مواد دندانی ترمیمی کریگ ۲۰۱۹

زیرنظر:

دکتر زهرا خاموردی

ویراستاران:

دکتر بهاره عسگرتوران، دکتر حمید بدریان

مترجمین:

دکتر امید ختنی،دکتر پرستو رسایی، دکتر محمدرضا مقدسیان، دکتر مهی ساکی،

دکتر سیدعلی اعتمادزاده، دکتر مانا خسروی، دکتر عاطفه معدن‌دار دکتر حسین خلیلی

سرشناسه	:	ساکاگوچی، Sakaguchi, Ronald L رونالد ال...
عنوان و نام پدیدآور	:	مواد دندانی کریگ ۹۱۰۲/ویراستاران رونالد. ال ساکاگوچی،جک‌ال فراکین،جان. ام پاورز] ؛ زیر نظر زهرا خاموردی ؛ مترجمین امید ختنی...[و دیگران].
مشخصات نشر	:	تهران : شایان نمودار، ۱۳۹۸
مشخصات ظاهری	:	۳۹۹ ص: مصور، جدول، نمودار؛ ۲۲ × ۲۹س‌م.
شابک	:	۹-۴۷۷-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸
وضعیت فهرست نویسی	:	فیپا
یادداشت	:	عنوان اصلی:.Craig's restorative dental materials,14th ed, [2019]
یادداشت	:	مترجمین امید ختنی،پرستو رسایی،محمدرضا مقدسیان،مهی ساکی،حسین خلیلی،مانا خسروی،سیدعلی اعمتادزاده،عاطفه معدن‌دار.
یادداشت	:	کتاب حاضر نخستین‌بار تحت عنوان» خواص و کاربرد مواد دندانی» ترجمه و رابرت‌جورج کریگ مولف بوده است.
موضوع	:	دندانسازی -- مواد
موضوع	:	Dental materials
شناسه افزوده	:	فراکین، جک ال.
شناسه افزوده	:	Ferracane, Jack L.
شناسه افزوده	:	پاورز، جان ام.، ۶۴۹۱ – م.
شناسه افزوده	:	Powers, John M.
شناسه افزوده	:	خاموردی، زهرا، ۱۳۴۹ –
شناسه افزوده	:	عسگر توران، بهاره، ویراستار
شناسه افزوده	:	بدریان، حمید، ۱۳۶۷ -، ویراستار
شناسه افزوده	:	ختنی، امید، omid، khotani، ۱۳۷۲، مترجم
شناسه افزوده	:	رسایی، پرستو، parasto، rasaee، ۱۳۷۲، مترجم
شناسه افزوده	:	کریگ، رابرت جورج، ۱۹۲۳ – م. خواص و کاربرد مواد دندانی
رده بندی کنگره	:	RK۶۵۲/۵
رده بندی دیویی	:	۶۱۷/۶۹۵
شماره کتابشناسی ملی	:	۵۸۹۶۸۸۷

نام کتاب: مواد دندانی ترمیمی کریگ ۲۰۱۹

مترجمین: دکتر امید ختنی، دکتر پرستو رسایی، دکتر محمدرضا مقدسیان، دکتر مهی ساکی، دکتر سیدعلی اعتمادزاده، دکتر مانا خسروی، دکتر عاطفه معدن‌دار، دکتر حسین خلیلی

ویراستاران: دکتر بهاره عسگرتوران، دکتر حمید بدریان

زیر نظر: دکتر زهرا خاموردی

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیر تولید : مهندس علی خزعلی

حروفچینی و صفحه‌آرایی : انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

شمارگان: ۵۰۰ جلد

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: زمستان ۱۳۹۸

شابک: ۹-۴۷۷-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸

قیمت: ۸۰۰،۰۰۰ ۸ ریال

شایان نمودار

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

وب سایت: shayannemoodar.com

اینستاگرام: Shayan.nemoodar

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

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

مقدمه

بسمه تعالی

ن و مایسطرون. همانطور که میدانید آموزش دانش مواد دندانی در رشته های مختلف دندانپزشکی از قبیل ترمیمی، پروتز های دندانی، معالجه ریشه، ارتودنسی و پریو دانتیکس و .... جز لاینفک آموزش رشته دندانپزشکی بوده و از اهمیت بسزایی برخوردار می باشد. علاوه بر این رشته دکترای تخصصی رشته مواد دندانی یکی از رشته های مهم می باشد که دانش اموختگان این رشته علاوه بر ارتقا کیفیت آموزش دندانپزشکی ، در جهت ارتقاء سلامت دهان و دندان جامعه فعالیت دارند. بدیهی است بدون داشتن دانش کافی و منابع علمی معتبر دست یافتن به هدف امکان پذیر نیست.

کتاب Restorative Dental Materials ، یک کتاب جامع و کامل برای بدست آوردن اطلاعات پایه و پیشرفته در زمینه های مختلف مواد دندانی می باشد. در این کتاب به تفصیل در مورد خواص مواد دندانی، معرفی مواد و کاربرد آنها در دندانپزشکی بحث گردیده است و تاکنون به عنوان منبع معتبر مواد دندانی معرفی شده است. این کتاب تر جمه کتاب مواد دندانی Craig's ویرایش چهاردهم می باشد که جدیدترین ویرایش موجود کتاب می باشد که با تلاش جمعی از همکاران عزیز به بار نشسته است و امیدوارم برای دانشجویان دندانپزشکی، دستیاران و دانشجویان دکترای تخصصی مواد دندانی عزیز منشا تعالی بیشتر در زمینه باشد. بدینوسیله از مترجمین عزیز جناب آقای دکتر ختنی ،خانم دکتر رسائی،آقای دکتر مقدسیان ،خانم دکتر ساکی ، آقای دکتر اعتمادزاده، خانم دکتر معدن دار ،خانم دکتر خسروی ،آقای دکتر خلیلی و سرکارخانم دکتر عسگرتوران و جناب آقای دکتر بدریان جهت ویرایش علمی کتاب کمال تشکر را دارم. امیدوارم این ترجمه گامی در جهت خدمت به جامعه دندانپزشکی و در نهایت خدمت به سرزمین بزرگ ایران باشد و آن را به تمام فرزندان این کشور تقدیم می‌نمایم.

بدیهی است که این ترجمه خالی از اشکال نیست ، لذا از تمامی سروران و همکاران بزرگوار امید چشم پوشی داشته و منتظر نظرات ارشادی آنان هستیم. انشاءالله در تیراژ بعدی این نقطه نظرات لحاظ شده و تصحیح می‌گردد.

با تقدیم احترام

دکتر زهرا خاموردی

فهرست مطالب

فصل اول: نقش و اهمیت مواد دندانی ترمیمی ۵

فصل دوم: محیط دهانی ۹

فصل سوم: طرح درمان براساس مواد ۲۹

فصل چهارم: اصول علم مواد ۳۵

فصل پنجم: آزمایش مواد دندانی و بیومکانیک ۸۲

فصل ششم: زیست سازگاری و واکنش بافت به بیومواد ۱۱۰

فصل هفتم: طبقه‌بندی کلی بیومتریالها ۱۳۷

فصل هشتم: مواد حد واسط و پیشگیری‌کننده ۱۴۸

فصل نهم: مواد ترمیمی: رزین کامپوزیتها و پلیمرها ۱۶۲

فصل دهم: مواد ترمیمی: فلزات ۲۰۴

فصل یازدهم: مواد ترمیمی: سرامیکها ۲۵۲

فصل دوازدهم: مواد کپی کننده: قالبگیری و ریختگی ۲۷۶

فصل سیزدهم: مواد برای ادهیژن و لوتینگ ۳۳۲

فصل چهاردهم: تصویربرداری و ساخت دیجیتالی برای ترمیمها ۳۶۱

فصل پانزدهم: ایمپلنتهای دندانی و دهانی ـ صورتی ۳۶۷

فصل شانزدهم: مهندسی بافت ۳۸۳

فصل

۱

نقش و اهمیت مواد دندانی ترمیمی

پیشرفت در علم مواد، سلول های بنیادی، تصویر برداری، پرینت سه بعدی و ربات شناسی بطور شگرفی نگاه ما را به بازسازی اجزای آناتومی انسان تغییر داده است.

بازسازی ساختار دندانی که بدلیل بیماری و صدمه از دست رفته اند هم چنان به عنوان بخش بزرگی از کار دندانپزشکی عمومی باقی مانده است. مواد دندانی ترمیمی اساس بازسازی ساختار دندان هستند. در بازسازی ساختار از دست رفته ی دندان توجه به شکل و عملکرد اهمیت دارد.اگرچه شکل و ظاهر دندان ساده ترین جنبه هایی هستند که می توان شناخت اما عملکرد دندان و بافت های حمایت کننده بطور وسیعی بر روی کیفیت زندگی تاثیر دارند. ارتباط بین دهان و سلامت عمومی بطور گسترده ای مورد قبول قرار گرفته است.عملکرد مناسب اجزای حفره ی دهان شامل دندان ها، بافت های نرم برای خوردن، صحبت کردن، بلع و تنفس صحیح نیز ضروری هستند.

مواد دندانی ترمیمی تا حد امکان موجب بازسازی بافت های سخت دندانی می شود.در بسیاری از قسمت ها، پیشرفت در مواد دندانی بسیار سریع تر از دیگر پروتزهای اناتومیک پیشروی داشته است. اغلب مردم انتظار دارند که پروتزهای دندانی جایگزین شده، بدلیل موفقیت های طولانی مدتشان همانند مواد طبیعی نقش خود را ایفا کنند.

بدلیل پیچیدگی حفره ی دهان که شامل باکتری، نیروی زیاد، تغییر مداوم PH، محیط گرم و همچنین وجود مایع می باشد کاربرد علم مواد در دندانپزشکی منحصر به فرد است.حفره دهان به عنوان ناسازگارترین محیط برای مواد در بدن در نظر گرفته شده است. علاوه بر این هنگامی که مواد دندانی به طور مستقیم به عنوان مواد ترمیمی درحفرات دندان قرار داده می‌شوند به تمهیدات خاصی برای کارکردن با مواد نیاز است. دانستن علم مواد و بیومکانیک برای انتخاب مواد به عنوان کاربردهای خاص دندانی و بهترین راه برای ترمیم ساختار دندان و جایگزینی دندان ها بسیار مهم است. مروری برتاریخچه ی دندانپزشکی را می‌توان در وب سایت کتاب .http://evolve.elsevier com/sakaguchi/restorative. یافت.

گستره‌ی مواد دندانی در دندانپزشکی ترمیمی

مـواد دندانـی ترمیمـی بیانگـر طبقه‌بنـدی وسـیعی از مـواد اسـت کـه شـامل فلـزات، پلـی مرهـا، سـرامیک، کامپوزیـت هـا مـی باشـد. ایـن مـواد دندانـی بـه عنـوان رزیـن کامپوزیـت، سـمان، گلاس آینومـر، سـرامیک، فلـزات پایـه و گران‌بهـا، آلیـاژ آمالـگام، مـواد گچـی، مـواد قالبگیـری، رزیـن هـای بیـس دنچـر و دیگـر مـوادی کـه در کارهـای دندانپزشـکی اسـتفاده مـی شـوند، مـی باشـد.

تقاضـا بـرای مـواد بـا خصوصیـت و گسـتره هـای عملکـرد از مـواد بسـیار انعطـاف پذیـر مـورد نیـاز در قالبگیـری تـا مـواد بسـیار سـفت و سـخت کـه مـورد نیـاز بـرای پروتزهـای دندانـی ثابـت و روکـش هـا هسـتند، وجـود دارد.

مـواد بـرای ایمپلنـت هـای دندانـی کـه بـا اسـتخوان یکـی مـی شـوند نیـز مـورد نیـاز اسـت. بعضـی از مـواد طـی فرآینـد ریختگـی، بـه حداکثـر تطابـق بـا سـاختار دنـدان موجـود در مـی آینـد در حالـی کـه دیگـر مـواد بـه منظـور تولیـد ابعـاد قابـل تکثیـر و سـاختارهای ژئومتـری بـه وسـیله ی دسـتگاه هـا تولیـد مـی شـوند.

هنـگام وصـف ایـن مـواد، خـواص شـیمیایی و فیزیکـی اغلـب بـه عنوان ویژگـی بـرای مقایسـه در نظـر گرفتـه مـی شـود. بـرای فهـم اینکـه مواد چگونـه عمـل مـی کننـد مـا سـاختارهای شـیمیایی و خـواص مکانیکـی و فیزیکـی و اینکـه چگونـه بـا آن هـا کارکنیـم کـه بهتریـن عملکـرد را داشـته باشـند، مطالعـه کرده‌ایـم.

اغلب مواد ترمیمی توسـط شـاخص های شـیمیایی و فیزیکـی و مکانیکی کـه از بهتریـن داده ها اسـتخراج شـده انـد متمایز شـده انـد. بهبودی در ایـن خصوصیـت ها ممکن اسـت در مطالعات آزمایشـگاهی جذاب باشـند امـا آزمـون واقعی شـامل عملکرد مـواد در دهـان و توانایی مـواد که بطور مناسـب توسـط تیم دندانپزشـکی بکار گرفته می شـود، می باشـد.

در بسـیاری ازمـوارد خطاهـای حیـن کار، پیشـرفت هـای فنـی ایـن مـواد را نفـی مـی کنـد. بنابرایـن بـرای تیـم دندانپزشـکی بسـیار اهمیـت دارد کـه اسـاس علـم مـواد و بیومکانیـک را درک کننـد تـا مـواد دندانپزشـکی را انتخـاب و بطـور مناسـب بـا آن هـا کار کننـد.

رویکرد سیستم‌ها به مواد ترمیمی

کار کلینیکـی دندانپزشـکی نـه تنهـا بـه درک و فهـم کامـل از تکنیک‌هـای کلینیکـی متنـوع بسـتگی دارد بلکـه بـه درک اصـول پایـه ی بیولوژیـک، شـیمیایی و فیزیکـی کـه کاربردهـای کلینیکـی را حمایت مـی کننـد نیـز بسـتگی دارد. و همچنیـن دانسـتن اینکـه " چگونـه" و " چـرا " بـا عملکـرد مـواد طبیعـی و سـاختگی ارتبـاط دارد نیـز اهمیـت دارد. رویکـرد سیسـتمی بـرای ارزیابـی جنبـه هـای شـیمیایی و فیزیکـی و مهندسـی مـواد دندانپزشـکی و عملکـرد دهـان بـه عـلاوه ی مطالعـات فیزیولوژیـک، پاتولوژیـک و دیگـر مطالعـات بیولوژیـک بافـت هـا کـه سـاختارهای ترمیمـی را حمایـت مـی کننـد بهتریـن نتایـج را بـرای بیمـاران فراهـم مـی کننـد. رویکـرد یکپارچـه سـازی هنگامـی کـه بـا بهتریـن شـواهد علمـی موجـود، تجـارب کلینیسـین، ترجیـح بیمـار و تمایـلات بیمـار ترکیـب شـوند، موجـب بهتریـن درمـان بـرای بیمـار مـی گردنـد.

کاربرد علوم متنوع

در فصـل هایـی کـه در ادامـه خواهنـد آمـد خصوصیـات پایـه ای مـواد همـراه بـا نمونـه هـای عملـی زیـادی از اینکـه چگونـه اصول پایـه ای با کاربردهـای کلینیکـی ارتبـاط دارد معرفی شـده است.پروسـه های آزمون و تکنیـک هـای فـرآوری بطـور مختصـر بحـث شـده انـد امـا روی آن‌هـا تاکیـد نشـده اسـت بسـیاری از جزئیـات در وب سـایت کتـاب http:// evolve.elsevier.com/sakaguchi/restorative یافـت مـی شـود.

فهـم کامـل تـر اصـول پایـه مـواد و مکانیسـم بـرای کلینیسـین بـه منظـور مطـرح کـردن پیـش آگهـی ترمیـم اهمیـت دارد. بـرای مثـال پیـش آگهـی پروتـز دندانـی ثابـت بـا طـول زیـاد یـا بریـج هـا، بـه سـفتی (stiffness) و مقاومـت بـه شکسـت مـواد بسـتگی دارد. هنگام ملاحضـات زیبایـی، سـختی (hardness) مـواد یـک مشـخصه‌ی مهمـی مـی باشـد بدلیـل ایـن کـه توانایـی پالیـش مـاده را تحـت تاثیـر قـرار مـی دهد.بعضـی از مـواد هنگامـی کـه در معـرض آب قـرار مـی گیرنـد فلوراید آزاد مـی کننـد کـه ممکـن اسـت بـرای بیمـاران بـا ریسـک بـالای پوسـیدگی سـودمند باشـد. توجـه بـه خصوصیـت ماشـینی سـرامیک هنـگام انتخـاب سـرامیک در مطـب بـرای سـاختن

روکش تمام سرامیک، اهمیت دارد .ایمپلنت ها گستره ای از تطابق استخوان تا بافت نرم دارند که به خصوصیات سطحی (surface texture)، پوشش وژئومتری ایمپلنت بستگی دارد. این فقط تعداد اندکی از نمونه های بسیار زیاد برهم کنش بین عملکرد کلینیکی و مواد دندانی و اصول پایه ای علمی می باشد. سمیت و واکنش بافت ها به مواد دندانی توجه بیشتری به خود اختصاص داده است. چرا که در حال حاضر انواع زیادی از مواد مورد استفاده قرار گرفته و سازمان های فدرال نیز نگرانی بیشتری را در این زمینه ها نشان داده اند.

گسترش کارهای استاندارد توصیه شده و تست هایی برای تداخل بیولوژیکی مواد از طریق حمایت انجمن دندانپزشکی آمریکا (ADA) دلالت بیشتر براهمیت تداخل مواد و بافت ها است. بعد از چندین قرن از کارهای دندانپزشکی، هم چنان با مشکل جایگزینی بافت دندان از دست رفته بدلیل تصادف یا بیماری روبرو هستیم. به عنوان تلاشی بی وقفه به منظور بهبود ظرفیت‌های ترمیمی خود، دندانپزشکان به بهره بردن از علم مواد، طراحی محصولات، مهندسی، زیست شناسی، شیمی و هنر ادامه خواهند داد تا فعالیت های دندانپزشکی را بیشتر گسترش دهند.

پیشرفت‌های آینده در زیست مواد

در ایالات متحده تقریبا ۵۰ درصد بالغین ۲۰ تا ۶۴ ساله، حداقل یک دندان دائمی خود رادر اثرحادثه، بیماری پریودنتال، درمان ریشه ی شکست خورده یا پوسیدگی دندان از دست داده اند. در بالغین ۶۵ ساله و بزرگتر حدودا ۱۹ درصد از آن ها تمام دندان‌های طبیعی خود را ازدست داده اند. این رقم برای بالغین ۷۵ ساله و بالاتر بیش از بالغین ۶۵ تا ۷۴ ساله است. ۱۸ درصد از کودکان ۵ تا ۱۹ ساله پوسیدگی دندانی ترمیم نشده دارند. برای بالغین ۲۰ تا ۴۴ ساله این رقم ۲۷ درصد است. تقاضا برای معالجات ترمیمی بسیار زیاد است. پیشرفت در اندودنتیکس و پریودونتیکس امکان نگهداری طولانی تر دندان ها را برای بشر فراهم می سازد و معالجات ترمیمی را از جایگزینی دندان‌ها به سمت ترمیم های طولانی مدت سوق می دهد.پیشرفت موفق درمان ایمپلنت بیماران را به جایگزینی دندان های خود با ترمیم ثابت تک دندان، بجای پروتزهای دندانی متحرک یا ثابت تشویق نموده است.برای بیمارانی که دسترسی خوبی به مراقبت‌های دندانپزشکی دارند،جایگزینی تک دندان با ایمپلنت گزینه ی محبوب تری شده است، چرا که نیازی به تراش دندان‌های مجاور، مانند ترمیم های ثابت چندواحدی نیست. تحقیقات بر روی پوشش دهی (coating) ایمپلنت ها، خصوصیات سطحی، graded properties، مواد جایگزین و ژئومتری جدید همچنان ادامه دارد. بیمارانی که دسترسی کمتری به مراقبت‌های دندانپزشکی دارند، پروتزهای متحرک هم چنان مورد استفاده قرار می گیرند.

تاکید بر زیبایی هم چنان مورد توجه بیماران بوده و منجر به پیشرفت سیستمهای سفید کننده دندان و ترمیم های زیبایی می شود. گرایش جدیدی به ظاهر طبیعی تر دندان در مقابل دندان های سفید براق یکنواخت که قبلا مورد تقاضای بیماران بود، بوجود آمده است.این موضوع باعث تشویق کارخانه ها به توسعه ی مواد شبیه دندان های طبیعی، حتی با عمق رنگ و خصوصیات نوری مشابه دندان طبیعی شده است.

با پیرشدن جمعیت، ترمیم هایی برای سطوح اکسپوز شده ی ریشه و دندان های سایش یافته رایج شده است. این مواد باید در محیطی با جریان کمتر بزاق و PH غیر معمول بزاق و شیمی ایفای نقش کنند. چسبندگی به این سطوح، بیشتر چالش برانگیز خواهد بود. این بخش از جمعیت، با بیماری های مزمن و بسیاری از دارو درگیر بوده و در حفظ یک رژیم مناسب مراقبت خانگی دهان و دندان با مشکل مواجهند. مواد ترمیمی در این شرایط مشکل، دچار چالش هستند.

تعامل شاخه ی زیست مواد و بیولوژی مولکولی به سرعت در حال پیشرفت است. پیشرفت در رژنراسیون بافت، در حال سرعت گرفتن است. پیشرفت در نانوتکنولوژی، تاثیر بزرگی بر علم مواد دارد. خصوصیاتی که ما تاکنون در حد ماکرو و میکرو می شناختیم، در سطح نانو بسیار متفاوت خواهد بود. روش های Biofabrication و bioprinting ساختارها و مواد جدیدی بوجود آورده اند. اکنون، زمان بسیار هیجان انگیزی برای تحقیقات مواد بوده و در آینده ی نزدیک، با توسعه ی این تحقیقات، دندانپزشکان منتظر مواد جدیدی برای کاربردهای کلینیکی خواهند بود.

Bibliography

Centers for Disease Control and Prevention and National Center for Health Statistics. *National Health and Nutrition Examination Study*. 2011–2012.

Choi CK, Breckenridge MT, Chen CS. Engineered materials and the cellular microenvironment: a strengthening interface between cell biology and bioengineering. *Trends Cell Biol*. 2010;20(12):705–714.

Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235–1242.

Horowitz RA, Coelho PG. Endosseous implant: the journey and the future. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(7):545–547.

Jones JR, Boccaccini AR. Editorial: a forecast of the future for biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*. 2006;17:963–964.

Nakamura M, Iwanaga S, Henmi C, Arai K, Nishiyama Y. Biomatrices and biomaterials for future developments of bioprinting and biofabrication. *Biofabrication*. 2010;2(1):014110.

Rekow ED, Fox CH, Watson T, Petersen PE. Future innovation and research in dental restorative materials. *Adv Dent Res*. 2013;25(1):2–7.

U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention (CDC) and National Center for Health Statistics (NCHS). *Health, United States*; 2015.

U.S. Department of Health and Human Services. *Oral Health in America: A Report of the Surgeon General—Executive Summary*. Rockville, MD: U.S. Department of Health and Human Services, National Institute of Dental and Craniofacial Research, National Institutes of Health; 2000.

فصل

۲

محیط دهانی

دندان سه بافت کلسیفه ی اختصاصی شده دارد: مینا، عاج و سمان (شکل ۲-۱). مینا به این دلیل خاص است که دارای بیشترین میزان کلسیفیکیسن و کمترین میزان بافت ارگانیک درمیان بافت‌های بدن است. مینا پوشش سخت خارجی تاج را تامین می کند که اجازه ی جویدن کارآمد را می دهد. عاج و سمان، مانند استخوان، سازه‌های بیولوژیک مرکب، زنده وهیدراته‌ای هستند که عمدتا از یک ماتریکس کلاژن نوع یک تقویت شده با ماده معدنی کلسیم فسفات (که آپاتیت نامیده می‌شود) تشکیل شده‌اند. عاج قسمت اعظم دندان را تشکیل می‌دهد و درمحل اتصال عاج و مینا (DEJ) به مینا متصل می‌شود. عاج ریشه توسط سمان پوشانده شده که ازطریق الیاف پریودنتال اتصال دندان به استخوان آلوئول را تامین می کند. اگر چه ساختار این بافت ها معمولا در متون دندانپزشکی توصیف می شوند، خواص آن ها معمولا سطحی بررسی می شود. ولی این خواص در راوابط بین فاکتور هایی که باعث ایجاد عملکرد لازم برای بهترین کارایی این بافت ها میشوند، اهمیت دارند.

در دندانپزشکی ترمیمی ما علاقه مند به ارائه ی درمان های پیشگیرانه ای هستیم که در تمامیت بافت را حفظ کنند و در صورت نیاز بافت های آسیب دیده را با موادی که به بهترین نحوه ظاهر و عملکرد آن بافت ها راتقلید می کند، تعویض نماییم. به همین دلیل دانستن خواص وساختار این بافت ها برای ما مطلوب است هم به عنوان چوب خطی برای اندازه گیری خواص وعملکرد مواد ترمیمی و هم به عنوان یک راهنما در تولید موادی که ساختار و عملکرد آنها را تقلید می کنند. به علاوه،در بسیاری از مواد ، مثل باند های دندانی ، نیازمند چسباندن مواد مصنوعی به بافت کلسیفیه هستند. این اعمال تکیه بر داشتن دانش دقیق از ساختار و خواص بستر بافت چسبنده دارند.

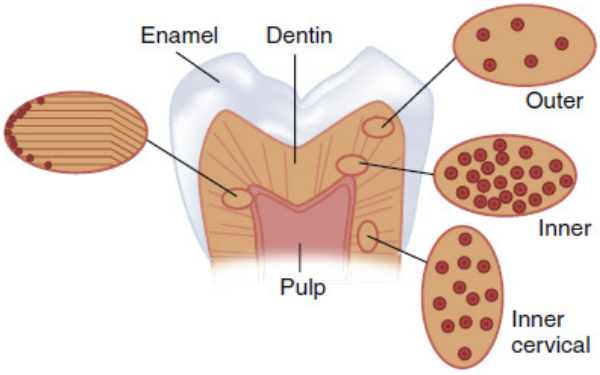
مینا

شکل۲-۱ یک شکل شماتیک از یک دندان خلفی مقطع خورده را برای معلوم کردن مینا و عاج نشان می دهد. مینا پوسته‌ی سخت خارجی تاج را تشکیل می دهد و به عنوان کلسیفیه‌ترین بافت ، برای مقاومت در برابر سایش ناشی از جویدن بسیار مناسب است.

ساخت مینا توسط آملوبلاست ها در DEJ شروع می شود و به سطح خارجی دندان ادامه پیدا می کند.در شروع تشکیل مینا و عاج آملوبلاست ها با ادنتوبلاست های سمت مقابل DEJ سیگنال ردوبدل می کنند، بدین صورت هنگامی که ادونتوبلاست ها از DEJ به سمت داخل حرکت می کنند، آملوبلاست های سازنده‌ی مینا برای ساخت آن به سمت خارج حرکت می‌کنند. تقریبا تمام ماتریکس ارگانیک مینا که از آملوجنین‌ها و انامالین ها تشکیل شده است، در حین بلوغ دندان باز جذب می شوند تا یک بافت کلسیفیه بر جا بماند که بیشتر از مواد معدنی و مقدار کمی ماتریکس ارگانیک تشکیل شده است.

ترتیب ساختاری مینا ساختار های سوراخ کلیدی مانندی را ایجاد می کنند که به عنوان منشور یا راد های مینایی شناخته می شوند و حدود ۵ میکرومتر قطر دارند(شکل ۲-۲).

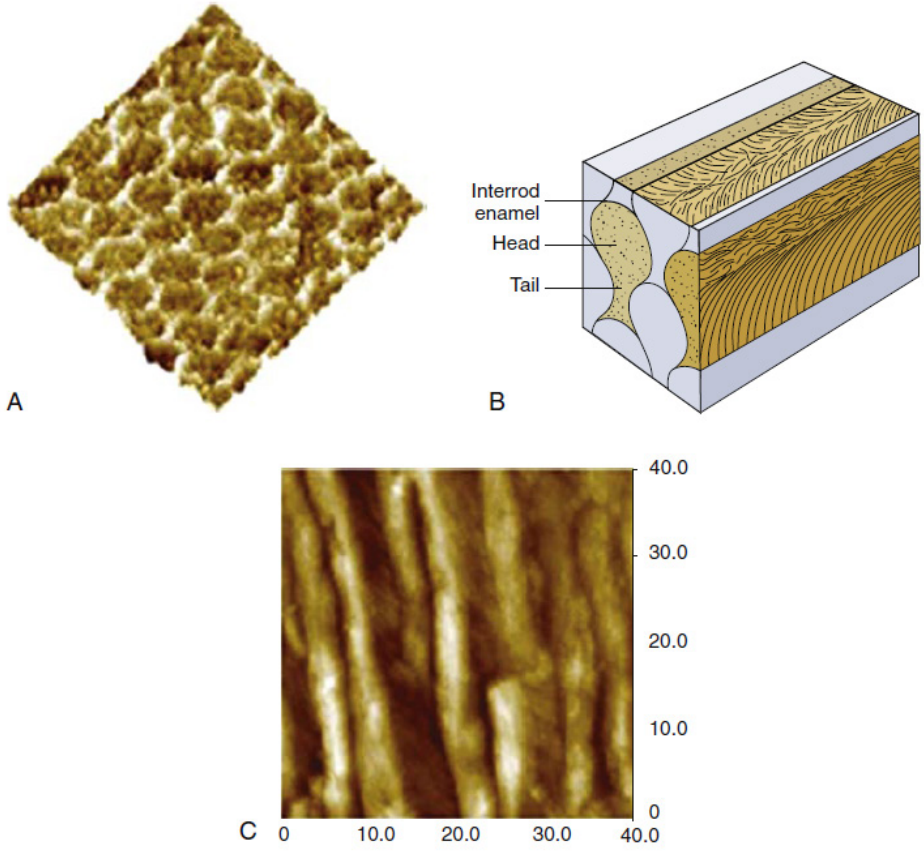
ترکیب کلی وزنی تقریبا ۹۵ درصد ماده معدنی ، ۱ درصد چربی و پروتئین و درصد باقی مانده آب می باشد. قسمت معدنی و آب احتمالا نقش مهمی در عملکرد و پاتولوژی بازی می کنند. اغلب بهتر است که ترکیب با نسبت وزنی مطرح شود.بر این اساس دیده می شود که تقریبا مواد ارگانیک ۳ درصد و آب ۱۲ درصد ساختار را تشکیل می دهد.ماده ی معدنی تشکیل می شود و به شکل کریستال های بسیار طولانی شش ضلعی به عرض ۳۰ نانومتر در می آیند؛ این کریستال ها به صورت مصنوعی بازسازی نشده‌اند. شواهد کمی موجود است که ممکن است این کریستال‌ها تمام طول مینا را طی کنند ولی اثبات آن به دلیل شکستن کریستال های منفرد در حین بیشتر اعمال آماده سازی مشکل است.به نظر می رسد که حداقل طول آن ها به هزاران نانومتر می رسد.اگر این مسئله صحت داشته باشد، کریستال‌های مینا نسبت ابعادی خارق‌العاده به عنوان یک ماده ی نانو دارند، و بسیار متفاوت از کریستال های کوچک تر عاج هستند. این کریستال ها در راد های مینایی که حدود ۵ میکرومتر قطر دارند فشرده شده اند (شکل ۲-۲). این منشور ها به راحتی توسط اسید اچ مشخص می شوند و در آرایش بسیار فشرده ای از DEJ به سمت سطح مینا گسترش می یابند و حدودا عمود بر DEJ قرار می گیرند، به غیر از مناطق کاسپی که راد ها خم می‌شوند و از هم عبور می کنند،به عنوان تقاطع[1] شناخته می‌شود، که احتمالا مقاومت در برابر شکستن را افزایش می‌دهد. حدود صد کریستال برای تشکیل قطر یک منشور مورد نیاز است و محور طولی کریستال ها خود را با محور طولی منشور هم سو می‌کنند (شکل ۲-۲).



شکل ۱-۲: شکل شماتیک دندانی که از طول برش خورده است تا مینا ،عاج و اتاقک پالپ نمایان شود در سمت راست از بالا تصاویری هستند که تغییرات در تعداد توبول ها بسته به محل را نشان می دهند.شکل سمت چپ تغییر جهت توبول های عاج اولیه را در هنگام تشکیل عاج ثانویه نشان می دهد.

کریستال های نزدیک محیط هر منشور تقریبا از محور طولی آن به سمت محل تماس بین منشور ها منحرف می شوند. در دم منشور ها این انحراف حتی بیشتر است. کریستال های درون منشور توسط لایه ی نازکی چربی و/یا پروتئین که نقش مهمی در مینرالیزه شدن دارند پوشیده شده اند، مقدار زیادی در زمینه‌ی جزئیات برای یادگیری هنوز باقی مانده است. یافته‌های جدید پیشنهاد می دهند که این پوشش پروتئینی ممکن است باعث افزایش سختی مینا شوند. ناحیه تماس بین منشورها، یا مینای بین رادی[2]، ترکیب اصلی اجزای ارگانیک مینا را دارا می‌باشد و نقش یک راه را برای حرکت آب و یون ها) را دارد. این مناطق به عنوان جدارهای منشوری[3] نیز شناخته می شوند. این نواحی نقشی حیاتی در پروسه ی اچ مربوط به باندینگ و دیگر پروسه‌های دمینرالیزه شدن مانند پوسیدگی ها دارند.

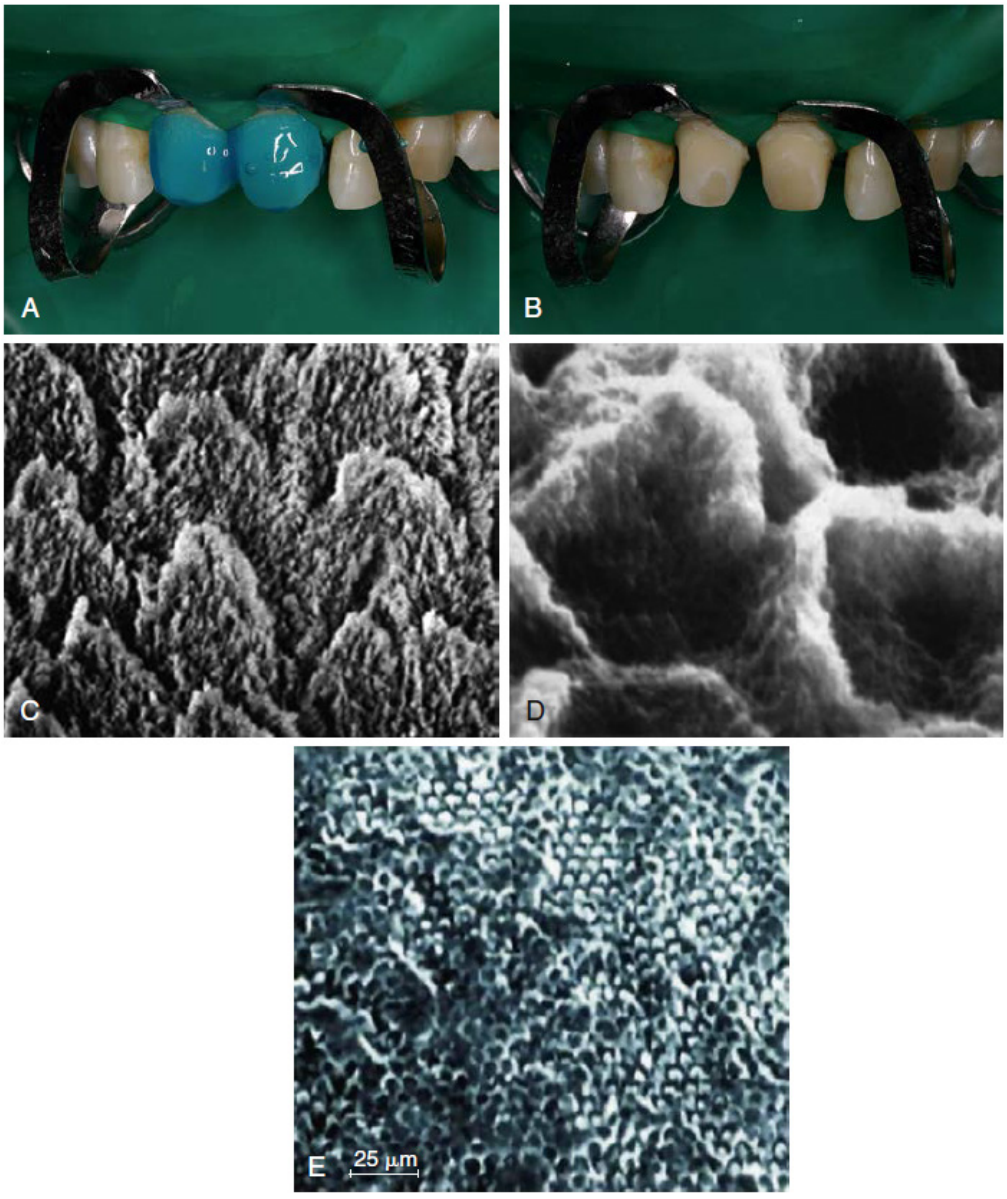
1- decussation
2- interrod
3- Prism sheaths



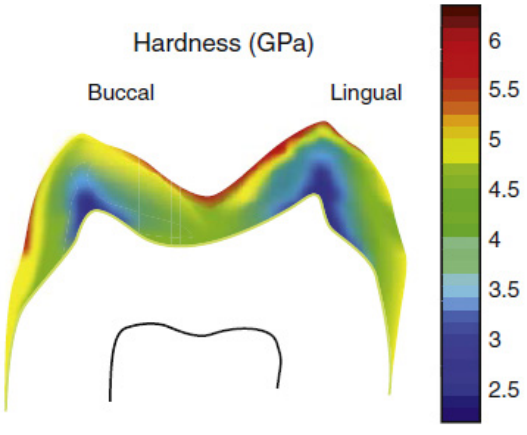
تصـوی۲-۲ سـاختار میکروسـکوپی مینـا :b) طرحـی شـماتیک از منشـور هـا یـا راد هـای مینایـی سـوراخ کلیـدی شـکل بـه قطـر حـدودی ۵ میکرومتـر تصاویـر میکروسـکوپ نیـروی اتمـی کـه مقطـع عرضـی(A) و مقطـع در محـور طولـی(B) منشـور هـا رانشـان مـی دهـد. جهـت گیـری کریسـتالیت در ناحیـه ی بیـن منشـوری(interrod) و دم تغییـر مـی کنـد، و محتـوای آلـی در ناحیـه ی بیـن منشـوری افزایـش مـی یابـد.

اچ کـردن مینـا بـا اسـید هـا مثـل اسـید فسـفریک (کـه غالبـا در باندینـگ مینـا اسـتفاده مـی شـود) لایـه ی اسـمیر ایجـاد شـده بـه دلیـل آمـاده سـازی حفـره را از بیـن مـی بـرد، لایـه هـای مقـاوم مینای بـدون منشـور را در دنـدان هـای شـیری حـل مـی کنـد و بـه صـورت افتراقـی کریسـتال‌های داخـل هـر منشـور را حـل میکنـد. الگـوی مینـای اچ شـده بـه صـورت : نـوع ۱ (اچ شـدن ناحیـه ای مرکـز منشـور، شـکل ۲-۲ A)، نـوع ۲ (اچ شـدن ناحیـه ای محیـط منشـور، شـکل ۲-۳ C) و نـوع ۳ (مخلـوط یـا یـک شـکل،) طبقـه بنـدی می‌شـود. گاهـی ایـن الگوهـا کنـار هـم در یـک سـطح دندانـی پدیـدار می شـوند، شـکل ۲-۳ E. هیـچ تفاوتـی در قـدرت اتصـال میکرومکانیـکال در بیـن ایـن الگوهـا بـه دسـت نیامـده اسـت.در یـک آمـاده سـازی معمـول کامپوزیـت، جهت‌گیـری سـطح مینایـی کـه اچ مـی شـود می‌توانـد بـر منشـور هـای مینایـی عمـود باشـد (پیرامـون حـدود خارجـی حفـره)، مقطعـی مایـل از منشـور ایجـاد کنـد (مارجیـن هـای بـول شـده ی اکلـوزال و پروگزیمـال)، یـا هـم محـور دیـواره هـای منشـور باشـد(دیواره هـای حفـره).در ابتـدای اچ کردن،هنگامـی کـه تنهـا مقـدار کمـی از تجزیـه ی کریسـتال هـا اتفـاق مـی افتـد، ممکـن اسـت تشـخیص میـزان پیشـرفت پروسـه سـخت یـا غیـر ممکـن باشـد.ولی هنگامـی کـه الگـوی اچ شـروع بـه تشـکیل شـدن مـی کند،سـطح اچ شـده توسـط فسـفریک اسـید یـک ظاهـر برفکـی[1] را نمایـان می‌کنـد (شـکل۲-۳ B)، کـه بـه عنـوان یـک نمایانگـر بالینـی سـنتی بـرای اچ کـردن کافـی اسـتفاده شـده اسـت.این سـطح زبـر شـده بسـتری را بـرای نفـوذ عامـل باندینـگ فراهـم مـی کنـد. ایـن عامـل مـی توانـد بعـد از نفـوذ بـه سـاختار مینـای اچ پلیمریـزه شـود و تـا بـا آن اتصـالات میکرومکانیـکال برقـرار کنـد.در باندینـگ هـای self- etching ایـن نمـای یـخ زده قابـل تشـخیص نمـی باشـد.

1- frosty



شکل۳-۲ (A)ژل اچ کننده بر روی قسمت مینایی آماده سازی گذاشته می شود.(B)نمای یخ زده بعد از اچ کردن،شستن،و خشک کردن. (C)نمای بزرگ شده از الگوی اچ با اچ ترجیحی در محیط منشور(نوع ۲).(D)عامل باندینگ بعد از حل شدن مینا دیده می شود.(E) الگوی مرکب اچ شدن نوع ۱(منشور های روشن با محیط تیره)و نوع ۲(هسته ی تیره با محیط روشن)که در یک سطح هستند.



شکل ۴-۲ نقشه ی nanoindentaion از ویژگی های مکانیکی مینای دندان مولر انسان

دو حالت ساختاری متفاوت و مهم دیگر در مورد مینا وجود دارد. ساختار منشور مینایی در نزدیکی DEJ به خوبی اولین منشورهای ساخته شده تکامل نیافته است، به همین دلیل مینای نزدیک به DEJ ممکن است بدون منشور[1] یا ساختمان‌های منشور مانند دیده شود. در سطح خارجی مینا، در هنگام کامل شدن سطح مینا، آملوبلاست ها از بین می روند و یک لایه ی نازک ،«مینای بدون منشور» نامیده می شود، در سطح خارجی مینا از خود به جا می گذارند.این لایه بیشتر در دندان های شیری دیده می شود و معمولا در دندان های دائمی ساییده می شود. ولی اگر این لایه مانده باشد در یک الگوی اچ مناسب مشکل ایجاد می کند و ممکن است خشن سازی سطحی یا اچ کردن اضافه نیاز باشد. سطح خارجی مینا از اهمیت بالینی بالایی برخوردار است چرا که سطحی است که روزانه تحت سایش است و چرخه های متعدد دمینرالیزه و رمینرالیزه شدن را طی می کند. به دلیل همین چرخه ها ترکیب کریستال های مینا ممکن است تغییر کند، مثلا در نتیجه ی در معرض فلوراید بودن. به همین دلیل انتظار می رود خواص مینا از سطح خارجی به داخلی تغییرکند. اینگونه تفاوت ها، مثل یک لایه نازک ونیر مانند از کریستال‌های آپاتیت اشباع از فلوراید، خواص مینایی متفاوتی را درون آن ایجاد می کنند.مینا معمولا در سطح اکلوزال و نواحی کاسپی سخت تر است و در نزدیک DEJ سختی آن کمتر است. شکل ۲-۴ مثالی از سختی های متفاوت را نشان می دهد.

ماده‌ی معدنی

ماده معدنی تمام بافت های کلسیفیه یک ترکیب ناقصی از ماده‌ی معدنی هیدروکسی آپاتیت (HA)است. آپاتیت زیستی بخاطر نواقص و جا به جایی شیمیایی از ساختار ایده آل HA فاصله دارند که باعث می شوند به طور کلی ضعیف تر باشند و در اسید راحت تر حل شوند. HA داری فرمول ساده‌ای است، با یک نسبت مولی ایده آل کلسیم به فسفر ۱/۶۷ و ساختار کریستالی شش ضلعی. آپاتیت مینا و عاج ترکیب بسیار متغیرتری دارد که وابسته به تاریخچه ی شکل گیری آن‌ها و مواد شیمیایی‌ای که در هنگام بلوغ در معرض آن قرار گرفته اند می‌باشد. به همین دلیل ماده معدنی موجود در مینا و عاج نسبت به HA ماده ای با کلسیم کمتر، پر از کربن و فرمی تغییر یافته است.

1- aprismatic

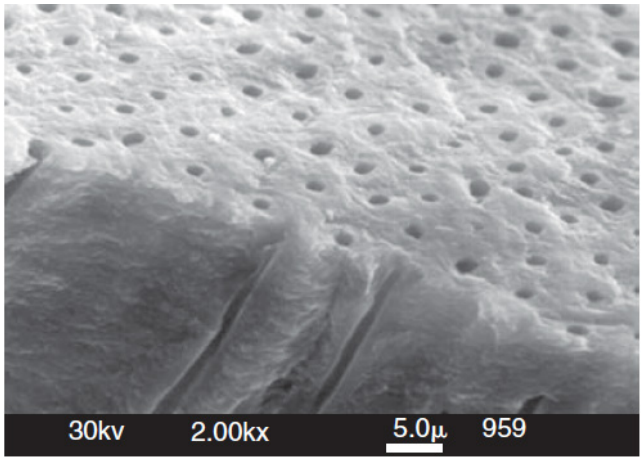
یون‌های فلزی مانند منیزیم (Mg) و سدیم(Na) ممکن است جایگزین کلسیم شوند، درحالی که کربن با فسفات و گروه هیدروکسیل جاگزین می شود. این جایگزینی ها باعث تغییر شکل ساختاری می‌شوند و انحلال پذیری را افزایش می دهند. شاید بهترین جایگزینی مربوط به یون فلورین(F) باشد، که با گروه هیدروکسیل(OH) جا به جا می شود و ساختار را قوی تر می کند و انحلال پذیری آن را کاهش می دهد. جایگزینی کامل Fو(OH) ماده ی معدنی فلوروآپاتیت را ایجاد می کند، که از HA و دیگر آپاتیت های ناقص بافت کلسیفیه انحلال پذیری بسیار کمتری دارد. شایان ذکر است که HA توجهات زیادی را به عنوان یک جایگزین قابل کاشت بافت کلسیفیه به خود جلب کرده است. برتری آن این است که نوع خالص شده و قوی تر یک ماده ی معدنی طبیعی است و هیچ عامل آسیب زایی را در هنگام تجزیه ی بیولوژیک از خود آزاد نمی کند. ضعف اصلی آن شکننده بودن و احتمال بالای تخلخل و دیفکت در آن است، به همین دلیل در کاربردهای تحت بار به راحتی می‌شکند.

میزان حدودی محتوای کربنات آپاتیت مینا و عاج بسیار متفاوت است، به ترتیب ۳ و ۵ درصد.این باعث می شود که آپاتیت عاج از آپاتیت مینا بیشتر در اسید حل شود. کریستال‌های آپاتیت عاج بسیار کوچک تر از مینا هستند.این به این معنی است که کریستال های عاج سطح بیشتری را برای اسید فراهم می کنند و در واحد حجم دیفکت بیشتری دارند و به همین دلیل قابلیت حل بیشتری را از خود نشان می دهند. در نهایت، همانگونه که در ادامه گفته خواهد شد، ماده ی معدنی عاج حدود ۵۰ درصد ساختار آن را تشکیل می دهد، به همین دلیل مقدار آپاتیت عاج به اندازه‌ی مینا نیست. تمام این فاکتورها ضعف عاج در برابر اسید را چند برابر می کنند و به ما درباره‌ی افزایش سرعت انتشار پوسیدگی هنگامی که از DEJ عبور می کند، بینش ارائه می کنند.

عاج

عاج یک کامپوزیت پیچیده ی زیستی آبدار است که بیشتر ساختار دندان را تشکیل می دهد. از سوی دیگر عاج توسط فرآیند های زیستی،تغییر سن، و بیماری تغییرپیدا می کند، این اتفاقات باعث ایجاد فرم هایی متفاوت از عاج می شود. این فرم‌های تغییر یافته ی عاج می توانند همان فرم هایی باشند که در

دنـدان پزشـکی ترمیمـی از بیشـترین اهمیـت برخـوردار هسـتند. انـواع شـناخته شـده شـامل: اولیـه، ثانویـه، ترمیمـی یـا ثالثیـه، اسـکلروتیک، شـفاف[1]، پوسـیده، دمینرالیـزه، رمینرالیـزه،و هایپرمینرالیـزه[2] می‌باشـد. ایـن لغـات نمایانگـر تغییـرات در اجـزای اساسـی ساختارهسـتند، ماننـد تغییـرات در چینـش، روابـط درونـی، و ترکیـب شـیمیایی آنهـا. تعـدادی از ایـن مـوارد ممکـن اسـت تاثیـر مهمـی در توانایـی مـا در ایجـاد اتصـال طولانـی مـدت بـه عـاج یـا بانـد بـه آن ،داشـته باشـند. عـاج اولیـه در حیـن تکامل دندان شـکل می گیرد. حجـم و صورت بندی آن،کـه از شـکل دنـدان تبعیـت مـی کند، بسـته به سـایز و شـکل دندان تغییـر مـی کنـد. پنجـاه درصـد حجمـی عـاج از آپاتیـت پرکربنـات و کم کلسـیم سـاخته شـده؛ و ۳۰ درصد حجمی آن از مواد آلی ، که بیشـتر آن کلاژن نـوع یک است،تشـکیل شـده؛ و ۲۰ درصد دیگر از مایعی شـبیه به پلاسـما سـاخته شـده. بـه نظـر می‌رسـد دیگـر پروتئین‌های غیـر کلاژنی در مینرالیـزه شـدن عـاج و عملکردهای دیگـری مانند کنترل کردن سـایز کریسـتال هـا و جهـت گیـری آنهـا نقـش دارنـد. نقـش ایـن مولکول‌ها در مینرالیـزه شـدن زیسـتی یا مولکول های سـاده‌ی دیگری مـی توانند نقش آنهـا را تقلیـد کننـد، ممکـن اسـت بـه روش‌هایی بـرای رمینرالیـزه کردن عـاج ختـم شـود. ولـی ایـن احتمـالات بیـش از ایـن در ایـن کتـاب مورد بحـث قـرار نمـی گیـرد. ترکیبات اصلـی در حالـت مورفولوژیک مشـخصی پخـش مـی شـوند تا یـک کامپوزیـت پیچیـده ی آبـدار و زنده را تشـکیل دهنـد. در ایـن کامپوزیـت مورفولـوژی بـر اسـاس ناحیـه متفاوت اسـت و تحـت تاثیـر بیمـاری و سـن درآن تغییراتـی صورت مـی گیرد. توبـول ها، یـک جنبـه ی بـارز و مهـم عـاج، نشـان دهنـده ی مسـیری هسـتند کـه ادنتوبلاسـت هـا از DEJ یـا از سـمان ریشـه بـه سـمت پالـپ چمبـر طی کـرده انـد و ماننـد تونـل هایـی هسـتند که سـاختار عـاج را سـوراخ کرده اند(شـکل ۲-۵). توبول‌هـا به سـمت پالـپ چمبر همگرا هسـتند، به همین دلیـل تراکـم و جهـت گیـری توبـول هـا از ناحیـه‌ای بـه ناحیـه ای دیگـر متفـاوت است(شـکل ۲-۱). تراکـم عـددی توبـول هـا در DEJ کمتریـن و در سـطح پیـش عاجـی[3] در ناحیـه ی اتصـال بـه پالـپ چمبـر ،محلـی کـه تنـه سـلول هـای ادنتوبلاسـت در یـک ردیـف فشـرده قـرار گرفتـه انـد، بیشـترین اسـت. تراکـم پاییـن تـر توبولـی در ریشـه یافت می‌شـوند. محتـوای توبـول هـا شـامل زائـده هـای ادنتوبالاسـتی، در تمـام طـول یـا قسـمتی از آن،و مایـع اسـت. حـد زائـده هـای ادنتوبلاسـتی هنـوز کامـلا مشـخص نیسـت، ولـی شـواهد پیشـنهاد مـی دهند کـه تا DEJ کشـیده شـده انـد.در بیشـتر مسـیر توبـول، حفـره[4] ی آن توسـط غشـایی بسـیار مینرالیـزه ای از عـاج دور توبولـی[5] بـه قطـر تقریبـی نیم تا یـک میکرومتر پوشـیده شـده اسـت (شـکل-۶).به دلیل اینکه عاج توبولی بعد از تشـکیل لومـن توبـل ایجـاد مـی شـود، بعضـی پیشـنهاد می کننـد که بهتر اسـت عـاج داخـل توبولـی[6] نامیده شـود که بیشـتر دارای کریسـتال‌های آپاتیت و کمـی ماتریکـس ارگانیـک اسـت. تعـدادی از مطالعـات بـه ایـن نتیجـه رسـیده انـد که عـاج دور توبولی فاقد کلاژن اسـت و به ایـن دلیل احتمالا نوعـی متفـاوت از بافـت کلسـیفیه تلقـی می‌شـود. توبـول ها توسـط عاج بیـن توبولـی[7] تشـکیل شـده از ماتریکـس کلاژن نـوع I تقویـت شـده بـا آپاتیـت، از هـم جدا می شـوند (شـکل ۲-۵ و ۲-۶). ایـن چینش این معنا را مـی دهـد کـه میـزان عـاج بین توبولـی در مکان هـای مختلـف متغییر اسـت. کریسـتال هـای آپاتیـت از آپاتیـت موجـود در مینا بسـیار کوچک تـر اند(تقریبـا)و تقریبـا ۵ درصد کربنات دارند. سـایز کوچک کریسـتال، سـاختار دارای نقـص، و وجـود کربنـات بیشـتر باعث ایجاد حساسـیت به انحلالـی می‌شـوند کـه در بـالا گفته شـد.

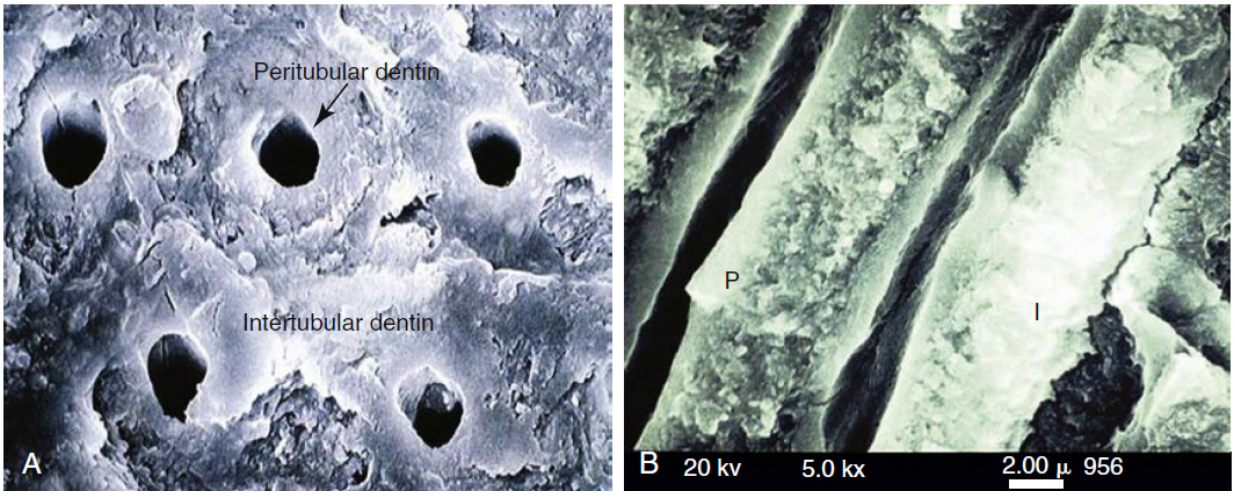


شـکل ۲-۵ شـکل میکروسـکوپ الکترونـی نـگاره از عـاج نرمـال کـه سـاختار ویـژه ی آن را از دو جهـت نشـان مـی دهـد در بـالا توبـول هـا دیـده مـی شـوند ،کـه هرکـدام بـا عـاج دور توبولـی پوشـیده شـده انـد. توبـول هـا در بیـن اتصال عـاج –مینا قـرار دارند و به سـمت اتاقک پالپی همگرایـی دارنـد. سـطح عمـود در پاییـن شـکل سـطح یـک شکسـتگی را نشـان مـی دهـد کـه مسـیر شـبیه تونلی کـه یکسـری توبول ها به سـمت پالـپ ایجـاد مـی کنند را نشـان مـی دهد.لومـن توبـول ها معمـولا دارای مایـع و زوائـد سـلول هـای ادنتوبلاسـت می باشـند.

1- transparent
2- hypermineralized
3- Predentin

4- lumen
5- Peritubular dentine
6- intratubular
7- intertubular

درمورد سایز توبول ها ، ضخامت ناحیه ی دور توبولی، و میزان عاج بین توبولی در تعدادی از مطالعات تخمین هایی زده شده است. محاسباتی که بر روی عاج اکلوزال به عنوان تابعی از موقعیت بر اساس این اطلاعات انجام شده نشان می دهد که درصد ناحیه‌ی توبولی و قطر آن به ترتیب، نزدیک پالپ ۲۲ درصد و ۲/۵میکرومتر و در DEJ ۱ درصد و ۰/۸ میکرومتر می باشد. ناحیه ی ماتریکس بین توبولی از ۱۲ درصد در ناحیه ی پیش عاجی تا ۹۶ درصد در نزدیک DEJ متغییر است، درحالی که عاج دور توبولی در DEJ از بیش از ۶۰ درصد تا زیر ۳ درصد تغییرمی کند. تراکم توبولی در جدول ۲-۱ بر اساس کارهای محققین مختلف مقایسه شده اند. واضح است که اجزای ساختاری در طول مسیر به طور قابل توجهی تغییر می کنند و قطعا باعث تفاوت هایی وابسته به محل در مورفولژی ، توضیع عناصر ساختاری،و خصوصیات مهمی مانند نفوذپذیری، میزان رطوبت، و سطح در دسترس برای باندینگ می شوند.آن ها ممکن است قدرت باندینگ، سختی و دیگر خصوصیات را نیز تحت تاثیر قرار دهند.



شکل۶-۲ سطح شکسته ی عاج. (A) از سمت اکلوزال نمایش داده شده است.(B) طولی نشان داده شده است.عاج دور توبولی(درون توبولی نیز نامیده می شود) یک پوشش دور هر توبول ایجاد می کند.توبول ها توسط عاج بین توبولی از یکدیگر جدا می شوند.

جدول ۲-۱ مقایسه میانگین تراکم عددی توبول ها در عاج اکلوزال

عاج داخلی	عاج میانی	عاج خارجی
۶۵۰۰۰ / mm^2	۳۵۰۰۰ / mm^2	۱۵۰۰۰ / mm^2
۴۳۰۰۰ / mm^2	۳۵۰۰۰ / mm^2	۲۰۰۰۰ / mm^2
۵۱۱۰۰ / mm^2	۴۰۴۰۰ / mm^2	۲۴۵۰۰ / mm^2
۵۲۰۰۰ / mm^2	۳۹۰۰۰ / mm^2	۱۸۰۰۰ / mm^2

به دلیل اینکه ادونتوبلاست ها در عاج قرار دارند و بدنه ی آنها دیواره‌های اتاقک پالپی را می پوشاند، کمپلکس عاجی- پالپی را می‌توان یک بافت زنده در نظر گرفت. این از مینای بالغ، که بدون سلول است، متفاوت است. در طول زمان عاج ثانویه تشکیل می شود و اتاقک پالپی به تدریج کوچک می شود. مرز بین عاج اولیه و ثانویه معمولا توسط تغییری در جهت گیری توبول ها مشخص می شود. به علاوه، ادونتوبلاست ها در جواب به عوامل آسیب زا مانند پوسیدگی یا تهیه ی حفره عاج ثالثیه را ایجاد می کنند. این نوع عاج معمولا از عاج ثانویه و ثالثیه دارای نظم کمتری است.

ضایعات اولیه پوسیدگی در مینا ممکن است توسط درمان های رمینرالیزه کردن باز گردند. ولی در حال حاضر درمان های رمینرالیزه کردن موثر برای عاج در دسترس نیستند. به همین دلیل استاندارد های درمانی حاضر امر به دخالت های جراحی برای برداشتن بافت بسیار آسیب دیده و درصورت نیاز ترمیم آن می کنند. برای همین دانستن انواع تغییر یافته ی عاج و اینگونه دخالت های کلینیکی دارای اهمیت است. هنگامی که عاج بریده یا ساییده می شود، یک لایه ی اسمیر ایجاد می شود و سطح را می پوشاند که باعث مسدود شدن ساختار زیرین می شود (شکل-۷). ردهای برش فرز درشکل۲-۷ A و با بزرگنمایی بیشتر در شکل ۲-۷ B نشان داده شده است. شکل ۲-۷ C ضخامت

لایه ی اسمیر را ازکنار و تشکیل پلاگ‌های اسمیر[1] را هنگامی که دبری های حاصل از برش عاج در لومن توبول های عاجی فشرده می شوند نشان می دهد. برتری ها و مضرات لایه ی اسمیر برای چندین دهه به طور وسیعی مورد بررسی قرار گرفته اند. لایه ی اسمیر نفوذپذیری را کاهش می‌دهد و به حفظ محوطه‌ای خشک تر کمک می کند، همچنین نفوذ عوامل آسیب زا به درون توبول ها یا حتی پالپ را کاهش می دهد. ولی در حال حاضر به عنوان یک عامل مزاحم در باندینگ عاج تلقی می شود و به همین دلیل به طور عادی توسط یک آماده ساز اسیدی برداشته شده یا تغییر می یابد.

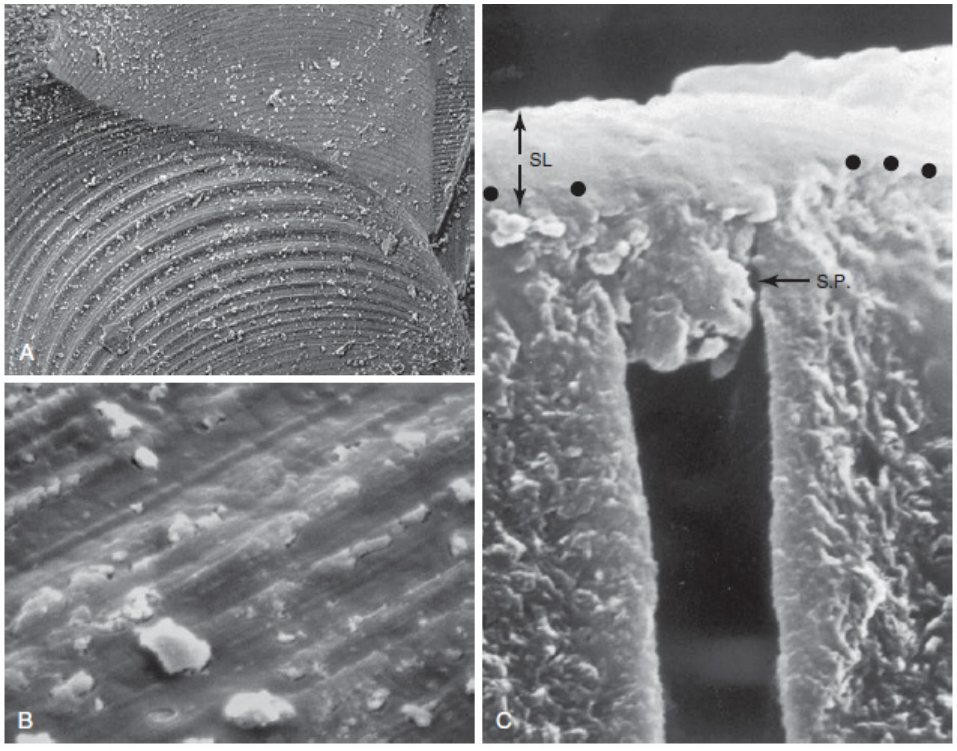
اچ کردن اسیدی یا آماده سازی اجازه ی برداشت لایه ی اسمیر و تغییر در عاج سطحی، و باز کردن کانال هایی برای نفوذ عامل باندینگ را می‌دهد. شکل۲-۸ نشان می‌دهد که در این نوع درمان اچ کردن چه اتفاقی می افتد. لومن توبول ها در حین برداشته شدن انتخابی عاج دور توبولی، چون بیشتر آن معدنی است و مقدار ناچیزی پروتئین دارد، گشاد می شود. این لومن‌های گشاد شده شکلی قیفی ایجاد می کنند که خیلی گیردار نیست.

شکل۲-۹ این اثرات را کمی متفاوت تر نشان می دهد. عاج اچ نشده در شکل۲-۹ A (بالا)

توبول های کوچک و عاج دور توبولی دارد، که در عاج تغییر یافته بعد از اچ کردن سطح (پایین) برداشته می شود. شبکه ی دو بعدی فیبرهای کلاژن نوع یک بعد از اچ شدن در شکل۲-۹ A نشان داده شده است. شکل۲-۹ B دمینرالیزه شدن پیشرونده‌ی فیبریل‌های کلاژن عاج را نشان می دهد که درآن مواد معدنی و پروتئین های خارجی به آرامی برداشته می شوند و الگوی متداول و پیچ خورده‌ی کلاژن نوع یک را نمایان می کنند. در شکل۲-۹ C ، این الگو در بزرگنمایی بالا از عاج اچ شده شکل ۲-۹ A دیده می شود.

اگر عاج دمینرالیزه شده خشک شود، ماتریکس عاجی باقی مانده منقبض می شود و فیبریل های کلاژن به هم فشرده، می‌شوند که در این حالت، نفوذ عامل باندینگ مشکل است.

این در تصویر۲-۱۰ که عاج دمینرالیزه ی خشک را با عاج دمینرالیزه ی آبدار مقایسه می کند، نشان داده شده است.

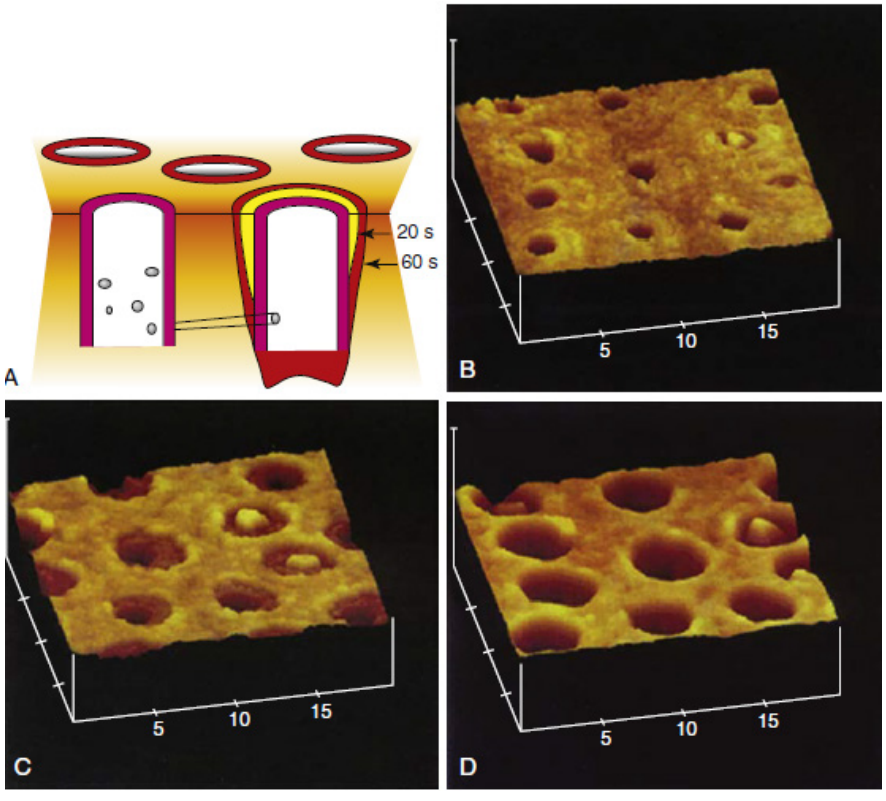


شکل ۲-۷ تشکیل لایه ی اسمیر (A)جای فرز برروی تراش عاج. (B)بزرگنمایی بیشتر لایه ی اسمیر و دبری های ناشی از برش را نشان می دهد.(C)مقطعی که لایه ی اسمیر(SL)و پلاگ های اسمیر(SP) را نشان می دهد.

1- Smear plugs

بیشتر اعمال ترمیمی شامل عاجی می شوند که به دلیلی تغییر یافته است. تغییرات معمول عبارتند از ایجاد ضایعات پوسیدگی زا که نواحی مختلفی را تشکیل می دهند، و ایجاد عاجی شفاف که در زیر لایه عاج دارای پوسیدگی ایجاد می شود. عاج شفاف زمانی ایجاد می شود که توبول‌های عاج از مواد معدنی پر می شوند که باعث تغییر ضریب شکست نور توبول ها می شود و ناحیه ی شفاف یا نیمه شفاف ایجاد می شود. شکل۲-۱۱ مقطعی را از یک دندان دارای پوسیدگی نشان می‌دهد که برای نشان دادن نواحی آن رنگ آمیزی شده است. ناحیه خاکستری زیر عاج به شدت دمینرالیزه شده رنگ دار، لایه‌ی عاج شفاف است (شکل۲-۱۱ A). شکل۲-۱۱ B توبول‌های عاج شفاف را نشان می‌دهد که لومن آنها با مواد معدنی پر شده است. همانطور که در شکل۲-۱۱ C نشان داده شده است، بعد از اچ کردن عاج دورتوبولی خورده می شود، ولی توبول ها پلاگ‌هایی از ماده ی معدنی رسوب شده را نگه می‌دارند، که در برابر اچ شدن مقاوم ترند.این مقاومت در برابر اچ شدن عمل باندینگ را سخت تر می‌کند.

چندین نوع دیگر از عاج شفاف در نتیجه ی فرآیندهای مختلف دیگری تشکیل می شوند. شکل دومی از عاج شفاف در نتیجه‌ی براکسیسم[1] ایجاد می شود. نوع دیگری از عاج شفاف در عاج ریشه ایجاد می شود، که بخاطر تغییر سن عاج ریشه به در طول زمان شفاف می شود. ضمنا، ضایعات سرویکال غیر پوسیدگی، معمولا ضایعات ابفرکشن[2] یا ناچ[3] نامیده می شوند، در محل اتصال مینا و سمان یا مینا و عاج، و معمولا در سطح فیشیال یا باکال تشکیل می شوند. اتیولوژی آنها در حال حاضر معلوم نیست؛ تشکیل آنها را به ابریژن[4]، چرخیدن دندان، و اروژن[5] یا ترکیبی از این فرآیند ها نسبت داده اند. به هر حال این به دفعات بیشتری با افزایش سن اتفاق می افتند، و عاج آشکار شده چون توبول ها پر میشوند، شفاف می شوند. شکل۲-۱۲ نمونه هایی از عاج شفاف را که درآن لومن توبول ها کاملا پر شده را نشان می‌دهد.



شکل ۲-۸ مراحل دمینرالیزه شدن عاج (A) شماتیک مراحل پیشرونده ی دمینرالیزه شدن عاج.(B–D) تصاویر میکروسکوپ نیروی اتمی که مراحل اچ شدن را نشان می دهند. اچ کردن باعث بازترشدن لومن ها می شود زیرا که عاج دور توبولی تجزیه می شود و ورودی هایی قیفی شکل ایجاد می کند.

1- bruxism
2- abfraction
3- notch
4- abrasion
5-erosion

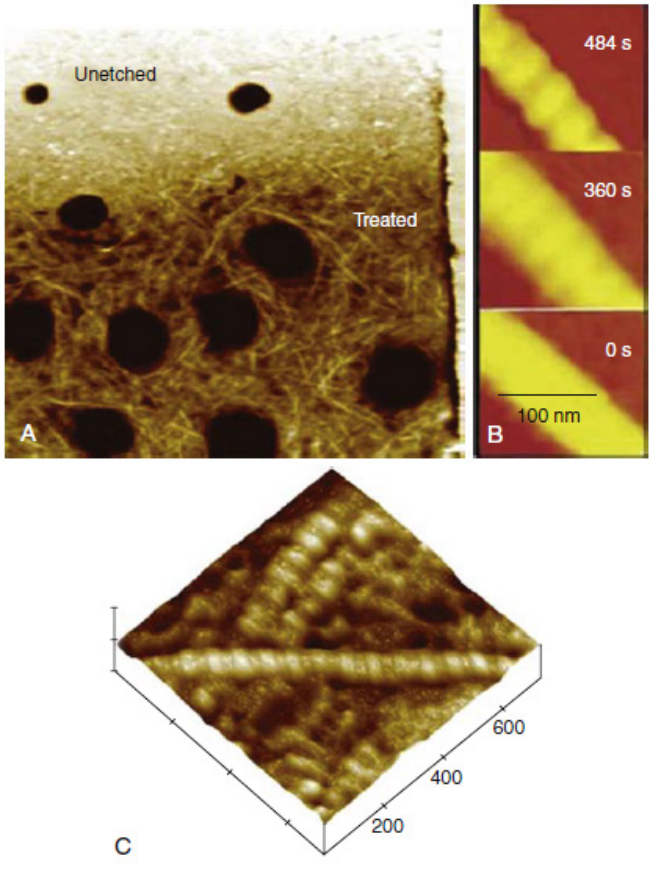
ویژگی‌های عاج شفاف ممکن است براساس فرآیندی که باعث رسوب ماده ی معدنی در توبول ها می شود متفاوت باشد. چندین مطالعه نشان داده اند که خصوصیات الاستیک عاج بین توبولی با افزایش سن تغییر نمی کنند، اگر چه ساختار ممکن است بیشتر مستعد شکست شود. به طور مشابه ای ، پوسیدگی های متوقف شده دارای عاج شفاف خواهند بود که بیشتر به آن عاج اسکلروتیک اطلاق می شود، لغتی که اشاره به این نکته دارد که عاج اسکلروتیک ممکن است از عاج معمولی سخت تر باشد. ولی مطالعات دیگری نشان داده اند که خصوصیات الاستیک عاج بین توبولی ممکن است همسان یا کمتر از عاج نرمال باشد.

خصوصیات فیزیکی و مکانیکی

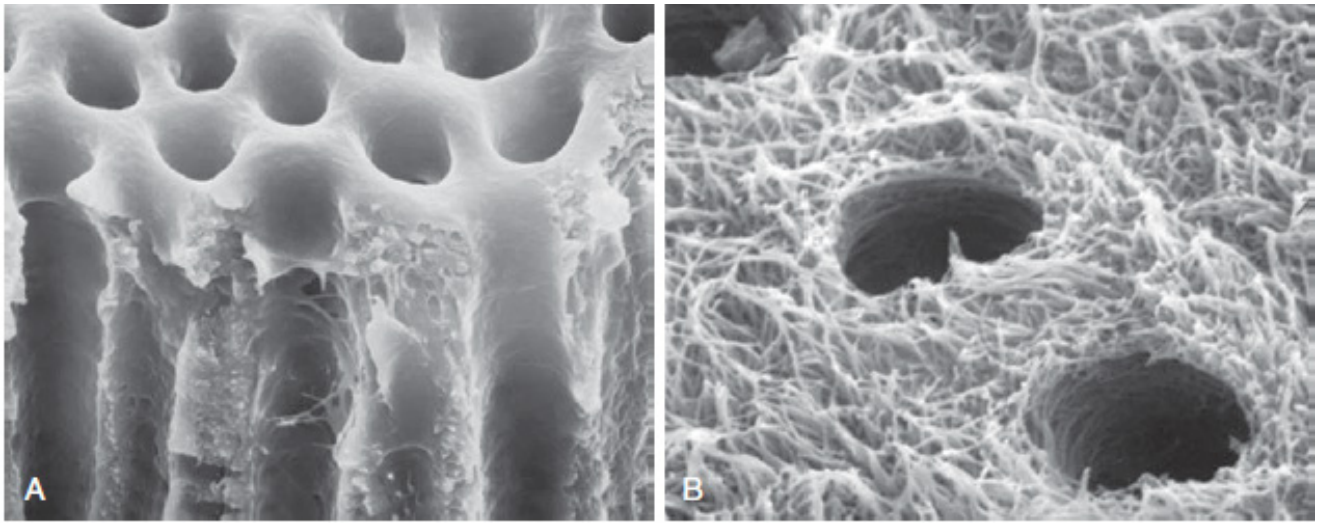
گوناگونی مشخص شده در عناصر ساختاری عاج زمانی که در درون دندان یافت می شوند نشان دهنده ی این هستند که خصوصیات عاج بستگی به محل به طور قابل توجهی متغیر هستند. به این دلیل که ساختار متغیر باعث ایجاد خصوصیات متغیر می شود. به دلیل این که یکی از مهمترین اعمال ساختار دندان مقاومت در برابر تغییر شکل بدون شکست است، دانستن نیروهایی که دندان در حین جویدن تجربه می‌کند کارآمد است. اندازه گیری ها مقادیر را به نوک کاسپ نسبت داده اند که در ناحیه نوک کاسپ به مساحت پخش می شود، که نشان دهنده‌ی فشاری در حدود می باشد.

مشکلات در تست کردن

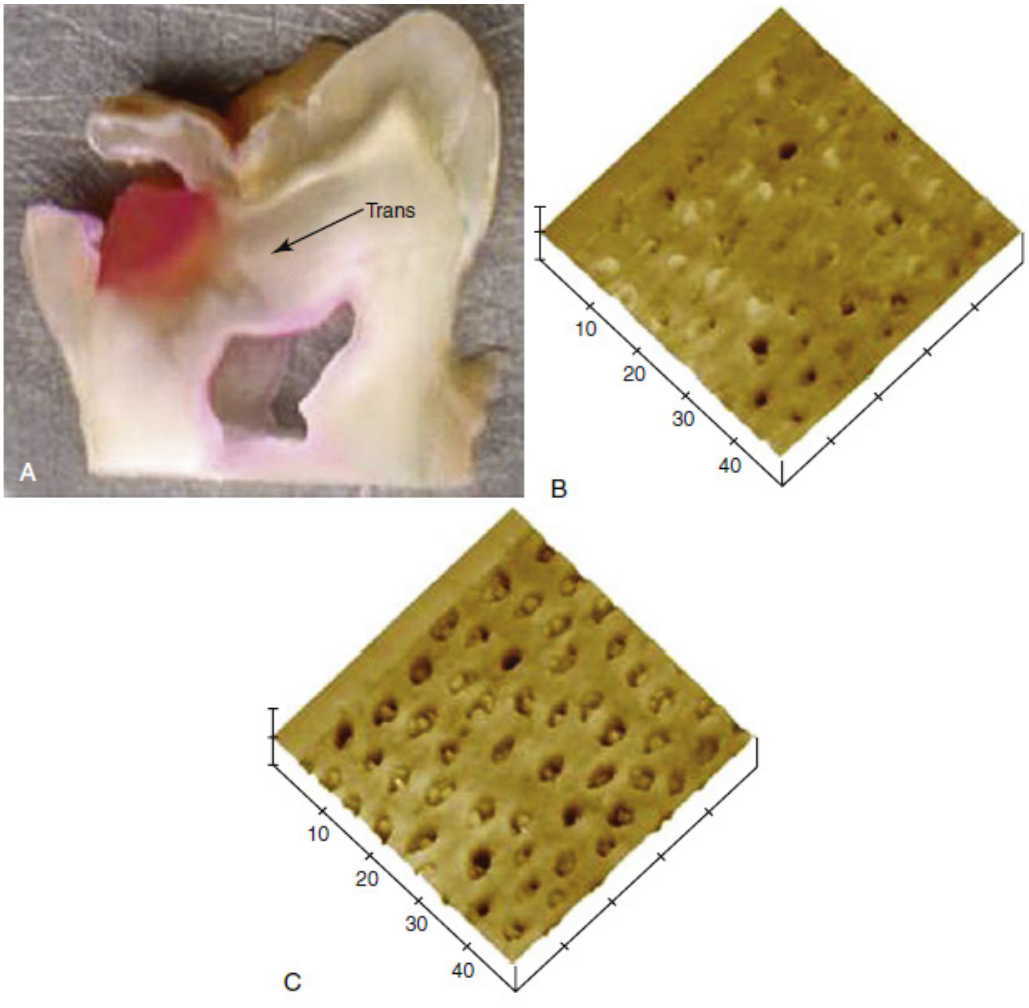
در جدول۲-۲ مقادیری برای تعدادی از خصوصیت های مهم مینا و عاج نمایش داده شده اند. گستردگی مقادیر گزارش شده در مطالعات قابل توجه است. بعضی از دلایلی که باعث این اختلافات می شوند را باید در هنگام کار و یا مطالعه دانست و مورد توجه قرار داد.



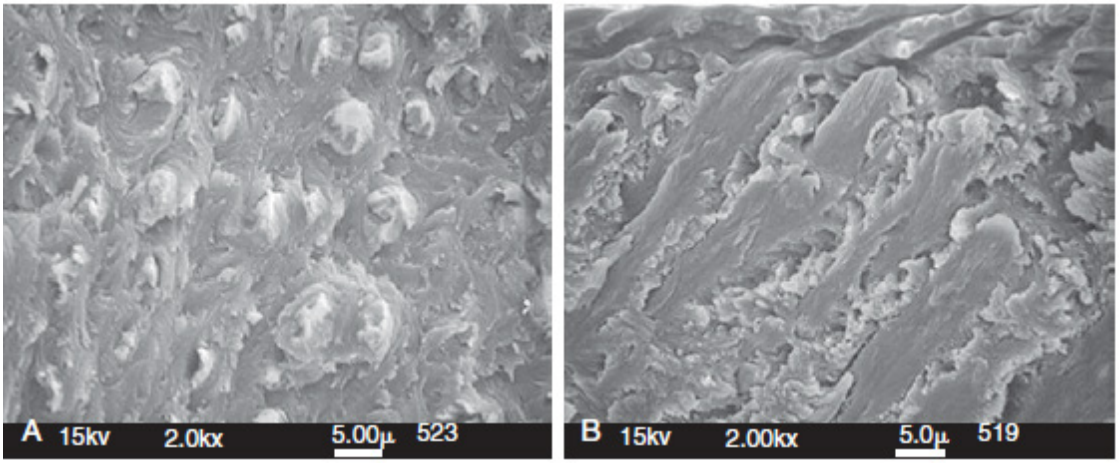
شکل ۹-۲ اچ کردن عاج مواد معدنی را از ماتریکس عاج بین توبولی برمی دارد و یک لایه ی پر کلاژن از خود به جا می گذارد و همچنین ورودی توبول های عاج را گشاد می کند. (A)بعد از اچ، لومن ها بزرگ می شوند و بعد از اچ بیشتر می توان شبکه ی کلاژن که توبول ها را در بر می گیرد را دید.(B)رشته ی منفرد کلاژن عاج به آرامی دمینرالیزه می شود و الگوی تکرار شونده ی ۶۷ نانومتری کلاژن نوع I را معلوم می کند. (C) بزرگنمایی بالا از رشته های کلاژن شکل(A)



شکل ۲-۱۰ عاج دمینرالیزه به رطوبت حساس است و با خشک شدن منقبض می شود. عاج دمینرالیزه زمانی که توسط هوا خشک می شود دچار انقباض می شود، و یک لایه فروریخته کلاژن می سازد که نفوذ در آن توسط عوامل باندینگ رزینی مشکل است. (B) زمانی که مرطوب بماند، شبکه ی کلاژنی باز است و عوامل باندینگ می توانند به آن نفوذ کنند.



شکل ۲-۱۱ عاج شفاف همراه با ضایعه ی پوسیدگی (A)ضایعه ی پوسیدگی که در آن نواحی پوسیده توسط رنگ آمیزی معلوم شده‌اند، مانند ناحیه ی شفاف خاکستری .(B) شکل میکروسکوپ نیروی اتمی از عاج شفاف قبل از اچ شدن.(C) بعد از اچ شدن لومن توبول‌ها پر می ماند حتی در حین اینکه عاج دور توبولی اچ می شود.



شکل ۱۲-۲ عاج شفاف (A)از سمت فیشیال نشان داده می شود(B)طولی نشان داده می شود. عاج شفاف به دلیل پر شدن توبول ها با مواد معدنی که ویژگی های بصری دندان را تغییر می دهند تشکیل می شود.

جدول ۲-۲ ویژگی های مینا و عاج

ویژگی	مینا	عاج
چگالی g/cm^3	۲/۹۶	۲/۱
Compressive		
Modulus of spasticity (GPa)	۶۰-۱۲۰	۱۸-۲۴
Proportional limit (mpa)	۷۰-۳۵۳	۱۰۰-۱۹۰
Strength (mpa)	۹۴ -۴۵۰	۲۳۰ -۳۷۰
tensile		
Modulus of elasticity (mpa)		۱۱-۱۹
Strength (mpa)	۸-۳۵	۳۰-۶۵
Shear strenght (mpa)	۹۰	۱۳۸
Flexural strength (mpa)	۶۰-۹۰	۲۴۵-۲۸۰
Hardness (GPa)	۳ -۶	۰/۱۳ -۰/۵۱

اول اینکه دندان های انسان کوچک هستند و به این دلیل به دست آوردن و نگه داری نمونه های بزرگ آن سخت است، که باعث می شود انجام تست های مکانیکی استاندارد مانند تست‌های کششی، فشاری و برشی سخت بشود. هنگام تست دندان باند شده، این مشکل پیچیده تر نیز می شود، به همین دلیل تست های مخصوصی برای دستیابی به اطلاعاتی در مورد این خصوصیات ساخته شده اند. از بحث گذشته در مورد گوناگونی های ساختاری نیز واضح است که آزمایش اینگونه نمونه های کوچک و ناهمگن این معنا را می دهد که ویژگی ها یکسان نخواهد بود.

مشکل دیگر وجود گوناگونی وسیع در ساختار هر دو بافت است. جهت گیری منشور های مینایی به طور کلی عمود بر DEJ است، در حالی که توبول های عاج تراکم تعدادی خود را در طول مسیر به سمت اتاقک پالپ، بسته به عمق تغییر می‌دهند. آماده سازی یک نمونه ی یکپارچه با ساختار هایی که همه در یک جهت قرار دارند برای آزمایش چالش زاست.

به علاوه خصوصیات بر اساس جهت و مکان متغیر هستند وماده ایزوتروپیک[۱] نمی باشد، به همین دلیل بهترین حالتی که یک مقدار می تواند به ما بگوید یک مقدار میانگینی از ماده می‌باشد.

نگه داری و مقدار زمان گذشته از کشیدن دندان نیز اهمیت بالایی دارند. خصوصیاتی که در شرایط طبیعی یا in situ[۲] یا in vivo[۳] وجود دارند بیشترین توجه ما را دارا می باشند. مشخصا رسیدن به این حالت در بیشتر تست های معمول غیر ممکن است، پس باید تغییراتی را که به خاطر وضعیت نگه داری پیش از تست صورت می گیرند را مد نظر قرار داد. همچنین باید خطرات بیولوژیک را مد نظر داشت چرا که دندان کشیده شده را باید دارای پتانسیل عفونت زایی دانست. چگونه باید یک دندان را بدون تغییر دادن خصوصیات آن استریل کرد؟ بدون شک اتوکلاو کردن خصوصیات پروتئین را تغییر می دهد و برای عاج نامناسب است، و ممکن است مینا را نیز تحت تاثیر قراردهد.

۱- Isotropic: دارای خواص فیزیکی مشابه
۲- در جای خود
۳- در موجود زنده

در نهایت، باید محتوای مایع این بافت ها را نیز در نظر داشت. رطوبت بخشی حیاتی از هر دو بافت است، و شرایط in vivo را در صورت خشک شدن نمی توان بازسازی کرد(شکل۲-۱۰). این یک نکته قابل توجه و حیاتی در باندینگ به این بافت ها می شود، که در فصل ۱۳ بیشتر در مورد آن بحث می شود. در مقابل این مشکل، مشکل سهولت است. انجام تست روی بافت‌ها در شرایط هیدراته به مراتب از شرایط خشک سخت تر است. تمام این فاکتورها و چندی دیگر، مانند دمای آزمایش، بر نتایج تاثیر می گذارد و در گستره ی وسیعی از مقادیر گزارش شده از خصوصیات اثر می گذارند.

علیرغم این محدودیت ها ، بعضی عمومیت دادن ها در مورد خصوصیات این بافت ها سودمند هستند(جدول ۲-۱).عاج ریشه به طور کلی از عاج کورونالی ضعیف تر و نرم تر است. به نظر می رسد در خصوصیات مینا نیز گوناگونی وجود دارد، مانند مینای کاسپی که از دیگر مناطق سخت تر و قوی تر است، احتمالا به عنوان تطابقی در برابر نیروهای جونده. عاج نیز از مینا سختی کمتری دارد (برای مثال ضریب الاستیک پاینتری دارد) و در برابر شکست مقاومت بیشتری دارد. این ممکن است غیرمحتمل باشد ولی زمانی که در فصل ۴ این اصطلاحات شرح داده شوند مشخص تر می شود. به علاوه عاج ویسکوالاستیک[1] است، یعنی ویژگی‌های تغییر شکل مکانیکی آن وابسته به زمان است، و بازیابی الاستیک آن یکباره اتفاق نمی افتد. به همین دلیل عاج به این که به میزان مداومی تحت فشار است، حساس است، این پدیده را حساسیت به میزان فشار[2] می‌نامند. حساسیت به میزان فشاراز خصوصیات مواد پلیمری است؛ ماتریکس کلاژنی این خصوصیت را به بافت هایی مانند عاج می دهد. تحت شرایطی عادی، مواد سرامیکی این خصوصیت را در ویژگی های مکانیکی خود نشان نمی دهند و اساسا سفت،ولی شکننده، هستند و بدون تغییر شکل دائمی می شکنند. HA خالص نیز این خصوصیت را از خود نشان می دهد ولی وقتی در مینا تشکیل می شود از خود سختی بارزی را به نمایش می‌گذارد (فصل ۴ را ببینید) که تنها کمی از عاج کمتر است.

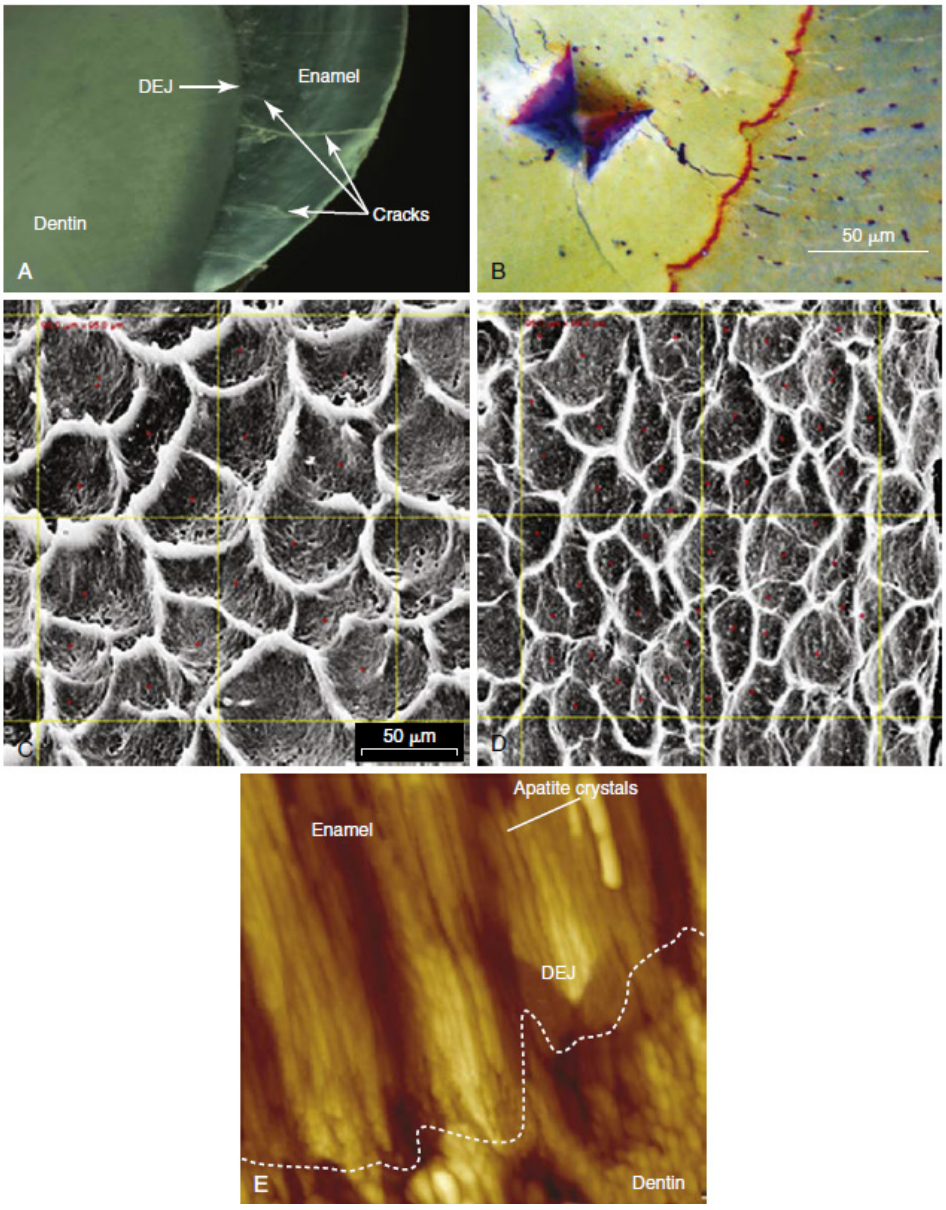
این سختی به دلیل ساختار میکروسکوپی و قسمت های پروتئینی کوچک مینا می باشد.

محل اتصال عاج-مینا(DEJ)

DEJ بسیار بیشتر از مرز بین مینا وعاج است. به این دلیل که مینا بسیار سخت است و عاج بسیار نرم و مقاوم تر است، آنها نیاز دارند که به یکدیگر متصل شوند تا یک سیستم بیومکانیکی سازگار را ایجاد کنند.اتصال دو ماده ی این چنین متفاوت چالش زاست و هنوز به خوبی مشخص نیست که طبیعت چگونه به این امر دست یافته است. ولی DEJ نه تنها مینا و عاج را به یکدیگر متصل می کند، بلکه از نفوذ ترک های مینا به عاج و شکست دندان جلوگیری می کند (شکل۲-۱۳ A). مقادیر زیادی از این ترک ها وجود دارد ولی به نظر نمی رسد که به درون عاج منتشر شوند. اگر DEJ یکپارچه باشد، وقوع شکست دندان بعید است مگر در برابر ترومای شدید. در شکل ۲-۱۳ B دندانه‌های ریزسختی[3] گذاشته شده اند تا ترک هایی را به سمت DEJ (نارنجی) هدایت کنند. ترک در محل تلاقی یا کمی بعد آن متوقف می شود. همچنین، این شکل کنگره‌ای بودن DEJ را نشان می دهد، که تعقر آن ها به سمت مینا است. این، این معنا را می دهد که بیشتر ترک ها با زاویه به سمت DEJ حرکت می کنند، که ممکن است باعث توقف بسیاری از ترک ها در DEJ شود. ساختار کنگره ای در حقیقت سه طبقه دارد: کنگره ها[4] ، ریزکنگره هایی درون کنگره ها، و یک ساختار ظریف. شکل۲-۱۳ CوD کنگره های بزرگتر را در دندان‌های مولر (با عرض حدودی ۲۴ میکرومتر) و کنگره های کوچکتر را در دندان‌های قدامی(با عرض تقریبی ۱۵ میکرومتر) بعد از برداشتن مینا نشان می دهد. مدل های عناصر محدود[5] پیشنهاد می کنند که این کنگره ها تمرکز فشار را در محل اتصال کاهش می‌دهند، ولی در حال حاضر مشخص نیست که آیا سایز بزرگتر کنگره ها در دندان‌های مولر تطابقی در مقابل نیروهای جونده‌ی بیشتر است یا یک گوناگونی رشدی است. در شکل۲-۱۳ E کریستال های عاج تقریبا با کریستال های مینا در تماس اند، به این دلیل گفته می شود که از لحاظ بصری DEJ

1- viscoelastic
2- Strain rate sensitivity
3- Microhardness indentation
4- scallops
5- Finite element models

آناتومیک، نازک است. ولی اندازه گیری گوناگونی ویژگی ها در سرتاسر DEJ نشان می دهد که این محل اتصال دارای مراتب مختلفی است با ویژگی هایی که از مینا تا دیواره ی عاجی کناری به مقدار زیادی متغیر هستند. این تغییر تدریجی، که قسمتی از آن بخاطر طبیعت کنگره ای DEJ است، باعث می‌شود که عرض عملکردی DEJ بسیار بیشتر از ظاهر آناتومیک آن باشد و باعث کاهش بیشتر فشار می شود. به علاوه اگرچه کلاژن تقریبا در مینا غایب است، رشته ها ی کلاژن عاج از طریق DEJ به درون مینا می روند تا دو بافت را بیشتر به یکدیگر متصل کنند. تحقیقات اخیر پیشنهاد می کنند که پروتئین های دیگری در DEJ که ممکن است باقیمانده از غشای پایه باشند می توانند شامل کلاژن نوع IV و VII ، و دیگر پروتئین هایی باشند که می‌توانند به ثبات ساختاری DEJ کمک کنند و در مقاومت آن در برابر شکست نقش داشته باشند.



شکل ۲-۱۳ به نظر می رسد ترک های درون مینا در DEJ متوقف می شوند. (A) بزرگنمایی پایین از ترک ها در مینا(B) ترک های حاصل از indentation در نزدیکی DEJ کنگره مانند متوقف می شوند(نارنجی). (C) کنگره های بزرگ در مولر ها.(D) کنگره های کوچک تر در دندان های قدامی .(E)کریستال های مینا در DEJ تقریبا در اتصال با کریستال های عاج هستند که باعث ایجاد یک پیوستگی نازک از لحاظ بصری ولی از لحاظ عملکردی وسیع می شود.

بیوفیلم دهانی و مواد دندانپزشکی ترمیمی

بیوفیلم ها جوامعی چند میکروبی با فضایی منظم شده،پیچیده، و چسبنده به سطحی و دارای باکتری ای می باشند که در یک ماتریکس پلی ساکاریدی احاطه شده اند. بیوفیلمی که در سطح دندان و مواد زیستی درون دهان شکل می گیرد را پلاک دندانی نیز می نامند. زمانی که تغذیه ی انسان پر از کربوهیدرات های تخمیر شونده باشد، بیشترین ارگانیسم های غالبی که در پلاک مشاهده می شوند، باکتری های اسیدوژنیک و اسیدوریک مانند استرپتوکوک و لاکتوباسیل هستند که نقشی اساسی در ایجاد پوسیدگی های دندانی دارند. از دیگر عواقب تجمع طولانی مدت بیوفیلم دهانی بیماری های پریودنتال و پری ایمپلنتایتیس (التهاب بافت نرم و سخت اطراف ایمپلنت) هستند که بستگی به محل چسبندگی بیوفیلم دارند.

تشکیل بیوفیلم بر روی سطوح سخت در درون دهان یک فرآیند ترتیبی است. در طی دقایقی پس از تمیز کردن کامل، یک لایه‌ی نرم از بزاق (به نام پلیکل[1]) که داری ماکرومولکول های جذب شده ای مانند فسفو پروتئین‌ها و گلیکوپروتئین‌ها بروی ساختار دندان و مواد زیستی نشست می کند. در ادامه ی این مرحله اتصال باکتری های پلانکتونیک (شناور) به پلیکل اتفاق می افتد. تقسیم شدن گونه های باکتریایی کلونیزه شونده اولیه که اتصال یافته اند باعث ایجاد میکروکلونی‌هایی می‌شود، اضافه شدن گونه ی کلنیزه شونده ی دیگر نیز در ادامه باعث تشکیل بیوفیلمی دارای چندین گونه باکتریایی که به یک شبکه متصل هستند می شود. این بیوفیلم اگر با برداشت مکانیکی یا توسط فاکتور های درونی برداشته نشوند می توانند بالغ شوند.

تشکیل پلیکل به وسیله ی تعامل پیچیده ی فیزیکی-شیمیایی و سلولی بین سوبسترا ،پلیکل و باکتری صورت می پذیرد. این تعاملات در چند رده ی مختلف صورت می پذیرد مانند: نزدیکی فیزیکی، مبادله ی متابولیک، ارتباط به وسیله ی سیگنال‌های مولکولی، مبادله ماده ژنتیکی، تولید فاکتور های بازدارنده و کواگرگیشن (توصیف در Kolenbrsnder et al.,۲۰۰۶ "روش شناسایی مخصوص بین سولی در بین سلول هایی که از لحاظ ژنتیکی متمایز اند")

پلاک طیفی از مولکول های گیرنده دارد که عمدتا توسط استرپتوکوک شناسایی می شوند(شکل۲-۱۴).این مسئله در افراد سالم که معمولا دارای بیوفیلمی نازک با محتوای کوکسی گرم مثبت متصل به هم می باشد، مشخص است. توانایی اتصال به سطوح بدون ریزش مانند مینا، به استرپتوکوک برتری عظیمی دهد و با این یافته که استرپتوکوک در in situ، ۶۰ تا ۹۰ درصد فلور اولیه ی باکتریایی مینا را شامل می شود همخوانی دارد.

به علاوه، استرپتوکوک ها حساسیت کمتری نسبت به در معرض هوا بودن دارند، زیرا که بی هوازی اختیاری هستند و می توانند در تغییر محیط بیوفیلم به وضعیت کاهش[2] یافته تری شرکت کنند، این حالت غالبا باعث تغییر وضعیت زیست محیطی[3] به سمت بی هوازی های گرم منفی می شود.

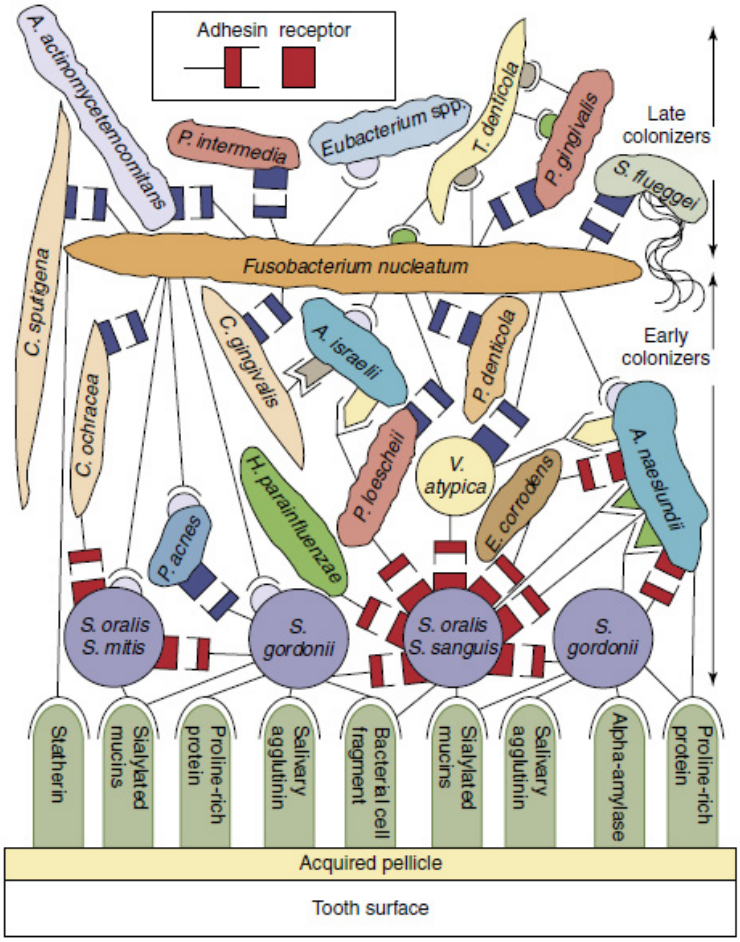
تعاملات بین باکتری های دهانی های انسان برای تشکیل بیوفیلم حیاتی است(شکل۲-۱۴). در چهار ساعت اول تشکیل بیوفیلم کوکسی های گرم مثبت غالب هستند، به خصوص استرپتوکوک گروه میتیس. بعد از ۸ ساعت رشد، اکثریت جمعیت باکتریایی بازهم کوکسی‌ها هستند ولی ارگانیسم های میله ای شکل نیز دیده می شوند. در ۲۴ تا ۴۸ ساعت، رسوب ضخیمی از سلول هایی با مورفولوژی مختلف را می توان تشخیص داد، شامل کوکسی ها، کوکوباسیل ها، میله ای و باکتری های رشته‌ای[4]. در روز چهار رشد بیوفیلم، در تعداد غیر هوازی های گرم منفی افزایشی مشاهده می شود، مخصوصا تعداد فوزوباکتریوم نوکلئاتوم[5]. این ارگانیسم توانایی ای منحصر بفرد در کواگرگیشن با دامنه ی وسیعی از باکتری ها را دارد ، باور بر این است که به دلیل توانایی آن در ایجاد پل ارتباطی کواگرگیشن بین هر دو گروه کلنوزیه کننده های نخستین و آخرین، این ارگانیسم نقشی کلیدی در بلوغ بیوفیلم دارد. در حین بلوغ بیوفیلم، تغییر به سمت ترکیبی بیشتر تشکیل شده از اشکال گرم منفی صورت می گیرد، مانند میله ای ها، ارگانیسم های رشته ای، ویبریو[6] ها، و اسپیروکت‌ها. این تغییرات در ترکیب باکتریایی بیوفیلم با اهمیت هستند زیرا که با ایجاد جینجیویت(التهاب بافت لثه) ارتباط تنگاتنگی دارند.

1- pellicle

۲- خلاف واکنش اکسایش

3- ecological
4- filamentous
5- Fusobacterium nucleatum

۶- باکتری مژک دار و s شکل



شکل۲-۱۴ مدل فضایی زمانی کلونیزه شدن باکتری ها، که شناسایی گیرنده های پلیکل بزاقی را توسط باکتری های کلونیزه کننده ی اولیه و کواگرگیشن بین کلونیزه کننده های اولیه،فوزوباکتری، و کلونیزه کننده های آخرین را در سطح دندان نشان می دهد. از پایین، کلونیزه کننده‌های اولیه از طریق چسبیدن(سمبل های گرد خطی و سیاه) به گیرنده های بزاقی(ستون های عمودی سبز آبی با سر گرد) متمم خود در پلیکلی که دندان را پوشانده متصل می شوند. کلونیزه کننده های ثانویه به باکتری هایی که قبلا متصل شده اند اتصال می یابند. اتصال ترتیبی باعث ایجاد سطوح تازه ساخته می شود که در پلی است با شریک کواگرگیشن بعدی.سوش های باکتریایی که نشان داده شده اند شامل Actinobacillus actinomycetemcomitans, Actinomyces israelii, Actinomyces naeslundii, Capnocytophaga gingivalis, Capnocytophaga ochracea, Capnocytophaga sputigena, Eikenella corrodens, Eubacterium spp., Fusobacterium nucleatum, Haemophilus parainfluenzae, Porphyromonas gingivalis, Prevotella denticola, Prevotella intermedia, Prevotella loescheii, Propionibacterium acnes, Selenomonas flueggei, Streptococcus gordonii, Streptococcus mitis, Streptococcus oralis, Streptococcus sanguis, Treponema spp., and Veillonella atypica. From Kolenbrander PE, Andersen RN, Blehert DS, et al. Communication among oral bacteria). می‌باشند.

اگرچه بیوفیلم بر روی مواد زیستی از قبیل مواد ترمیمی، اورتودنسی، اندودونتیک و ایمپلنت تجمع پیدا می کند، باقی مانده ی این فصل تنها بر روی بیوفیلم تجمع یافته بر روی سطح مواد ایمپلنت و ترمیمی تمرکز می کند. مکانیسم دقیق اتصال باکتری ها و بیوفیلم بر روی سطوح مواد دندانی با وجود دهه‌ها تحقیق در این مورد مشخص نشده است ، ولی مورد قبول است که این یک فرایند پیچیده است و به فاکتور های متعددی وابسته می باشد. مطالعات in vitro نشان داده اند که چسبیدن پروتئین های بزاقی و باکتری ها در فواصل کم(۵۰-۱۰۰ نانومتر) از سطح ماده ی زیستی،تحت تاثیر ترکیبی از نیروهای واندروالسی، تعاملات الکترواستاتیک، و باندینگ با پایه ی اسیدی[1] قرار دارند. دیگر ویژگی هایی مانند آب گریزی سوبسترا، انرژی آزاد سطح، بار سطح، و خشونت سطحی همگی برای یافتن ارتباط با تعداد باکتری چسبیده به سطح، در مطالعات in vitro مورد پژوهش قرار گرفته اند. بسیار از ویژگی های سطح که در بالا گفته شد، در فصل های بعدی توضیح داده شده اند.

1- Acid-base bonding

نقش خشونت سطحی در ایجاد بیوفیلم به طور گسترده ای مورد بررسی قرارگرفته است. درشرایط in vivo دیده شده است که سطوح صاف از سطوح خشن بیوفیلم کمتری جذب می‌کنند. همچنین در شرایط in vivo دیده شده است که سطوح آب گریزی که بالای لثه هستند از سطوح آب دوست در یک بازه ی ۹ روزه، بیوفیلم کمتری به خود جذب می کنند.با یک افزایش در میانگین شاخص خشونت سطح بالاتر از آستانه ی ۰/۲ میکرومتر یا یک افزایش در انرژی آزاد سطح ، دیده شد که تجمع بیوفیلم برروی مواد دندانی افزایش می یابد. زمانی که هر دوی این ویژگی ها با یکدیگر اثر می کنند، مشاهده شد که خشونت سطحی تاثیر بیشتری بر تجمع بیوفیلم می گذارد. ایجاد خشونت سطحی به وسیله ی ابریژن، اروژن، پالیش با هوا یا دستگاه های اولتراسونیک ، یا پالیش نکردن بعد از ساخت یک ترمیم هم به تجمع بیوفیلم ربط داده شده اند.

در شرایط in vivo دیده شده که چسبندگی باکتری ها با ایجاد پلیکل به طور محسوسی کاهش می یابد، صرف نظر از سوبسترای زیرین. دیده شده که تشکیل پلیکل بر روی یکسری از خصوصیات سطحی خاص مواد زیستی تا حدی تاثیری پوشاننده دارد.

دیده شد که سطوحی که انرژی سطحی پایینی دارند، به دلیل انرژی اتصال پایین بین باکتری و سوبسترا حتی بعد از چندین روز حضور در حفره ی دهانی انسان ، کمترین میزان پلیکل چسبنده را دارا می باشند. متقابلا بالاتر بودن انرژی سطحی بسیاری از مواد ترمیمی در مقایسه با سطح دندان ممکن باعث استعداد بیشتر سطوح و لبه های ترمیم برای تجمع دبری ها، بزاق و باکتری شود. این ممکن است یکی از دلایل بالا بودن بروز نسبی پوسیدگی های ثانویه (راجعه[1]) در مینای لبه ی ترمیم‌های کامپوزیتی و آمالگام باشد.

تحقیقات در مورد بیوفیلم های دهانی بر روی مواد ترمیمی را می‌توان به طور کلی به in vivo، in situ، in vitro تقسیم کرد، که آخری شامل تحقیقات تک گونه ای یا چند گونه ای است. بیوفیلم هایی که روی سطوح مواد ترمیمی تشکیل می شوند می توانند در ضخامت و توانایی زیستن با یکدیگر تفاوت داشته باشند. مطالعات in vivo و in situ که برروی تشکیل شدن پلاک بر مواد دندانپزشکی انجام شده اند نتایج متناقضی داشته اند ، و هنوز روال مشخصی درمورد تجمع بیوفیلم بر روی مواد یافت نشده است.

دیده شده است که میزان ارگانیسم های پوسیدگی زا(کاریوژنیک[2]) مانند استرپتوکوک موتانس در بیوفیلم مجاور ترمیم های رزینی خلفی بیشتر از ترمیم های آمالگام یا گلس آینومر است.تشکیل بیوفیلم دهانی را به خشونت سطحی کامپوزیت رزینی، تجزیه ماده به دلیل تولید اسید توسط ارگانیسم های پوسیدگی زا، هیدرولیز ماتریکس رزینی، و کاهش ریزسختی[3] سطح ترمیم، مربوط دانسته اند. استاراز ها با منشا بزاقی و باکتریایی را نیز از عوامل تجزیه دانسته اند. همچنین این نظریه مطرح شده است که باکتری های پلانکتونی این قابلیت را دارند که وارد فضای چسبنده ی بین دندان و ماده ی ترمیمی بشوند، که به پوسیدگی ثانویه و آسیب پالپی می انجامد. در مقابل دیده شده است که مقادیر ناچیزی از رزین پلیمریزه نشده، مونومرهای رزینی، و محصولات حاصل از تجزیه ی بیولوژیک رزین مانند: (2,2-bis[4(2,3-hydroxyprppoxy)phenyl]prppane(BisHPPP، triethylene glycomonomethacrylate(TEGMA)، triethylene glycol(TEG) و اسید متاکریلیک(MA)، رشد باکتری های دهانی در نزدیکی ترمیم‌های رزینی را تعدیل می کنند. تمام این فاکتور ها باعث ایجاد چرخه ای از تعاملات بین باکتری و سطح می شوند که خشونت سطحی را بیشتر افزایش می دهد، در نتیجه مینای مجاور در خطر بیشتر پوسیدگی های ثانویه قرار می گیرد. اخیرا اتصال باکتری ها به آلیاژهای ریختگی و آمالگام‌های دندانی مورد توجه کمی قرار گرفته اند زیرا به دلیل نگرانی های جهانی در مورد جیوه(Hg) و محیط زیست، استفاده از آمالگام در حال توقف است. در مورد بیوفیلم های روی آلیاژ های ریختگی با پایه طلا گزارش شده است که این بیوفیلم ها دارای توان زیستی پایینی هستند، که دلیل آن احتمالا بخاطر اثر باکتریواستاتیک[4] طلا می باشد. در مورد بیوفیلم های موجود بر روی آمالگام نیز پایین بودن توان زیستی گزارش شده است، که میتوان دلیل آنرا وجود فرم Hg(II) جیوه در ترکیب

1- recurrent

2- cariogenic
3- microhardness
4- bacteriostatic

آمالگام دندانی دانست. جالب توجه است که در مطالعات in vi-tro و in vivo مشاهده شده است که ترمیم های آمالگام میزان باکتری های مقاوم به جیوه را افزایش می دهند. در باکتری های دهانی مقاومت به آنتی بیوتیک ،به ویژه تتراسایکلین، همزمان با مقاومت به جیوه دیده شده است. ولی شایان ذکر است که باکتری های مقاوم به جیوه در کودکانی پرکردگی آمالگام نداشتند یا تابه حال درمعرض آمالگام قرار نگرفته بودند نیز یافت شده اند.

اطلاعات در مورد مورفولوژی بیوفیلم موجود بر روی ترمیم های سرامیکی محدود است، اگر چه به طور کلی مورد قبول است که روکش های سرامیکی به نسبت ساختار دندانی مجاور خود بیوفیلم کمتری جذب می کنند. اخیرا در مطالعات in vitro بر روی سطوح زیرکونیایی، آشکار شده است که استفاده از وسایل جرم گیری دستی یا اولتراسونیک باعث افزایش خشونت سطحی می شود. بر این اساس می توان این تئوری را مطرح کرد که بعد از اعمال پروفیلاکسی دندانی با افزایش تجمع بیوفیلم رو به رو خواهیم شد.

بیوفیلمی که به بیس رزینی دنچر متصل می شود، غالبا دارای گونه هایی ای از مخمر به نام کاندیدا است. ولی احتمالا اتصال اولیه ی باکتری ها مانند استرپتوکوک به بیس دنچر باید اتفاق بیافتد تا گونه های کاندیدا بتوانند بیوفیلم را تشکیل دهند. این اتفاق به مشاهده ی باکتری بر روی دنچر در ساعات اولیه و مشاهده ی گونه های کاندیدا بعد از چند روز، و همچنین توانایی گونه های کاندیدا در اتصال به دیواره ی سلولی استرپتوکوک نسبت داد. وجود بیوفیلم بر روی دنچر را معمولا مرتبط با استوماتیت دنچر[1](التهاب مزمن مخاط دهان) در بیماران مسن و دارای نقص سیستم ایمنی می دانند. برای برداشت بیوفیلم از روی دنچر معمولا نیاز به روش ها مکانیکی و/یا شیمیایی است و به خاطر چسبندگی بیوفیلم به بیس های رزینی این مشکل کلینیکی بزرگی می باشد.

تجمع بیوفیلم بر روی گلس آینومر و گلس آینومر تقویت شده با رزین[2] را با افزایش خشونت سطحی این مواد زیستی مرتبط دانسته اند. مواد آزاد کننده فلوراید، گلس آینومر و مخصوصا کامپومرها، این توانایی را دارند که اسید تولید شده توسط باکتری های درون بیوفیلم را خنثی کنند. فلوراید می‌تواند فواید کریواستاتیک[3] از خود بروز بدهد و ممکن است بتواند در in vi-tro در شرایط پوسیدگی‌زای شبیه سازی شده، بر روی متابولیسم باکتری ها تاثیر بگذارد. اگرچه که این فرضیه مطرح است که به دلیل حجم بالای بزاق در دهان غلظت فلوراید به حدی نیست که بتواند محافظت ضدباکتریایی ای در حد کل دهان داشته باشد، از لحاظ نظری این میزان از فلوراید آزاد شده می تواند برای کاهش میزان دمنیرالیزه شدن ساختار مجاور ترمیم‌های گلس آینومر و گلس آینومر تقویت شده با رزین کافی باشد. به علاوه مواد گلس آینومری می توانند با در معرض خمیردندان‌های فلوراید دار قرار گرفتن دوباره مملو از فلوراید شوند و کاهش مشخصی که در آزاد سازی فلوراید د رطول زمان رخ می دهد را جبران نمایند. قابل توجه است که مطالعات بیشتری لازم است زیرا مطالعات بالینی به خوبی نشان نداده اند که مواد ترمیمی آزاد کننده فلوراید توانایی کاهش قابل ملاحظه پوسیدگی ثانویه در مقایسه با موادی که فلوراید آزاد نمی کنند ،دارد یا خیر.

تجمع بیوفیلم بر روی تیتانیوم و آلیاژ های تیتانیوم که در ایمپلنت های دندانی به کار می روند توجه زیادی را به خود جلب کرده اند، زیرا بیوفیلم نقشی قابل توجه در موفقیت ایمپلنت بازی می کند. دیده شده که ترتیب کلونیزه شدن میکروبی و تشکیل بیوفیلم در ایمپلنت های دندانی مشابه دندان است، ولی در الگوهای کلونیزه شدن اولیه تفاوت دارد. چندین مطالعه ی in vivo تائید کرده اند که کاهشی در میانگین ماده ایمپلنت پایین از حد ۰/۲ میکرومتر تاثیر زیادی بر چسبندگی، کلونیزه شدن یا ترکیب باکتریایی ندارد.در مقایسه با سطوح پرداخت شده ی تیتانیومی، سطوح تیتانیومی ایمپلنتی که با تیتانیوم نیترید(TiN) تقویت شده اند، در شرایط in vivo چسبندگی باکتریایی و تشکیل بیوفیلم کمتری از خود نشان دادند، درنتیجه احتمالا تجمع بیوفیلم و پریامپلنتایتیس بعد آن کاهش پیدا می‌کند. یافت شده است که دیگر ویژگی های موثر مانند آبگریزی ، شیمی سطحی، و انرژی آزاد سطحی ماده ایمپلنت، نقشی حیاتی در چسبندگی باکتری ها به مواد ایمپلنت دندانی دارند. همچنین

1- Denture stomatitis
2- Resin-modified glass ionomer
۳- Cariostatic:متوقف کننده ی پوسیدگی

فصل

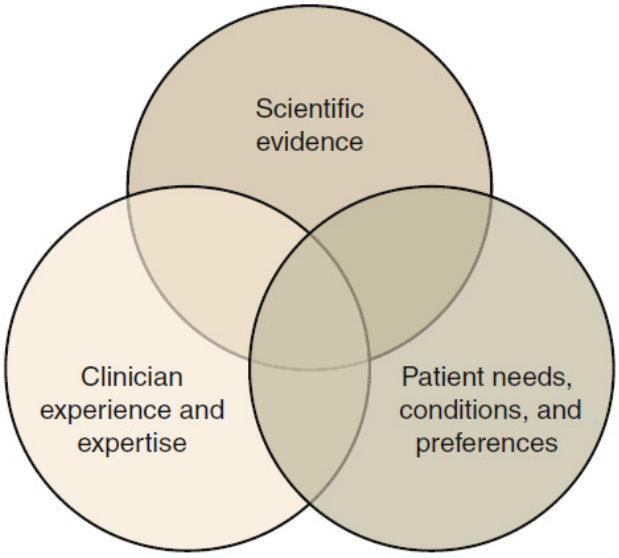
۳

طرح درمان براساس مواد

در ایـن بخـش ۲ مفهـوم در طـرح درمـان دندانـی معرفـی مـی شـود: دندانپزشـکی مبتنـی بـر شـواهد و طراحـی بـر پایـه مـواد. از هـر دو مفهـوم جهـت ارتقـا طـرح درمـان مناسـب کـه نیـاز و الویـت بیمـار و همچنیـن مـواد مناسـب بـرای بـرآورده کـردن ایـن نیازهـا را دارد، اسـتفاده مـی شـود.

دندانپزشکی مبتنی بر شواهد

انجمـن دندانپزشـکی آمریـکا(ADA) ،دندانپزشـکی مبتنـی بـر شـواهد را بـه عنـوان یـک روش مراقبـت دهانـی کـه بـه ادغـام مدبرانـه ارزیابـی سیسـتمیک علائـم علمـی بـه صـورت کلینیکـی، همـراه بـا شـرایط پزشـکی دهـان و تاریخچـه بیمـار احتیـاج دارد ، همـراه بـا مهـارت کلینیکـی دندانپزشـک و درمـان مـورد نیـاز بیمـار و اولویـت هایـش تعریـف مـی کنـد. (http://ebd.ada.org) ایـن روش بیمـار محـور اسـت و متناسـب بـا نیـاز هـا و اولویـت هـای بیمـار اسـت. همـه ایـن ۳ عنصـر در پروسـه تصمیـم گیـری مراقبـت از بیمـار بـه کار گرفتـه می‌شـود (شـکل۳-۱).



شکل۱-۳: عناصر دندانپزشکی مبتنی بر شواهد

نشانه بیمار

نیازهـا، شـرایط و الویت های بیمار در پروسـه تشـخیص و طـرح درمان به کار گرفتـه مـی شـود. ابتـدا توجه به نیازهـای بیمار و تاریخچه پزشـکی و یـا دندانپزشـکی صـورت مـی گیـرد. در این مرحلـه، عملکـرد ترمیم های سـابق و یـا موجـود ، از نظـر موفقیـت یـا شکسـت بایـد در نظـر گرفتـه

شـود. اغلـب ایـن شـاخص خوبـی بـرای تعییـن وضعیـت محیـط دهان و همچنیـن پیـش آگهـی (پروگنـوز) موفقیـت اسـتفاده از مـواد مشـابه در ایـن محیـط اسـت. نیمـرخ صـورت و عضـلات اوروفاسـیال بیمـار تعییـن کننـده خوبـی بـرای نیروهـای بالقوه اکلوزال اسـت. الگوهای سـایش روی سـطوح اکلـوزال نشـان دهنـده دنـدان قروچـه، clenching، نیروهـای اکلوزالـی و حـرکات مندیبل اسـت. abfractionهای سـرویکالی احتمالا نشـان دهنـده تمـاس هـای اکلوزالـی سـنگین همـراه بـا دنـدان قروچه و تداخـلات اکلوزالـی اسـت و همچنیـن می تواند با مسـواک زدن خشـن و شـرایط اسـیدی همـراه باشـد. erosion در دنـدان های قدامی مشـخصا نشـان دهنـده افزایـش مواد اسـیدی در رژیم غذایی اسـت و سـایش کلی بـدون تروما اکلـوزال مـی توانـد نشـان دهنده یـک بیماری سیسـتمیک مثـل بیمـاری رفلاکـس معـده بـه مـری (GERD) باشـد. هـر کـدام از ایـن شـرایط مـی توانـد طـول عمـر درمـان ترمیـم را بـه خطـر بیانـدازد. محیط‌هـای ناملایـم غیـر معمـول بـه طراحـی دقیـق ترمیـم و انتخـاب مـوادی نیـاز دارد کـه برخـی اوقـات نسـبت بـه حالـت معمـول متفـاوت اسـت. بنابرایـن مـواد دندانـی مختلـف بایـد بـا در نظـر گرفتن مشـکلات و نیازهـای بیمـار در انتخـاب شـود. ترکیـب اطلاعات بیمـار و خصوصیات مـواد مـی توانـد منجـر به شـکل گیـری طـرح درمـان جامع تری شـود.

نشانه های علمی

زمانـی کـه بـه دنبال نشـانه هـای علمـی هسـتیم، بهترین علائـم موجود از جمـع آوری مـرور مقـالات علمـی اسـت کـه اطلاعاتـی جهـت اطـلاع دادن بـه دندانپزشـک و بیمـار فراهـم مـی کنـد. از بالاترین سـطح اعتبار جهـت بـه حداقـل رسـاندن خطـا اسـتفاده مـی کنیـم. ایـن مطالعـات به صورت مشـخص متـا آنالیزکارآزمایی‌هـای کنترل شـده تصادفی (RCT)، systemic review و individual RCT اسـت. سـطح پاییـن تـری از اعتبـار درcase studies cohort studies، و case reports یافـت می‌شـود. مطالعـات آزمایشـگاهی بـه عنـوان شـواهد دیگـر ذکر شـده اند بـه ایـن دلیـل کـه یـک ارتبـاط بالینـی تنهـا بـا بـرون یابـی داده هـای آزمایشـگاهی بدسـت مـی آیـد. ذکـر تحقیقـات بنـچ یـا آزمایشـگاهی به عنـوان شـواهد دیگـر نبایـد بـه ایـن معنـی تلقـی شـود کـه تحقیـق بنچ معتبـر و مفیـد نیسـتند. سلسـله مراتـب شـواهد ارائـه شـده بـرای داده مبتنـی بـر شـواهد، (EBD)بـر اسـاس کارآزمایـی هـای بالینـی انسـان اسـت کـه تسـت‌های آزمایشـگاهی در بهتریـن حالـت تنهـا یـک شـبیه سـازی اسـت.

TABLE 3.1 Assessing the Quality of Evidence

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		

RCT،کارآزمایی تصادفی کنترل شده SR،بازبینی سیستمیک

a مطالعه ی تشخیصی کوهورت با کیفیت بالا:طرح کوهورت،سایز مناسب،طیف کافی بیماران،کور سازی ،یک مرجع استاندارد ، واضح و ثابت.

b RCT با کیفیت بالا،پنهان سازی توزیع،درصورت امکان کورسازی ،آنالیز به منظور درمان ،قدرت آماری کافی و پیگیری مناسب (بیش از ۸۰٪)

c در یـک مطالعـه (همـه یـا هیـچ) ،درمـان باعـث تغییـر نمایشـی در نتایـج میشـود. بـه طـور مثـال مصـرف آنتـی بیوتیـک در منتزیـت یـا جراحـی آپاندیـس مانـع تحقیـق در یـک Control trial میشـود.

از طریـق new manMG, HujoelJEBDP سیسـتم طبقـه بنـدی بهبـود یافتـه و توانایـی ارائـه طبقـه بندی(Sort)بـرای دسـتورالعملها و بازبینـی سیسـتمیک اتخـاذ گردیـده اسـت۱۵-۱۴۷:۷:۲۰۰۷JEVID Based Dent pract

به دلیل پدید آمدن مواد جدیدی که نسبت به محصولات موجود از کیفیت بالاتری برخوردارند،دیگر نیازی به آزمایشات بالینی توسط سازمان دارو و غذا(FDA)،انتشارات و مطالعات آزمایشگاهی که اغلب تنها اشکال شواهد علمی موجود برای مواد خاص میباشد ،نیست. این به آن معنی نیست که شواهدی در دسترس نیست. با این حال پزشکان با وجود اعتبار علمیشان، باید محدویتهای این داده هارا در زمان بکارگیری آنها در شرایط کلینیکی و تصمیمات درمانی در مورد بیمار تشخیص دهند. (جدول۳-۱)

محققان در علم مواد دندانی،ارتباط بین یک یا دو ویژگی فیزیکی و مکانیکی مواد و اجرای بالینی را مورد تجزیه و تحلیل قرار دادهاند. با وجود اینکه بکارگیری تستهای آزمایشگاهی جهت ارزیابی اجرای فرمول ها متفاوت با مواد مشابه امکان پذیر است ولی پیش بینی کامل بالینی باید صورت گیرد. تفاوتها در اشکال آزمایشات، هندسه نمونه ها ،پردازش نمونه ها و شرایط محیطی باعث ایجاد مقایسه مستقیم بین آزمایشات سخت می گردد. با این حال آگاهی از این آزمایش ها و اطلاعات بدست آمده از طریق آنها،راهبردهایی برای انتخاب مواد در یک شرایط ویژه مهیا می سازد.آزمایشات و ویژگیها بررسی شده در بخش۵ آورده شده است.

طرح درمان دندانی

هر بیمار به واسطه ی محیط دهانی و فیزیولوژی عمومی خود، منحصر به فرد است.این مجموعه ای از موقعیتها و چالشها را در انتخاب موفق مواد در یک طرح درمان ایجاد می کند.در بخش بعد، ما پیشنهادهای spear وkokish که شامل استدلالهایی جهت انتخاب مواد بر روش طرح درمان است را به شما ارائه خواهیم داد.آنها از یک فرآیند طرح درمانی حمایت می کنند که با یک ارزیابی همه جانبه زیبایی آغاز می گردد و در ادامه عملکرد،ساختار و بیولوژی این روند را مد نظر قرار می دهد. تصمیمات اتخاذ شده در هر مرحله مستقیما بر مراحل بعدی تاثیر می گذارد.درمان با مشکلات دقیق شروع شده و قاعدتا زمینه به سوی گامهای بعدی مهیا می شود و به طور واضح میان پزشکان مسئول ارائه درمان به بیمار انتقال می یابد. در جدول۳-۲خلاصه ای از روشها یا سؤالات مختص هر مرحله ارائه شده و مواد و ویژگیهای مربوطه مورد توجه قرار گرفته است.

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)

TABLE 3.2 Decision Matrix for Selecting Dental Materials[a]

Assessment and Factors	Query	Relevant Dental Materials and Properties (Chapter No.)
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.*

یک ارزیابی زیبایی،وضعیت میدلاین و طول دندانهای اینسایزور فک بالا و فک پایین را که بر حالت سطح اکلوزال دندانهای خلفی تاثیر گذار است مورد تجزیه و تحلیل قرار می دهد که این وضعیت به نوبه ی خود بر عملکرد آنها اثر می گذارد. ارزیابی زیبایی با بررسی وضعیت دندانهای سانترال فک بالا نسبت به لب بالایی آغاز می‌گردد. در صورتیکه لبه انسیزال به اندازه ی کافی نمایان نباشد، می‌توان لبه‌ی انسیزال را با عمل جراحی، ارتودنسی یا شیوه های ترمیمی با استفاده از مواد دندانی بلند تر کرد. اکثر فرهنگها موادی را ترجیح می دهند که شبیه ساختمان دندان(دنتیشن) طبیعی، از نظر رنگ،بافت و انعکاس بنظر برسد. سرامیکها و کامپوزیتهای رزینی این ویژگیها را از خود نشان می دهند.چندین نمونه برای این دو دسته مواد موجود میباشد. سرامیکها در فصل ۱۱ و کامپوزیتهای رزینی در فصل۹ مورد بحث قرار میگیرند. نکته بعدی قابل توجه در زیبایی, محل میدلاین و inclination دندانهای اینسیزور فک بالا می باشد.خصوصیات سطح لیبیال و inclination ،بر انعکاس نور دندانهای اینسایزور اثر گذار است. بیشترین انعکاس نور زمانی است که سطح لیبیال نسبت به سطح اکلوزال عمود باشد.اصلاح میدلاین و inclination لیبیال را میتوان با دندانپزشکی ارتودنسی یا ترمیمی انجام داد. در فصل ۴ به ویژگیهای سطح،نور،انعکاس و رنگ پرداخته می شود.

در گام بعدی پلن اکلوزال دندانهای خلفی فک بالا نسبت به حالت ایده‌آل لبه انسیزال فک بالا سنجیده می شود. اصلاح پلن اکلوزال دندانهای خلفی با جراحی یا روشهای ترمیم صورت می‌گیرد. مواد مورد استفاده جهت تنظیم اکلوزال دندانهای خلفی مشابه مواد ترمیمی دندانهای قدامی است. با این حال باید عملکرد دندانهای خلفی و روابط اکلوزال را در انتخاب مواد در نظر داشت. سایش مواد در برخورد به اندازه مقاومت در برابر نیروهای اکلوزالی از موارد قابل توجه است. بحث در خصوص نیروها و سایش ها در فصل۴ و فلزات و آلیاژها در بخش۱۰ صورت گرفته است. سطح لثه دندان های قدامی نقش مهمی در زیبایی دارند. همین طور ظاهر لبه لثه ترمیم های قدامی، زیبایی کلی آن ها را تحت تاثیر قرار می دهد. سرامیک ها می توانند برای ساخت ترمیم ها با لبه لثه زیبا به کار روند. ترکیب سرامیک‌ها و فلز در لبه لثه، مثل ترمیم های سرامیک-فلز، می تواند دستیابی به لبه لثه زیبا را سخت تر کند. مواد سرامیک-فلز در فصل ۱۰ و ۱۱ مورد بحث قرار گرفته اند.

پس از تکمیل ارزیابی و تصمیم گیری در خصوص دندان های قدامی و خلفی ماگزیلا، دندان های قدامی و خلفی مندیبل می توانند ارزیابی و طراحی شوند.

میتوان دندانهای از دست رفته را با پروتزهای ثابت یا متحرک و یا ایمپلنت بازسازی کرد. مواد مورد نیاز جهت ساخت پروتزهای ثابت، سرامیک ها و فلزها میباشد. در ساخت پروتزهای متحرک یا دندانهای مصنوعی پارسیل متحرک از همین مواد و پلیمرها استفاده میشود. پلیمرهای بکار رفته در دندانهای مصنوعی متحرک درفصل ۹ مورد بحث قرار می گیرند. دندانهای یک واحدی یا چند واحدی از دست رفته را میتوان با ایمپلنت به گونه ای باز سازی کرد که شکل وحالت ریشه دندان را داشته باشد و ترمیم هایی از جمله روکش یا پروتزهای ثابت دندانی را بر روی خود حفظ کند. توضیح مفصل ایمپلنت ها در فصل۱۵ آمده است. مواد چسپنده و سمان‌ها جهت نگه داشتن پروتزها به ساختمان دندان ها در فصل۹و۱۳ مورد بحث قرار گرفته اند. طرح زیبایی با اکلوژن عملکردی از طریق همانند سازی دنتیشن بیمار و روابط اکلوزالی و سپس قرار دادن این کست ها بر روی یک آرتیکولاتور تکمیل می گردد. مواد مورد نیاز جهت همانند سازی دنتیشن و بافت های دهانی مواد قالب گیری نامیده میشود. این مواد قالب یا مولد منفی بافت ها را شکل می دهد که در آن موادrigid setting که معمولا گچ است برای ساختن قالب مثبت بافت های دهانی ریخته می شود. مواد قالب گیری و ریختگی در بخش ۱۲ توضیح داده شده است.

ارزیابی بیولوژیکی ،تشخیص ها و طرح درمان را تسهیل میکند. در این مرحله سلامت بافت های حمایتی پریودنتال از جمله لیگامان پریودنتال و شرایط محیطی دهانی همچنین شرایط مینا، عاج و پالپ مورد ارزیابی قرار می گیرد. در صورت وجود بیماریهای حاد، نظیر پوسیدگی دندان، جهت تثبیت شرایط، پیش از استفاده از مواد نهایی، مواد واسطه در دندان بکار می رود. در فصل ۸ به توضیح در خصوص مواد واسطه می پردازیم و همچنین بحث در مورد محیط دهانی در فصل۲ به میان خواهد آمد.

همانطورکه در ابتدای این فصل ذکر شد،رفتارها و ترجیحات بیمار باید مد نظر قرار گیرد. ممکن است بیمار نیاز به آموزش جهت پیشگیری و همچنین حفظ درمان دندانی داشته باشد. مواد پیشگیرنده در بخش ۸ مورد بحث قرار گرفته است. عملکرد اولیه درمان دندانی باید ارزیابی گردد. توجه به واکنش ها نسبت به مواد استفاده شده در ترمیم های اولیه ضروری است. در فصل ۶ به زیست سازگاری و واکنش های بافت پرداخته شده است.

جهت آگاهی از موضوعاتی که در هرمرحله از طرح درمان باید مورد توجه قرار گیردو همچنین ویژگیها و مواد دندانی مربوط، به جدول ۳-۲ مراجعه کنید. چندین فصل از کتاب به مواد و ویژگیهای آنها برای اطلاعات و بررسی بیشتر اختصاص داده شده است.

Bibliography

American Dental Association. *ADA Center for Evidence-Based Dentistry.* <http://ebd.ada.org/>; Accessed 03.10.17.

Bader JD. Stumbling into the age of evidence. *Dent Clin North Am.* 2009;53(1):15.

Forrest JL. Introduction to the basics of evidence-based dentistry: concepts and skills. *J Evid Based Dent Pract.* 2009;9(3):108.

Forrest JL, Miller SA. Translating evidence-based decision making into practice: EBDM concepts and finding the evidence. *J Evid Based Dent Pract.* 2009;9(2):59.