ماتریکس پلی ساکاریدی است. پلاک دندانی به عنوان بیوفیلم‌های دهانی که بر روی دندان‌ها و بیومتریال‌ها تشکیل می‌شوند، شناخته می‌شود. استرپتوکوک‌ها و لاکتوباسیل‌ها شایع ترین میکروارگانیسم‌های موجود در پلاک و اصلی ترین عوامل پوسیدگی‌های دندانی هستند. [۱۵] بسته به محل چسبندگی بیوفیلم سایر نتایج تجمع طولانی مدت بیوفیلم شامل بیماری‌های پریودنتال و پری ایمپلنتیت است.

تشکیل بیوفیلم یک فرآیند ترتیبی است. چند دقیقه پس از تمیز کردن کامل لایه‌ای به نام پلیکل شامل فسفوپروتئین‌ها و گلیکوپروتئین‌ها بر روی سطوح دندان و بیومتریال رسوب می‌کند. [۱۷] پس از آن باکتری‌های شناور آزاد به نام پلانکتونیک به پلیکل متصل می‌شوند. تقسیم شدن گونه‌های باکتریایی اولیه کلونی ساز و اتصال سایر گونه‌های کلونی ساز به آن منجر به تشکیل بیوفیلم می‌شود که اگر به وسیله فاکتورهای داخلی یا حذف مکانیکی تمیز نشوند با گذشت زمان بالغ می‌شوند.

تشکیل بیوفیلم از طریق تعاملات پیچیده سلولی و فیزیکی شامل نزدیکی، تبادلات متابولیکی، ارتباطات به واسطه پیام‌های مولکولی تبادل ماده ی ژنتیکی، تولید فاکتورهای ممانعت کننده (inhibitors) و اتصال به همدیگر می‌باشد.

پلیکل حاوی انواع مولکول‌های گیرنده است که درابتدا به وسیله استرپتوکوک‌ها شناسایی می‌شوند [۱۷] استرپتوکوک‌ها ۶۰ تا ۹۰ درصد فلورای باکتریایی اولیه را بر روی مینا تشکیل می‌دهند [۱۶] و نسبت به اکسیژن کمتر حساس هستند. [۱۷] تعامل بین باکتری‌های دهان برای تکامل بیوفیلم ضروری است و به این صورت می‌باشد:

- ۴ ساعت اول: کوکسی‌های گرم مثبت مخصوصاً استرپتوکوک‌های گروه میتیس بیشترین تعداد را دارند.
- پس از ۸ ساعت: هم چنان کوکسی‌ها بیشترین تعداد را دارند+ حضور میکروارگانیسم‌های میله‌ای شکل دیده می‌شود.
- پس از ۲۴ تا ۴۸ ساعت: رسوب اشکال مختلف سلول‌ها شامل کوکسی‌ها، کوکوباسیل‌ها، باسیل‌ها، باکتری‌های فیلامنتوس

➢ پس از ۴ روز: افزایش بی هوازی‌های گرم منفی مخصوصاً فوزو باکتریوم نوکلئاتوم (به عنوان عامل اتصال دهنده کلونی‌های اولیه و نهایی) که نقشی مهم در بالغ شدن بیوفیلم دارد. [۱۸] و [۲۴]

با بالغ شدن بیوفیلم تغییر در ترکیب آن به سمت انواع باکتری‌های گرم منفی (رادها، فیلا منتوس‌ها، ویبریون‌ها و اسپیروکت‌ها) مشاهده می‌شود که در ارتباط با گسترش ژنویویت می‌باشد. [۱۷]

مکانیسم چسبندگی باکتریایی و تشکیل بیوفیلم بر روی سطوح مواد دندانی فرآیند پیچیده ای است که به تعداد زیادی از عوامل بستگی دارد این چسبندگی تحت تأثیر ترکیبی از نیروهای واندروالس-لیفشیتز، تعاملات الکترواستاتیک و باندینگ اسید-باز می‌باشد. در مطالعات in vivo نشان داده شده است که سطوح صاف و هیدروفوب بالای لثه نسبت به سطوح خشن و هیدروفیل بیوفیلم کمتری جذب می‌کنند. [۹] هم چنین افزایش خشونت سطحی بیش تر از حد آستانه (۰/۲ میکرون) وافزایش انرژی آزاد سطح هر دو منجر به تجمع بیشتر بیوفیلم بر روی مواد دندانی می‌شوند که از بین این دو عامل خشونت سطحی اثر بیشتری دارد. [۲۰] سطح خشن ترمیم ناشی از سایش، اروژن، پالیش هوا یا ابزار اولتراسونیک و عدم پرداخت پس از ترمیم همراه با تشکیل بیوفیلم است.

صرفنظر از سوبسترای رزین با تشکیل پلیکل، چسبندگی باکتریایی در in vivo به مقدار قابل ملاحظه ای کاهش می‌یابد. [۲۱] انرژی سطحی نیز عاملی بسیار مهم در فرآیند چسبندگی باکتریایی می‌باشد. انرژی سطحی بالای بسیاری از مواد ترمیمی‌منجر به تجمع بیشتر دبری بزاق و باکتری‌ها در سطح و لبه‌های ترمیم می‌شود که [۲۱] تا حدی به عنوان عامل بروز ضایعات پوسیدگی ثانویه در لبه‌های ترمیم کامپوزیت و آمالگام می‌شود.

در مورد ترمیم‌های رزینی، تشکیل بیوفیلم‌های دهانی در ارتباط با افزایش خشونت سطحی، تجزیه ماده به علت اسید تولید شده توسط میکروارگانیسم‌ها و استراز بزاق، هیدرولیز ماتریکس رزین و کاهش میکروهاردنس سطح ترمیم می‌باشد.عواملی وجود دارند که باعث افزایش خشونت سطحی و چسبندگی باکتریایی به سطح شده و در نتیجه مینای دندان مجاور را در معرض پوسیدگی‌های ثانویه قرار می‌دهند از جمله این عوامل: ورود باکتری‌های پلانتونیک در اینترفیس دندان و ماده ترمیمی، رشد باکتری‌های دهانی در مجاورت ترمیم‌های رزینی در نتیجه حضور مقادیر ناچیزی از رزین پلیمریزه نشده، منومرهای رزینی و محصولات تجزیه زیستی رزین [۲۱] مقادیری رزین پلیمریزه کننده، مونومرهای رزین و محصولات تجربه مثل TEG , TEG MA Bis HPPP MA درمجاورت ترمیم‌های رزینی باعث رشد میکروب‌ها می‌شوند.

> میزان میکروارگانیسم‌های پوسیدگی زا، مانند استرپتوکوکوس موتانس در بیوفیلم‌های مجاور ترمیم‌های رزینی خلفی، بیش از بیوفیلم‌های مجاور ترمیم‌های آمالگام یا گلاس آینومر است.

براساس مطالعات انجام شده بیوفیلم‌های روی آلیاژهای ریختگی طلا و آمالگام کمتر زنده هستند که احتمالاً به دلیل اثر باکتریواستاتیک طلا و حضور جیوه نوع ۲ در آمالگام دندانی می‌باشد. [۲۲]

آمالگام باعث تراش باکتری‌های مقاوم به جیوه هم می‌شود. مقاومت به آنتی بیوتیک به خصوص

تتراسیکلین هم به مقاومت به جیوه دیده شده است. اگرچه این مقاومت در بچه‌های بدون ترمیم آمالگام هم دیده شده است.

در مورد ترمیم‌های سرامیکی نیز پذیرفته شده است که در کراون‌های سرامیکی نسبت به ساختار دندان مجاور بیوفیلم کمتری رشد می‌یابد.[۲۲] در ارتباط با رزین‌های بیس پروتز هم بیوفیلم عمدتاً از گونه‌های کاندیدا تشکیل شده است هر چند تشکیل بیوفیلم به صورت چسبندگی اولیه ی استرپتوکوک‌ها و به دنبال آن گونه ی کاندیدا که به رسپتورهای دیواره سلولی استرپتوکک‌ها می‌چسبد و در بیماران مسن و دارای نقص ایمنی با دنچر استوماتیت همراه است.[۲۲] بر اساس مطالعات، تشکیل بیوفیلم و مراحل کلونیزاسیون در ایمپلنت‌های دندانی مشابه دندان‌ها ی طبیعی است هر چند که الگوهای اولیه ی کلونیزاسیون متفاوت است. دیده شده است که کاهش خشونت سطحی کمتر از حد آستانه تأثیر زیادی بر چسبندگی کلونیزاسیون و یا ترکیب میکربی نداشته است. اما اصلاح سطوح ایمپلنت با نیتریدتیتانیوم منجر به کاهش قابل ملاحظه چسبندگی باکتریایی و تشکیل بیوفیلم می‌شود.[۲۲]

عوامل حیاتی در چسبندگی باکتریایی به ماده ایمپلنت دندانپزشکی: هیدروفوب بودن، شیمی‌سطح، انرژی آزاد سطحی ماده عوامل تأثیرگذار بر کلونیزاسیون میکروبی در ایمپلنت دندانپزشکی: ویژگی‌های سطحی باکتری، طراحی ایمپلنت و اباتمنت و فاصله میکروسکپی بین ایمپلنت و اباتمنت.[۲۳]

حذف مکانیکی و شیمیایی بیوفیلم‌های دهانی از سطوح سخت در کنترل پوسیدگی‌ها بسیار مهم می‌باشد. معمولاً باکتری‌ها در داخل ماتریکس بیوفیلم پیچیده ای قرار گرفته‌اند که باعث محافظت آن‌ها در برابر پاسخ‌های ایمنی میزبان، آنتی بیوتیک‌ها و مواد آنتی مکروبیال می‌شود. بنابراین حذف مکانیکی بیوفیلم مؤثرتر از مداخلات شیمیایی می‌باشد. هم چنین نگرانی‌هایی که در مورد افزایش مقاومت باکتری‌ها در نتیجه استفاده طولانی مدت از مواد آنتی میکروبیال وجود دارد منجر به قبول این فرضیه شده است که **میکروفلورای دهان نباید حذف شود بلکه باید از تغییر محیط زیست مطلوب دهان به یک محیط مناسب برای ایجاد بیماریهای دهان جلوگیری شود.**

مواد آزاد کننده فلوراید به خصوص گلاس آینومرها و کامپومرها با خنثی سازی اسید تولید شده توسط باکتری‌های و خاصیت فلوراید در توقف پوسیدگی (کاریواستاتیک بودن) می‌توانند بر روی متابولیسم باکتریایی تأثیرگذار باشند امّا این فرضیه مطرح است که حجم زیادی بزاق در دهان منجر به تغییر غلظت فلوراید می‌شود. بنابراین از نظر تئوری این ترمیم‌ها می‌توانند در کاهش دمینرالیزاسیون ساختار دندانی مجاور ترمیم کافی باشند. امّا مطالعات بالینی به وضوح نشان نداده‌اند که مواد ترمیمی آزاد کننده فلوراید در مقایسه با موادی که فلوراید آزاد نمی‌کنند به طور قابل توجهی باعث کاهش پوسیدگی‌های ثانویه شده باشند.

شایع‌ترین دلیل تعویض ترمیم‌ها به پوسیدگی ثانویه در مارژین لثه‌ای می‌باشد.

سوالات فصل ۲

۱- کدام یک از موارد زیر از عوامل تأثیرگذار درکلونیزاسیون میکربی در ایمپلنت است؟

الف) ویژگی‌های سطحی باکتری
ب) طراحی ایمپلنت و اباتمنت
ج) فاصله میکرسکوپی ایمپلنت و اباتمنت
د) همه موارد

۲- کدام میکروارگانیسم قادر به تشکیل Co- aggregation bridge با باکتری‌های کلونیزه شونده اولیه و نهایی می‌باشد؟ (ارتقاء ۹۲)

الف) پورفیروموناس جینجیوالیس
ب) استرپتوکوک‌ها
ج) فوروباکتریوم نوکلئاتوم
د) مخمرهای گونه کاندیدا

۳ـ پروتئین‌های باقیمانده basement membrane در DEJ شامل کدام کلاژن‌ها می‌باشد و نقش آنها چیست؟

الف) ۱ و ۳، افزایش Stiffnes
ب) ۱ و ۳، ثبات ساختار DEJ و مقاومت به شکست
ج) ۴ و ۷، افزایش Stiffness
د) ۴ و ۷، ثبات ساختار DEJ و مقاومت به شکست

۴- کدامیک از عوامل زیر باعث حلالیت بیشتر هیدروکسی آپاتیت عاج در مقایسه با مینا می‌شود؟ (بورد ۹۳)

الف) بیشتر بودن کربنات‌ها در هیدروکسی آپاتیت عاج
ب) بیشتر بودن کربنات‌ها در هیدروکسی آپاتیت مینا
ج) بیشتر بودن فسفاتا در هیدروکسی آپاتیت عاج
د) کمتر بودن فسفات‌ها در هیدروکسی آپاتیت عاج

۵ـ اصطلاح Decussation در چه مورد استفاده می‌شود؟ (ارتقا ۹۳)

الف) انحراف کریستال‌ها به محیط منشور مینایی　　ب) پیچ خوردن منشورهای مینایی و متقاطع شدن آنها

ج) عبور آب و یون‌ها از خلال منشورهای مینایی　　د) آرایش متراکم کریستال‌ها از DEJ به سطح مینا

۶ـ کدام میکروب در biofilm maturation نقش حیاتی دارد؟(ارتقا ۹۳)

الف) استرپتوکک میتیس　　ب) کوکوباسیل　　ج) فوزوباکتریوم نوکلئاتوم　　د) ویبریوسل

۷ـ در مورد اندازه ترکیب و مقدار کریستال های آپاتیت مینا در مقایسه با عاج به ترتیب کدام جمله صحیح است؟ (بورد ۹۴)

الف) اندازه بزرگتر، کربنات کمتر، مقدار بیشتر است.

ب) اندازه کوچکتر، کربنات کمتر، مقدار کمتر است.

ج) اندازه بزرگتر، کربنات بیشتر، مقدار کمتر است.

د) اندازه کوچکتر، کربنات بیشتر و مقدار بیشتر است.

۸ـ Co-aggrigation به کدام یک از پدیده‌های زیر اطلاق می‌شود و در چه موردی است؟ (بورد ۹۵)

الف) signal molecule – mediated communication و در مورد cellular interaction است.

ب) Metabolic exchange و در مورد Physical proximity است.

ج) specific cell to cell recognition between genetically distict cell types و در مورد biofilm formation است.

د) signal molecule mediated communication است.

۹ـ کدام عبارت زیر در مورد اینترفیس بین منشورهای مینایی صحیح است؟ (ارتقا ۹۵)

الف) با prism sheaths متفاوت است.

ب) حاوی ترکیبات inorganic اصلی استراکچر مینا است.

ج) در پروسه ایچینگ سیستم‌های باندینگ اهمیت چندانی ندارد.

د) در پروسه پوسیدگی اهمیت زیادی دارد.

پاسخنامه

۱- گزینه ج

۲- گزینه الف

۳- گزینه د

۴- گزینه الف

۵- گزینه ب

۶- گزینه ج

۷- گزینه د

۸- گزینه ج

۹- گزینه د

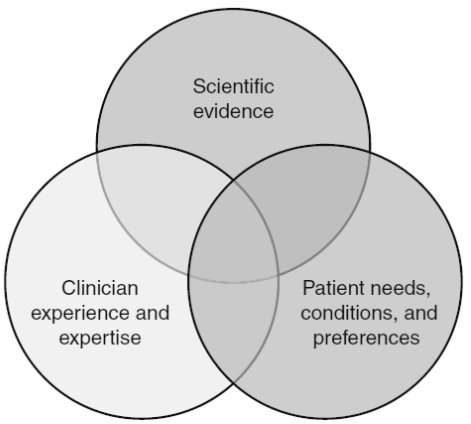
معیارهای طراحی برای مواد دندانپزشکی ترمیمی

۳

دندانپزشکی مبتنی بر شواهد

➢ طبق تعریف انجمن دندانپزشکی آمریکا :دندانپزشکی مبتنی بر شواهد یک رویکرد مراقبت سلامت دهان است که نیازمند ادغام آگاهانه شواهد علمی مرتبط با تاریخچه و شرایط پزشکی و دندانپزشکی بیمار همراه مهارت بالینی دندانپزشک و ترجیحات نیازهای درمانی بیمار است[۴].

➢ این رویکرد با مرکزیت بیمار است و متناسب با نیازها و ترجیحات بیمار می باشد ۵. هدف ما این است که در محل تقاطع سه دایره طبابت کنیم.



شواهد بیمار

➢ مشاهدهٔ نیازها و تاریخچهٔ پزشکی و دندانپزشکی بیمار، اولین مرحله است.دراین فاز، به عملکرد موفقیت و شکست ترمیم‌های قبلی و موجود توجه می‌شود که یک تعیین کنندهٔ خوب شرایط محیط دهان و پروگنوز موفقیت ترمیم‌های مشابه است.پروفایل فاسیال و ساختار عضلانی اوروفاسیال بیمار یک تعیین‌کنندهٔ خوب نیروهای اکلوزالی بالقوه است.

➢ الگوهای سایش روی سطوح اکلوزال تعیین کنندهٔ براکسیسم، clenching، نیروهای اکلوزال و حرکات مندیبل است.

- ابفرکشنهای سرویکالی ممکن است نشاندهنده تماسهای اکلوزالی سنگین در اثر براکسیسم یا تداخلات اکلوزالی باشد و یا در اثر مسواک شدید و شرایط اسیدی ایجاد شده باشد.
- اروژن دندانهای قدامی نشاندهندهٔ زیاد بودن اسید در رژیم غذایی است.
- سایش کل دندانها بدون ترامای اکلوزال می تواند به علت یک اختلال سیستمیک مثل بیماری ریفلاکس معده به مری باشد.
- هر کدام از این شرایط طول عمر درمان ترمیمی را تحت تأثیر قرار می دهد.

شواهد عملی

- هنگام جستجو برای شواهد علمی، معمولاً بهترین شواهد موجود از مرور مقالات علمی بدست آمده است و شواهد علمی را برای آگاهی بیمار و دندانپزشک فراهم می کنند. بالاترین سطح روایی برای به حداقل رساندن bias انتخاب می‌شود.این مطالعات معمولاً متاآنالیز RCT ها یا systematic review یا RCT های فردی هستند.سطوح پایین‌تر شواهد در مطالعاتcase studies، cohort و case report یافت می‌شوند.[۶]
- مطالعات لابراتوری بعنوان شواهد دیگر(other evidance) ذکر می شوند زیرا یک ارتباط بالینی تنها با برون یابی دادههای لابراتوری بدست می‌آید .ذکر کردن این مطالعات به عنوان شواهد دیگر به منزله عدم اعتبار آنها نیست.
- سلسله مراتب برای دادههای مبتنی بر شواهد بر مبنای دادههای کلینیکی انسان است که دادههای لابراتوری (bench) تنها نقش جانشین آنها را دارد.
- در هنگام جستجو برای شواهد علمی، در دسترس ترین یا معتبر ترین دادهها باید انتخاب شوند.
- توسعهٔ مواد جدید که نوع پیشرفته وبهبود یافتهٔ مواد موجود هستند، نیازی به انجام آزمایش‌های بالینی توسط FDAندارد.
- مطالعات لابراتوری باید به عنوان شواهدی برای تصمیم گیری بالینی پذیرفته شوند.
- شواهد مشاهده شده در ارزیابی بیمار، شواهد تجزیه و تحلیل دادههای آزمایشگاهی، تجربیات دندانپزشک و نیازها و خواستههای بیمار، همگی به هم مرتبط است و روی پروگنوز ترمیم تأثیر گذار است.

Study Quality	Diagnosis	Treatment/Prevention/ Screening	Prognosis
Level 1: good-quality, patient-oriented evidence	Validated clinical decision rule SR/meta-analysis of high-quality studies High-quality diagnostic cohort study[a]	SR/meta-analysis or RCTs with consistent findings High-quality individual RCT[b] All-or-none study[c]	SR/meta-analysis of good-quality cohort studies Prospective cohort study with good follow-up
Level 2: limited-quality patient-oriented evidence	Unvalidated clinical decision rule SR/meta-analysis of lower quality studies or studies with inconsistent findings Lower quality diagnostic cohort study or diagnostic case-control study	SR/meta-analysis of lower quality clinical trials or of studies with inconsistent findings Lower quality clinical trial Cohort study Case-control study	SR/meta-analysis of lower quality cohort studies or with inconsistent results Retrospective cohort study or prospective cohort study with poor follow-up Case-control study Case series
Level 3: other evidence	Consensus guidelines, extrapolations from bench research, usual practice, opinion, disease-oriented evidence (intermediate or physiologic outcomes only), or case series for studies of diagnosis, treatment, prevention, or screening		

طراحی برای درمان دندان

هر بیماری یونیک است و نیازمند انتخاب مواد و طرح درمان خاص خودش است.

مورد زیر یک پروسه‌ی درمانی را نشان می‌دهد که با ارزیابی زیبایی شروع می‌شود و پس از یک بررسی فانکشن، ساختار و بیولوژی انجام می‌شود. طرح درمان با مشکلات حاد شروع می‌شود یک بررسی زیبایی، محل میدلاین و طول اینسایزورهای ماگزیلا و مندیبل (که پلن اکلوزال خلفی و فانکشن را تعیین می‌کند)، آنالیز می‌کند. این بررسی زیبایی با ارزیابی محل سانترال‌ها نسبت به لب بالا شروع می‌شود. اگر نمایش لبه اینسایزال ناکافی باشد، افزایش لبه اینسایزال با جراحی یا ارتودنسی یا روش‌های ترمیمی انجام می‌شود. در مرحله‌ی بعدی میدلاین و تمایل اینسایزورهای ماگزیلا بررسی می‌شود. خصوصیات سطح لبیال و تمایل دندان بر انعکاس نور تأثیر دارند. بیشترین میزان انعکاس نور با عمود بودن سطح بر پلن اکلوزال تأمین می‌شود. در مرحله بعدی پلن اکلوزال خلفی ماگزیلا نسبت به محل ایده‌آل لبه اینسایزال ماگزیلا مشخص می‌شود اصطلاحات پلن خلفی و یا جراحی یا پروسه‌های ترمیمی انجام می‌شود. اول لثه در دندان‌اهی قدامی و ترمیم‌های قدامی نقش مهمی در زیبایی ایفا می‌کند، ترکیب سرامیک و فلز به دست آوردن مارژین لثه‌ای زیبا را دشوار می‌کند.

در مرحله بعدی دندان‌های قدامی و خلفی مندیبل بررس می‌شوند.

ارزیابی بیولوژیکی، تشخیص و طراحی را تکمیل می‌کند. سلامت بافت‌های پریودنتال همگام با محیط دهان و شرایط مینا و عاج و پالپ ارزیابی می‌شود.

TABLE 3.2 Decision Matrix for Selecting Dental Materials[a]

Assessment and Factors	Query	Relevant Dental Materials and Properties (Chapter No.)
ESTHETICS: MAXILLARY		
Central incisors relative to upper lip	• Is the incisal edge display of the maxillary centrals sufficient?	Surface characteristics (4) Light, reflection, color (4) Resin composites (9) Ceramics (11) Adhesives and cements (9, 13)
Midline and inclination of incisors	• Does the maxillary midline need correction? • Does the inclination of the maxillary incisors need correction?	Surface characteristics (4) Light, reflection, color (4) Resin composites (9) Ceramics (11) Adhesives and cements (9, 13)
Posterior occlusal plane	• Does the maxillary posterior occlusal plane need correction? • Is sufficient tooth structure present? • What are the surface characteristics of the opposing dentition?	Forces and wear (4) Core buildup (9) Provisional materials (9) Resin composites (9) Adhesives and cements (9, 13) Metals and alloys (10) Ceramics (11)
Gingival levels	• Do gingival margins need correction?	Resin composites (9) Glass ionomers (9) Ceramics (11) Adhesives and cements (9, 13)
ESTHETICS: MANDIBULAR		
Same factors as for maxillary: Midline, inclination, posterior occlusal plane, and gingival levels		

ESTHETICS AND FUNCTION		
Missing teeth	• Are missing teeth in need of replacement? • Is a fixed or removable prosthesis preferred? • Should adjacent teeth be involved in the replacement? • What are the surface characteristics of the opposing dentition?	Forces, stress, and wear (4) Provisional materials (9) Adhesives and cements (9, 13) Denture materials (9) Metals and alloys (10) Ceramics (11) Impression materials (12) Casting materials (12) Implants (15)
FUNCTION		
Occlusion	• Does the occlusal relationship need correction? • What are the surface characteristics of the opposing dentition?	Forces, stress, and wear (4) Resin composites (9) Metals and alloys (10) Ceramics (11) Impression materials (12) Casting materials (12) Adhesives and cements (9, 13) Implants (15) Articulator
BIOLOGIC		
Oral environment: enamel, dentin, pulp, and periodontal ligament	• Is acute disease present? • Are conditions in the oral environment favorable (e.g., saliva pH, salivary flow, oral hygiene, diet, supporting bone structure, pulp, occlusal habits)?	Oral environment (2) Forces, stress, and wear (4) Biocompatibility (6) Intermediary materials (8) Tissue engineering (16)

[a]*This table augments the sequence and logic presented in the section "Planning for Dental Treatment" with factors, queries, and references to chapters in this textbook.*

سوالات فصل ۳

۱- طبق تعریف ADA دندانپزشکی مبتنی بر شواهد چیست؟

۲- کدامیک در مورد دندانپزشکی مبتنی بر شواهد صدق نمی‌کند؟

الف) patient centered
ب) متناسب با نیازهای بیمار
ج) dentist centered
د)همراه با مهارت دندانپزشک است

۳- بالاترین سطوح شواهد از کدامیک حاصل می شود؟

الف) systematic review
ب)case studies
ج)cohort
د) case report

٤- براس‌اس ADA دندانپزشکی مبتنی بر شواهد متناسب با کدام رویکرد می‌باشد؟(ارتقا ۹٤)

الف) رویکرد تخصص محور و نیازهای بیمار
ب) رویکرد شواهد و اولویت‌های بیمار
ج) رویکرد بیمار و نیازهای تخصصی
د) رویکرد مراقبت بهداشت دهان و دندان

پاسخنامه

۱- طبق تعریف انجمن دندانپزشکی آمریکا: دندانپزشکی مبتنی بر شواهد یک رویکرد مراقبت سلامت دهان است که نیازمند ادغام آگاهانه شواهد علمی مرتبط با تاریخچه و شرایط پزشکی و دندانپزشکی بیمار همراه مهارت بالینی دندانپزشک و ترجیحات نیازهای درمانی بیمار است

۲-گزینه ج

۳-گزینه الف

٤ـ گزینه د

مبانی علم مواد

۲

موفقیت یک ترمیم نه تنها به خصوصیات فیزیکی ماده بلکه به خصوصیات بیوفیزیکی و فیزیولوژیکی بافت‌های حمایت کننده بستگی دارد.

علم مطالعهٔ چگونگی بر همکنش و تغییر شکل مواد بیولوژیکی بیومکانیک نام دارد[1].

نتیجهٔ نیرویی که بر یک جسم اعمال می‌شود یا حرکت است و یا تغییر شکل که بستگی دارد به اینکه جسم سخت است یا انعطاف پذیر و اینکه جسم محدود شده است یا نه.اگر به جسمی که محدود شده است نیرو وارد شود باعث تغییر شکل آن می‌شود ولی اگر جسم آزاد باشد اعمال نیرو بر آن باعث حرکت جسم می‌شود. نیرو توسط سه خصوصیت تعریف می‌شود. نقطهٔ اعمال نیرو، شدت و بزرگی نیرو و جهت نیرو [2].جهت نیرو، نوع نیرو را تعریف می‌کند. واحد سیستم‌های بین المللی نیرو، نیوتن است.یک پوند نیرو معادل۴ / ۴نیوتن است. بیشترین نیروهای اکلوزال در رنج۳۵۰۰ - ۲۰۰ نیوتن قرار دارند.نیروهای اکلوزال در دندان‌های بالغ خلفی بیشترین هستند (که نزدیک ترین ناحیه به محور لولایی مندیبل است) و به سمت قدام کاهش می یابند.نیروها در ناحیهٔ اولین و دومین مولار از۸۰۰ - ۴۰۰نیوتن متفاوت هستند.میانگین نیروها در پرمولرها، کانین‌ها و اینسایزورها به ترتیب۲۰۰،۳۰۰ و۱۵۰ نیوتن است.یک افزایش غیرخطی ولی مشخصی در نیروها در بچه‌های در حال رشد از۲۳۵ تا ۴۹۴ نیوتن با میانگین ۲۲ نیوتن افزایش در سال اتفاق می افتد.

- نیروهای اکلوزالی که توسط پروتزهای دندانی تولید می شوند کمتر از دندان‌های طبیعی هستند. بیماران با RPD نیروهای اکلوزالی در رنج ۲۳۵-

۶۵ نیوتن دارند.میانگین نیروها بر روی مولارها و پرمولارها در افراد با دنچر کامل حدود100N است، این نیروها در ناحیهٔ اینسایزورها 40N است.

➢ استرس به صورت نیروی وارده برسطح مقطع جسم تعریف می‌شود.

$s = \sigma = \text{stress} = \text{force} / \text{area} = n / m^2 = 1pa.$

➢ یک حقیقت مشخص در مورد ترمیم‌های دندانی این است که نواحی که نیروهای اکلوزال بر آنها وارد می‌شوند بسیار کوچک هستند.مثلاً نواحی کاسپی در ناحیهٔ تماس درمقطع عرضی حدود 0/16 تا $0/016Cm^2$هستند.به این دلیل نواحی با تماس پیش رس نیروهای اکلوزالی زیادی را متحمل می‌شوند که بسیار آسیب زا هستند.

➢ نیروها به صورت آگزیال (tension، compression)،shear، bending و Twisting تعریف می شوند.تمام استرس‌ها از ترکیب دو نوع پایهٔ آگزیال و برشی شامل می شوند.

FORCE	DEFORMATION	
Axial, tension	Elongation	
Axial, compression	Compression	
Shear	Shear	
Twisting moment	Torsion	
Bending moment	Bending	

➢ Strainبه صورت تغییر واحد طول ماده بر طول اولیهٔ جسم تعریف می‌شود.Strain=ΔL/L0.

➢ Strainاغلب به صورت درصد بیان می‌شود. میزان Strain با نوع ماده و بزرگی نیرو متغییر است.

➢ با استاندارد کردن سطح مقطع نمونه، بهتر است که به جای خصوصیات نیرو -تغییر شکل، رابطهٔ استرس -استرین یک ماده گزارش شود.رابطهٔ استرس -استرین یک مادهٔ دندانی را می توان بوسیلهٔ اندازه گیری نیرو و تغییر شکل و سپس محاسبهٔ استرس و استرین مطالعه نمود.

➢ نیرو درهنگام آزمایش مواد، باید با سرعتی یکسان اعمال شود و تغییر شکل باید با سرعتی یکنواخت صورت پذیرد.در منحنی استرس -استرین، به طور قراردادی استرین بر روی محور افقی نمودار (x) بعنوان متغییر مستقل در نظر گرفته می‌شود زیرا تست‌ها معمولاً استرین را کنترل می کنند که در آن‌ها استرین ثابتی به نمونه اعمال می‌شود و نیروی حاصله به صورت متغییر وابسته روی محور y اندازه گیری می‌شود.

➢ با فرض ثابت بودن سطح مقطع نمونه، منحنی استرس -استرین به نام منحنی استرس -استرین مهندسی نامیده می‌شود و استرس‌ها طبق سطح مقطع اولیه اندازه گیری می شوند.در نیروهای کششی، سطح مقطع نمونه ممکن است تغییر زیادی بکند در این صورت، استرس حقیقی با استفاده از سطح مقطع لحظه ای که در مخرج کسر قرار می‌گیرد محاسبه می‌شود که متفاوت از استرس مهندسی است که با سطح مقطع اولیهٔ جسم اندازه گیری می‌شود.

➢ نقطه ای که بعد از آن رابطهٔ استرس -استرین دیگر خطی نباشد حد تناسب (proportional limit) نام دارد.زیر نقطهٔ حد تناسب هیچ تغییر دائمی در ساختار ماده اتفاق نمی افتد.

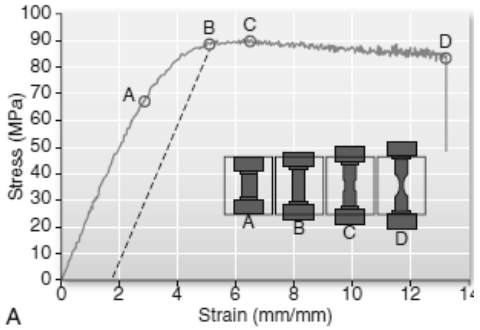
➢ ناحیه ای از منحنی استرس -استرین قبل از حد

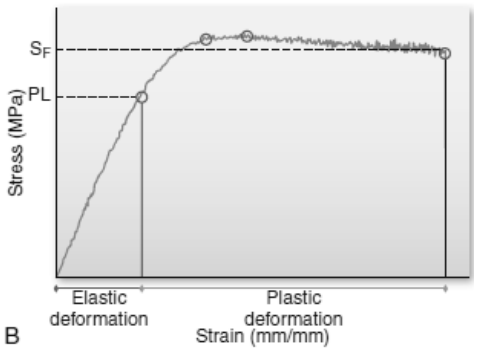
تناسب به نام ناحیهٔ الاستیک خوانده می‌شود [3].اگر استرس بیشتر از حد تناسب بر جسم وارد شود، استرس دائمی و غیرقابل برگشت ایجاد می‌شود. ناحیهٔ فراتر از حد تناسب، ناحیهٔ پلاستیک خوانده می‌شود، این خصوصیت، اشاره به مواد الاستیک خطی مانند بسیاری از فلزات دارد که در آنها رابطهٔ بین استرس واسترین، تا حد تناسب، خطی بوده و پس از آن، غیرخطی است.[3]

➢مواد سوپر الاستیک، رفتار الاستیک غیرخطی از خود نشان می دهند ولی حذف نیرو باعث بازگشت استرین به نقطهٔ صفر می‌شود[ارتقا ۹۱] (رابطهٔ استرس به استرین در این مواد خطی نیست).

➢حد الاستیک (elastic limit) به عنوان ماکزیمم استرس که یک ماده بدون تغییر شکل دائمی تحمل می‌کند، تعریف می‌شود.

➢برای مواد الاستیک خطی، حد تناسب و حد الاستیک، استرس یکسانی در ساختار را نشان می دهند و برای اشاره به استرس به جای دیگر می توانند استفاده شوند.[3] (استثناء :مواد سوپر الاستیک)ولی این واژه‌ها در مفهوم پایه ای با یکدیگر متفاوت هستند، یکی از آنها، در رابطه با تناسب استرس به استرین در ساختار است در حالیکه دیگری رفتار الاستیک ماده را توضیح می دهد.میزان حد تناسب و حد الاستیک بدست آمده در کشش و در مقایسه با فشار متفاوت هستند.





➢ اغلب، اندازه گیری حد تناسب و حد الاستیک مشکل است زیرا تعیین نقطهٔ دقیق انحراف منحنی از حالت خطی مشکل است.

➢ استحکام تسلیم yield point، yield stress ، yield strength یک ماده، یک خصوصیتی است که به راحتی قابل اندازه گیری است و برای توصیف استرسی است که در آن، ماده شروع به رفتار پلاستیک می‌کند.در این نقطه یک استرین دائمی محدود و معین در ماده رخ می دهد.مقدار استرین دائمی مورد بررسی، بطور قرار دادی انتخاب می گردد و ممکن است به ۲/۱ ،۵،۰/۰۰ /۰٪ استرین دائمی نشان داده شود.به میزان استرین دائمی، percent off set می گویند.بوردد [87]در بسیاری از قراردادها مقدار۲ /۰٪ را در نظر می گیرند ولی این، به رفتار پلاستیک ماده بستگی دارد [۴].برای مواد سفت با افزایش طول کم محاسبهٔ استحکام تسلیم

شامل مقادیر بزرگتر offset می‌شود نسبت به مواد با تغییر شکل یا افزایش طول بیشتر.[۴]

➢ استحکام تسلیم توسط انتخاب استرین offset یا ترجیحی بر روی محور x و کشیدن یک خط به موازات ناحیهٔ خطی منحنی استرس -استرین بدست می آید.نقطه‌ای که خط موازی، منحنی استرس – استرین را قطع می‌کند به عنوان نقطهٔ استحکام تسلیم در نظر گرفته شود که کمی از حد تناسب بیشتر است چون کمی از تغییرات دائمی را هم شامل می‌شود.

➢ وقتی یک ساختار دچار تغییر شکل دائمی حتی به میزان خیلی اندک بشود هیچ گاه بعد از برداشتن استرس به ابعاد اولیهٔ خود باز نمی گردد، به این دلیل حد الاستیک واستحکام تسلیم در بین مهمترین خصوصیات ماده قرار دارند چون انتقال از حالت الاستیک به پلاستیک را تعریف می کنند.

➢ هر ترمیم دندانی که تا اندازه ای تحت نیروهای اکلوزالی دچار تغییر شکل دائمی‌شود، تا حدی دچار شکست شده است.

➢ مثلاً یک FPD که به دلیل نیروهای اکلوزالی زیاد دچار تغییر شکل دائمی شده باشد اکنون باعث تجمع استرس در نقاط محدودتری نسبت به قبل می‌شود در نتیجه باعث افزایش استرس برروی این نقاط می‌شود(زیرا این استرس قبلاً روی سطح بزرگتری اعمال می‌شد اما اکنون فقط در نقاط تماس پیش رس کوچک اعمال می‌شود) اگر ماده تغییر شکل پلاستیک بدهد، شکست رخ نمی‌دهد.

➢ تغییر شکل دائمی و استرس زیادتر از محدودهٔ الاستیک هنگام شکل دادن سیم ارتودنسی یا تغییر شکل دادن کلاسپ RPD مطلوب است و تغییر شکل الاستیک هنگامی که سیم ارتودنسی یا کلاسپ RPD از آندرکات دندانی عبور می‌کند مطلوب است.ارتقاء(۸) ۹۱

➢ Ultimate tensile strength(stress) :ماکزیمم استرسی که یک ماده می تواند قبل از شکست در tension یا کشش تحمل کند.[۵]

➢ Ultimate compression strength(stress): ماکزیمم استرسی که یک ماده می تواند قبل ازشکست در compression (فشار) تحمل کند.

➢ maximum:Ultimate engineering stress load in tension(compression)/original cross sectional area

➢ آلیاژی که تا نزدیکی استحکام نهایی تحت استرس قرار گرفته، دچار تغییر شکل دائمی خواهد شد بنابراین ترمیمی که تا این اندازه در مدت فانکشن تحت استرس قرار می‌گیرد، بدون استفاده خواهد بود.

➢ غالباً هنگام طراحی و انتخاب ماده، استحکام تسلیم از استحکام نهایی یا ultimate strength مهمتراست[۶] زیرا زمان شروع تغیر شکل دائمی را تخمین می زند.

➢ Fracture strengthیا استحکام شکست :استرسی که در آن یک مادهٔ شکننده و ترد می شکند.

یک ماده لزوماً در نقطه ای که استرس ماکزیمم وارد می‌شود نمی شکند[۶].هنگامی که یک نیروی کششی ماکزیمم به ماده ای وارد می‌شود، ماده شروع به افزایش طول و کاهش مقطع عرضی خود می‌کند(Necking) و در نتیجه استرین زیادتری به سطح مقطع کمتری وارد می‌شود و استرس شکست کمتر از استرس نهایی می‌شود.بنابراین در ماده‌ای که Necking اتفاق