

مرور سریع مواد دندانی

سرکار خانم دکتر پیرمردیان

«پیش به سوی مثبت اندیشی»

بزرگترین منبع شادی و مثبت اندیشی توانایی شکرگزاری در تمام زمان هاست .

دوست عزیز؛ از شما خواهشمندیم جهت حمایت از محصولات علمی و آموزشی، از در اختیار قرار دادن جزوات خود به دیگران جداً خودداری نمائید.

اگر عزیزانی به دلیل مشکلات مالی درخواست کپی از جزوات شما را دارند، ایشان را به واحد حمایت از دانشجویان موسسه راهنمایی نمائید تا علاوه بر جزوات، فیلم های کلاسی که مکمل اصلی جزوه ها می باشند را با شرایط ویژه در اختیار آنها قرار دهیم.

با تشکر از فرهنگ بالای شما

موادی که برای جایگزینی بخش های از دست رفته دندانی استفاده می شوند در معرض چالش های متعددی از سمت محیط دهان و نیروهای جوشی قرار دارند و ممکن است در اثر فرایندهای کنترل بهداشت (مسواک و خمیر دندان) نیز دچار آسیب شوند. خواص مواد معیار مناسبی برای انتخاب آنها برای کاربردهای درمانی گوناگون است. ارتباط میان موفقیت بالینی یک ماده با برخی ویژگی های آن مواد اثبات شده که از این اطلاعات می توان برای ارتقای مواد دندانپزشکی استفاده کرد. در مورد برخی از مواد، ویژگی هایی وجود دارد که آن ماده باید میزان حداقلی از آنها را داشته باشد تا بتواند نتایج قابل قبولی ارائه دهد این مقادیر حداقلی در استانداردها یا مشخصات فنی تبیین شده است.

انسستیتوی استاندارد ملی آمریکا (ANSI) و انجمن دندانپزشکی آمریکا (ADA)، به همراه سازمان بین المللی استانداردسازی (ISO) و سازمان های فدرال، بیش از ۱۰۰ استاندارد برای مواد دندانپزشکی تبیین نموده اند. این اطلاعات برای انتخاب مواد دندانپزشکی و اطمینان از کیفیت آنها ضروری است.

انتخاب یک ماده دندانپزشکی علاوه بر خواص فیزیکی، مکانیکی، حرارتی و نوری باید با توجه به تأثیر آن ماده بر بافت های دهانی و اثرات سمی احتمالی آن نیز باشد.

خواص زیستی یا
biocompatibility
تغییرات ابعادی

✓ تغییرات ابعادی درصدی از انقباض یا انبساط ماده است.

ثبات ابعادی در تهیه قالبها و مدل ها بر دقت رستوریشن هانهایی اثر دارد. تغییرات ابعادی ممکن است در حین ست شدن در اثر یک واکنش شیمیایی (مواد قالب گیری الاستومری یا مواد ترمیمی رزین کامپوزیتی) و یا در اثر سرد شدن (الگوهای مومی یا رستوریشن های طلا در حین ساخت) رخ دهد. برای مقایسه ساده تر مواد، تغییرات ابعادی (dimensional change) معمولاً به صورت درصدی از طول یا حجم اصلی بیان می شود. میزان تغییرات ابعادی یک ماده الاستومری نشان دهنده دقت آن ماده است.

تغییرات ابعادی حجمی سه برابر تغییرات ابعادی خطی همان ماده است و البته اندازه گیری دشوارتری دارد.

تغییرات ابعادی حرارتی

در محیط دهان تغییرات دمایی زیادی روی می دهد که باعث تغییرات ابعادی در مواد و ساختارهای دندانی می شوند. از آنجایی که معمولاً انبساط حرارتی مواد ترمیمی و بافت های دندان یکسان نیست، به یک میزان منبسط یا منقبض نمی شوند که می تواند به نشت مایعات دهانی در حدفاصل ترمیم و دندان منجر شود.

انبساط حرارتی خطی مواد را می توان با اندازه گیری طول یک ماده در دو دما محاسبه کرد. برای مقایسه راحت تر، انبساط حرارتی خطی به صورت ضریب انبساط حرارتی بیان می شود. (جدول ۱-۲)

✓ ضریب انبساط حرارتی خطی یک ماده، میزانی از افزایش طول است که به ازای ۱ درجه افزایش دما، در هر واحد از طول ماده روی می دهد.

ضریب انبساط حرارتی برای یک ماده در تمام محدوده های دمایی یکسان نیست و غالباً در مایعات از جامدات بیشتر است. ضریب انبساط حرارتی برای موم با افزایش حرارت در بعضی از نقاط افزایش میابد. معمولاً ضریب انبساط خطی به جای ضریب انبساط حجمی حرارتی گزارش می شود.

مواد دندانی - ۲

سرامیک
دندان و آلیاژ طلا
آمالگام و کامپوزیت
پلیمرهای فاقد فیلر

رابطه میان ضریب انبساط حرارتی دندان و مواد ترمیمی اهمیت دارد. برای مثال در آمالگام و کامپوزیت سه تا پنج برابر و در پلیمرهای فاقد فیلر پنج تا هفت برابر دندان است در حالیکه برای سرامیک یک دوم تا یک سوم و در مورد آلیاژهای طلا تقریباً برابر با دندان انسان است.



اگر ترمیم کامپوزیتی با باند ضعیف به دندان متصل شده باشد یک نوشیدنی سرد، ترمیم را بیشتر از دندان منقبض می کند و درزهای کوچکی در حدفاصل این دو ماده ایجاد می کند که مایعات دهانی می توانند به این فضا نفوذ کنند و وقتی دما به حالت عادی برگردد، این مایع به بیرون از این فضا هل داده می شود. این پدیده Percolation نامیده می شود و وقوعش به رابطه ضریب انبساط حرارتی مواد و دندان و قدرت باند بین آنها بستگی دارد. در آمالگام بر خلاف سایر مواد ترمیمی



Percolation به دلیل تحریک احتمالی پالپ دندان و پوسیدگی راجعه نامطلوب در نظر گرفته می شود. در آمالگام دندانیبر (خلاف سایر مواد) در اثر پر شدن فضای اینترفیشیال با محصولات ناشی از خوردگی آمالگام، به مرور زمان شاهد کاهش Percolation هستیم.



اگر کامپوزیت با قدرت کافی به دندان باند شده باشد، اختلاف ضریب انبساط حرارتی منجر به ایجاد استرس در اینترفیس می شود که به مرور زمان به شکست باند می انجامد. ← و در ادامه percolation

TABLE 2-1 Range of Linear Thermal Coefficient of Expansion of Dental Materials in the Temperature Range of 20° to 50°C

Material	Coefficient ($\times 10^6 / ^\circ\text{C}$)
Human teeth	8-15
Ceramics	8-14
Glass ionomer base	10-11
Gold alloys	12-15
Dental amalgam	22-28
Composites	25-68
Unfilled acrylics and sealants	70-100
Inlay wax	300-1000



واحد

دندان و سرامیکها
کلاس اینومر
آلیاژ طلا
آمالگام
کامپوزیت
پلیمر فاقد فیلر
موم

کلاس اینومر
سرامیکها
دندان و آلیاژهای طلا
آمالگام
کامپوزیت
پلیمر فاقد فیلر
موم

هدایت حرارتی

موادی که رسانایی حرارتی بالایی دارند، رسانای خوبی برای گرما و سرما هستند. مواد هدایت حرارتی متفاوتی دارند: فلزات هدایت حرارتی بالاتری نسبت به پلیمرها و سرامیکها دارند به همین دلیل هنگامی که بخشی از دندان با یک ترمیم فلزی مانند آمالگام یا آلیاژ طلا جایگزین می شود، امکان دارد دندان موقتا به تغییرات دمایی حساس شود. افرادی که اپلاینس های ارتودنسی و یا دنچر اکریلیک کامل دارند نیز متوجه اثرات دمایی این مواد می شوند. از هدایت حرارتی به عنوان معیاری برای انتقال حرارت استفاده شده است و با سرعت انتقال (شار) گرما در ارتباط است (جدول ۲-۲)

مینا و عاج در مقایسه با آلیاژهای طلا و آمالگام رسانای حرارتی ضعیفی هستند. (آمالگام از طلا بسیار ضعیف تر است) سمان گلاس اینومر از نظر هدایت حرارتی، شبیه ترین ماده به ساختار دندان است. دلیل استفاده از این سمان به عنوان عایق حرارتی در حفره های عمیق این است که هرچند عاج یک رسانای حرارتی ضعیف است، اما یک لایه نازک از آن محافظت حرارتی کافی برای پالپ فراهم نمی کند مگر اینکه از یک سمان به عنوان بیس در زیر ترمیم فلزی استفاده شود. ترمیم های کامپوزیتی رسانایی حرارتی مشابهی با ساختار دندان دارند. وارنیش ها و لاینرها رسانایی حرارتی پایینی دارند اما مقادیر به کار رفته از آنها به قدری نازک است که به عنوان عایق های حرارتی کاربردی ندارد.



طلا
آمالگام
بافت های دندانی و کلاس اینومر و کامپوزیت های دندانی
وارنیش ها و لاینرها

مواد دندانی - ۳

هرچه انتقال حرارتی یا رسانایی حرارتی پایین‌تر باشد، ماده در برابر حرارت عایق بهتری است.

Material	Thermal conductivity (cal/sec/cm ² [°C/cm])
Unfilled acrylics	0.0005
Zinc oxide-eugenol cement	0.0011
Human dentin	0.0015
Human enamel	0.0022
Composites	0.0025
Ceramic	0.0025
Zinc phosphate cement	0.0028
Dental amalgam	0.055
Gold alloys	0.710



الکتریکی خواص حرارتی

✓ گالوانیسم تولید جریان‌های الکتریکی است که بیمار می‌تواند احساس کند.

دو خاصیت الکتریکی جالب، گالوانیسم (galvanism) و خوردگی (کروژن) است. گالوانیسم در اثر وجود فلزات گوناگون در دهان ایجاد می‌شود. فلزاتی که در یک الکترولیت قرار می‌گیرند (مایعی که حاوی یون است) به یک اندازه برای ورود به محلول تمایل ندارند. آلومینیوم که از آلیاژهای آن به عنوان روکش موقت استفاده می‌شود، تمایل زیادی برای ورود به محلول دارد (پتانسیل الکترودی +۱.۳۳ ولت) اما طلا تمایل چندانی برای ورود به حلال ندارد (پتانسیل الکترودی -۱.۳۶) (شکل ۲-۱) مایعات دهانی به عنوان الکترولیت عمل می‌کنند و سیستم مشابه یک پیل الکتریکی است. وقتی دو ترمیم با هم تماس می‌ابند، شار الکتریکی به دلیل اختلاف پتانسیل ۲.۶۹ ولتی جریان می‌یابد و بیمار درد و غالباً طعم فلزی را گزارش می‌کند. برای جلوگیری از وقوع این مشکل از روکش‌های موقت پلیمری استفاده می‌شود که رسانایی الکتریکی ضعیفی دارند. خوردگی (کروژن) نیز ناشی از شرایط مشابهی است. وقتی دو ترمیم مجاور از فلزات گوناگونی باشند در اثر رویداد گالوانیک، یکی از فلزات شروع به ورود به محلول می‌کند و در نتیجه آن فلز دچار خشونت سطحی و تخلخل می‌شود. این رویداد می‌تواند در اثر آلوده شدن آلیاژ طلا به فلزی مانند آهن در لابراتوار و یا به دلیل تفاوت در غلظت عناصر در بخش‌های مختلف یک

منظور تمایل برای یونیزاسیون است

پس هرچه پتانسیل الکترودی مثبت‌تر و بزرگتر باشد تمایل فلز برای یونیزاسیون بالاتر است.

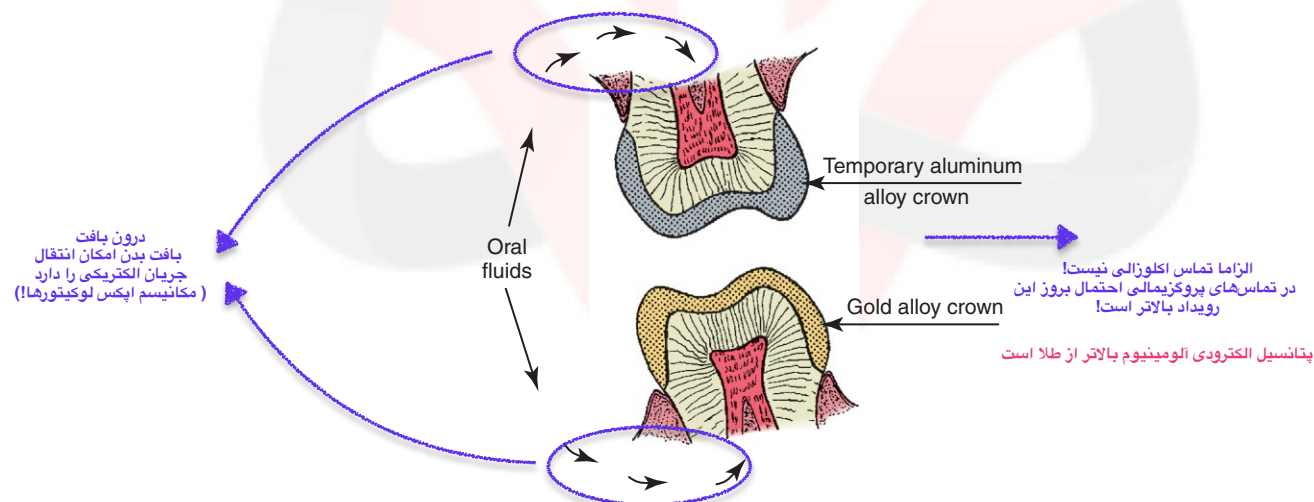


FIG 2-1 Diagrammatic sketch of opposing teeth with a gold crown and a temporary aluminum alloy crown indicating how galvanism can occur.

مواد دندانی - ۶

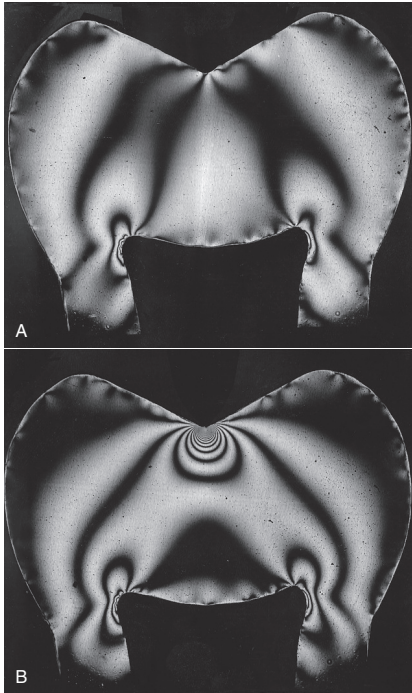


FIG 2-3 Cross-sectional model of a tooth under distributed force (A) and concentrated force (B).

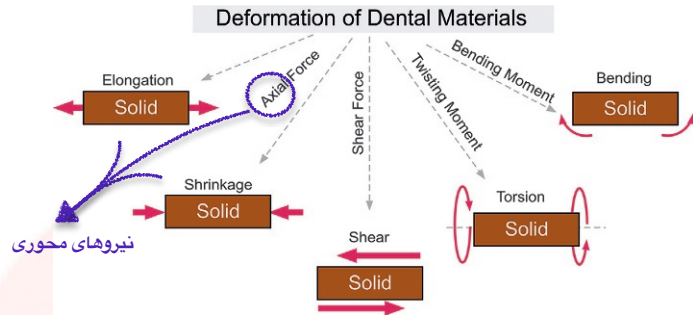


FIG 2-4 Schematic representation of tensile, compressive, shear, twisting, and bending forces and their corresponding deformations.

TABLE 2-3 Relationship of Force, Area, and Stress

Force (N)	Area (mm ²)	Stress (MPa)
111	645	0.1724
111	64.5	1.724
111	6.45	17.24
111	0.645	172.4
111	0.0645	1724.0

نیوتن بر متر مربع (پاسکال)

استرین

✓ استرین تغییر طول (در واحد طول یک ماده است که در اثر استرس ایجاد می‌شود. پس واحد ندارد. تغییر در طول یا تغییر شکل در واحد طول یک ماده، وقتی در معرض نیرو قرار داشته باشد با عنوان استرین شناخته می‌شود. استرین ساده‌تر از استرس است زیرا قابل مشاهده است. استرین فاقد واحد است. برخی از مواد دندانی، مانند مواد قالب‌گیری الاستومری، هنگام اعمال استرس، استرین زیادی می‌یابند و برخی دیگر، مانند آلیاژهای طلا یا مینای دندان، استرین پایینی نشان می‌دهند. یک ماده بریتل و یک ماده داکتایل (هر دو سفتی بالایی دارند)

منحنی استرس - استرین

یک ابزار مناسب برای مقایسه ویژگی‌های مکانیکی مواد، اعمال نیروهای مختلف به مواد و تعیین مقادیر استرس و استرین است. به نموداری که از مقادیر استرس و استرین به دست می‌آید منحنی استرس-استرین می‌گوییم. چنین منحنی می‌تواند به دنبال فشار، کشش یا اعمال نیروهای برشی تهیه شود (شکل ۵-۲). شکل و بزرگی منحنی استرس-استرین در انتخاب مواد اما ما غالباً نیروهای کششی را بررسی می‌کنیم.

مواد دندانی - ۷

TABLE 2-4 Elastic Moduli of Selected Dental Materials

Material	Elastic modulus (GPa)*
Silicone impression material	0.00015-0.001
Unfilled acrylic	2.8
Zinc oxide-eugenol cement	2.8
Adhesive resin layer	3.5-4.8
Zinc polyacrylate cement	3.9
Glass ionomer cement	5.5
Low-viscosity resin	5.8
Hybrid layer (composite/tooth)	8.0-9.0
Human dentin partially demineralized	13.0
Zinc phosphate cement	13.8
Composite	16.6
Human dentin	19.3
Dental amalgam	27.6
Human enamel	90.0
Gold alloy	96.6

کششی یا فشاری ندارد!



عاج دندانی نسبتاً دم شده مدول بالاتری نسبت به عاج دم شده اینفیلتره شده با ادهزیو دارد!

بر حسب محتوای فیبری

* 1 GPa = 1000 MPa.

دندانی حائز اهمیت است. در شکل ۵-۲، منحنی تا استرس ۲۷۶ مگاپاسکال، یک خط مستقیم یا (linear) است و پس از آن به فرم منحنی در می‌آید. این منحنی در استرس ۵۹۰ مگاپاسکال و استرین ۰.۲ در اثر پارگی نمونه به پایان می‌رسد.

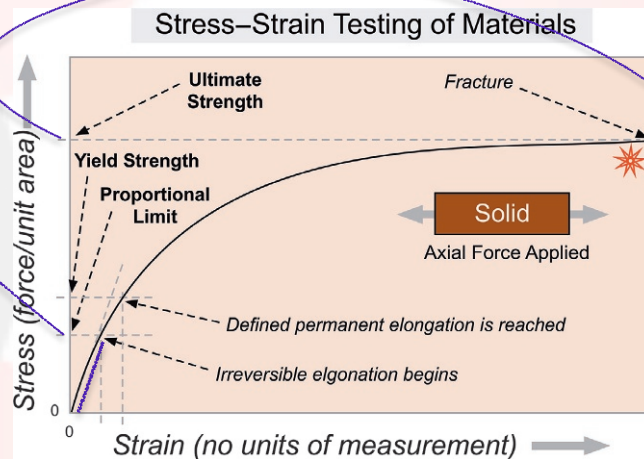


FIG 2-5 Stress-strain curve in tension for dental gold alloy with fracture point at asterisk (*).

مدول الاستیک

مدول الاستیک معادل نسبت استرس به استرین در محدوده خطی یا الاستیک منحنی استرس-استرین است. مدول الاستیک میزان سفتی یک ماده را نشان می‌دهد. (جدول ۴-۲) آلیاژهای طلا تقریباً سفتی مشابهی با مینای دندان دارند و کامپوزیت‌ها و سمان زینک فسفات در محدوده عاج هستند. آکریل‌های فاقد فیبر بسیار انعطاف پذیر هستند و مواد قالب گیری سیلیکونی انعطاف پذیرترین ترکیب هستند. از آنجا که تغییر شکل و خمش زیاد در اثر اعمال استرس مطلوب نیست، مواد قالب گیری الاستیک برای خروج راحت از دهان به مقادیر پایین مدول الاستیک نیاز دارند.



از نظر سفتی:
مینا = آلیاژهای طلا
سمان زینک فسفات = عاج = کامپوزیت
آکریل‌های فاقد فیبر
مواد قالب‌گیری الاستیک



حد الاستیک و استحکام تسلیم

حد تناسب و استحکام تسلیم مقادیر استرس مجاز قبل از تغییر شکل دائمی هستند.

مواد دندانی - ۸

از آن زمان به بعد

حد تناسب و استحکام تسلیم، میزان استرسی هستند که در آن ماده دیگر به صورت یک جامد الاستیک رفتار نمی کند. در استرسی پایین تر از این مقدار، اگر نیرو حذف شود استرین به حالت اولیه باز می گردد. تغییر شکل دائمی مواد در استرسی بالاتر از این مقادیر روی می دهد. **حد تناسب (proportional limit)** میزان استرسی است که بعد از آن منحنی دیگر خطی نباشد یا به عبارت دیگر تغییرات استرین و استرس متناسب نباشد. استحکام تسلیم (yield strength) مقدار استرس در زمان وقوع میزان مشخصی از تغییر شکل دائمی است، (مثلاً ۰.۰۰۱) بنابراین همیشه کمی بالاتر از حد تناسب است. این دو ویژگی از اهمیت ویژه ای برخوردار هستند زیرا یک رستوریشن اگر دچار تغییر شکل دائمی شدیدی شود حتی اگر دچار شکست نشده باشد می تواند به عنوان یک درمان شکست خورده طبقه بندی شود. مواد در حین عملکرد در زیر حد تناسب یا استحکام تسلیم، الاستیک در نظر گرفته می شوند و در مقادیر بالاتر به صورت پلاستیک رفتار می کنند. پلیمرهای آکرلیک فاقد فیلر در استرسی بسیار پایین تر از کامپوزیت ها دچار تغییر شکل دائمی می شوند، اما هر دو بسیار زودتر از مینای دندان دچار دفرمیشن می شوند. (جدول ۲-۵) هیچ یک از این مواد به راحتی دچار تغییر شکل دائمی نمی شوند اما باید توجه داشت که نیروهای جوشی می توانند به راحتی استرس هایی را تولید کنند که از استحکام تسلیم این مواد فراتر باشد. (به دلیل کوچک بودن نواحی اعمال نیرو)

از نظر استحکام تسلیم: مینای دندان کامپوزیت پلیمرهای فاقد فیلر

TABLE 2-6 Ultimate Strength of Selected Dental Materials

Material	Tensile strength (MPa)	Compressive strength (MPa)
Human enamel	10	400
Unfilled acrylics	28	97
Composites	34-62	200-345
Ceramic (feldspathic)	40	150
Dental amalgam	48-69	310-483
Human dentin	98	297
Gold alloys	414-828	-

TABLE 2-5 Yield Strength of Selected Dental Materials

Material	Yield strength (MPa)
Unfilled acrylics	43-55*
Composites	138-172*
Human dentin	165*
Gold alloys	207-620 [†]
Human enamel	344*

*Yield strength in compression.

[†]Yield strength in tension.

استحکام تسلیم مینا از طلا بیشتر است اما مدول الاستیک طلا از مینا بیشتر است.

استحکام فشاری مینا ۱.۵ برابر عاج است اما استحکام کشش عاج ۱۰ برابر مینا است!!
همه مواد یاد شده، استحکام فشاری بالاتری نسبت به کششی دارند. بعضی از مواد در کشش و برخی دیگر در فشار بهتر هستند.

استحکام نهایی

استرسی که در آن شکست روی می دهد، استحکام نهایی نامیده می شود. اگر اعمال نیرو به ماده ادامه یابد، استرس در نهایت به میزانی خواهد رسید که ماده دچار شکست یا پارگی شود. این نقطه در منحنی استرس-استرین، استحکام نهایی (ultimate strength) نامیده می شود. اگر شکستگی در اثر استرس کششی رخ دهد، این پارامتر استحکام کششی و در صورت فشردن سازی، استحکام فشاری؛ و در صورت اعمال نیروی برشی، استحکام برشی نامیده می شود. استحکام کششی و فشاری یک ماده ممکن است به طرز فاحشی با هم تفاوت داشته باشند. (جدول ۲-۶) مواد شکننده مانند مینای دندان، آمالگام و کامپوزیت ها از این دست مواد هستند و در برابر فشردن سازی نسبت به کشش قوی تر عمل می کنند.

اطلاعات محدودی درباره مقاومت برشی مواد دندانپزشکی در دسترس است. استحکام برشی کامپوزیت ها از ۵۵ تا ۶۹ مگاپاسکال و آکرلیک های فاقد فیلر ۴۱ مگاپاسکال است. این مقادیر با مقادیر استحکام کششی در مورد همین مواد دارای ارتباط است. **یه کله دایناسور!**

کیفیت باند بین دو ماده معمولاً با کشش یا برش اندازه گیری می شود و به صورت استرس لازم برای شکست باند توصیف می شود. پیوندها می توانند شیمیایی، مکانیکی یا ترکیبی از هر دو باشد. باند بین دندان مصنوعی آکرلیک و بیس آکرلیک

دستگاه‌های لایت کیور

از دستگاه‌های لایت کیور نور مرئی برای فعال سازی پلیمریزاسیون مواد لایت کیور استفاده می‌شود. دستگاه‌های Light Emitting diode (LED) بی سیم و قابل شارژ هستند (شکل ۴-۱۰). یک منبع نور که امروزه کمتر متداول است دستگاه‌های کوارتز تنگستن هالوژن (QTH) هستند. نور از لامپ QTH توسط یک دسته فیبر نوری به نوک tip منتقل می‌شود. نور فیلتر می‌شود تا تنها نور آبی را تأمین نماید و به دلیل شدت زیاد نباید به سر دستگاه یا نور منعکس شده از آن مستقیماً نگاه کرد و باید از یک وسیله محافظت از چشم (معمولاً یک سپر پلاستیکی نارنجی) استفاده کرد. برخی از لامپ‌ها گرمای قابل توجهی تولید می‌کنند، که می‌تواند پالپ را تحریک کند. در گرمای تولیدی بیش از حد، نمی‌توان یک انگشت را به مدت ۲۰ ثانیه در فاصله ۲ تا ۳ میلی متری از نوک دستگاه نگه داشت.

این به دونه رو قبلا دیده بودیم....

زمان تابش برای

پلیمریزاسیون بسته به نوع لامپ، ضخامت کامپوزیت، رنگ کامپوزیت و نوع کامپوزیت بستگی دارد. برای یک ترمیم به ضخامت ۲ میلی متر با یک LED معمولی زمان تابش می‌تواند بین ۱۰ تا ۶۰ ثانیه متغیر باشد.

کامپوزیت‌های میکروفیلد نسبت به کامپوزیت‌های میکروهیبرید به تابش طولانی‌تری نیاز دارند زیرا ذرات فیلری کوچک‌تر نور را بیشتر پراکنده می‌کنند. رنگ‌های تیره تر یا کامپوزیت‌های اپک نسبت به رنگ‌های روشن‌تر یا کامپوزیت‌های شفاف‌تر نیاز به تابش طولانی‌تری (حداکثر ۶۰ ثانیه بیشتر) دارند. کامپوزیت‌های بالک فیل می‌توانند تا ضخامت ۴ میلی متر کیور شوند.

پراکنش در اینترفیس روی می‌دهد و به ازای افزایش اینترفیس شاهد افزایش بازپراکنش و شکست نور هستیم.

BOX 4-2 Technique Tips for Total-Etch and Self-etch Bonding Agents

Total-Etch Bonding Agents

1. Apply phosphoric acid etchant with a microbrush for the recommended time.
2. Rinse phosphoric acid for 15 seconds after etching.
3. Dispense the bonding agent just before use—don't dispense early.
4. Dry (evaporate) the solvent in the bonding agent for the recommended time. Water takes longer to dry than ethanol. Ethanol takes longer than acetone.
5. Recap bottles immediately to prevent evaporation of solvent.
6. Store at the temperature indicated in the manufacturer's instructions.

Self-Etch Bonding Agents

1. Self-etch bonding agents may require scrubbing with a microbrush or a waiting time before curing.
2. Select a compatible bonding agent when bonding self- and dual-cured composites and resin cements.

به دلیل احتمال تبخیر حلال و تغییر در ویسکوزیته که بر میزان نفوذ باند اثر دارد.

BOX 4-3 Desirable Features of Light-Emitting Diode (LED) Light-Curing Units

- Portable with stable docking station/stand
- Good ergonomics—lightweight
- Easily accessible controls
- Digital readout clearly displayed
- Probe is long enough (>7 mm) to reach posterior surfaces
- Sensor to indicate low battery
- Light tip 8–10 mm in diameter
- Built-in radiometer
- Battery holds a charge for several hours of use—extra battery provided
- Durable—diode lasts 5000 hours
- Compatible with variety of initiators (third-generation)
- Autoclavable light tip or protective barrier
- Easy to disinfect

Data from Farah JW, Powers JM, editors: LED light-curing units, *Dent Advis* 23(5):1, 2006.

TABLE 4-8 Typical Light-Curing Units

Type	Product	Manufacturer
LED light	Bluephase Style	Ivoclar Vivadent (Amherst, NY)
	Elipar S10 LED Curing Light	3M ESPE (St. Paul, MN)
	Demi Plus LED Light Curing System	Kerr Corporation



FIG 4-10 Most curing units today are light-emitting diodes (LED) designed **(A)** to emit high intensity blue light that activates photo-chemicals in the composite, triggering an addition polymerization. The units are generally cordless and have controls for time and, in some cases, intensity. LED units are intense enough to travel through translucent parts of the tooth **(B)** and bright enough to damage the retina of the eye. Thus, measures to limit visual exposure should be used at all times. (Courtesy Y-W Chen, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA.)

لامپ های LED آنقدر توان دارند که می‌توانند از بخش های شفاف دندان عبور کنند.

آمالگام ترکیبی از هر عنصر فلزی با عنصر جیوه مایع است. آمالگام دندان ترکیبی از آلیاژ نقره با جیوه است. وقتی آلیاژ نقره (پودری حاوی نقره، مس و قلع) با جیوه مخلوط می شود، یک واکنش شیمیایی روی می دهد. ۱ تا ۲ دقیقه پس از اختلاط، قوامی مشابه پوتی خواهد داشت اما طی ۲ تا ۴ دقیقه بعد به قوام قابل کارو می رسد. در طول این مدت، آمالگام به درون یک حفره پک (فشرده) و کارو می شود (شکل ۱-۵). در دقایق تا ساعات بعدی، واکنش آمالگام پیش می رود و در طی ۲۴ ساعت به بلوغ و استحکام کامل می رسد.

✓ آمالگام دندان ترکیبی از آلیاژ نقره، مس و قلع با عنصر جیوه مایع است.

در مقیاس جهانی، ترمیم های آمالگام به سرعت در حال کاهش هستند. پیش از کامپوزیت ها، از آمالگام برای ترمیم دندان ها در تمام نواحی دهان استفاده می شد اما به دلیل رنگش، امروزه به دندان های خلفی محدود شده اند (شکل ۲-۵). البته مواد جایگزین آمالگام های دندان دارای مشکلاتی از قبیل هزینه و حساسیت های تکنیکی هستند. بنابراین، آمالگام همچنان یک انتخاب بالینی است که در آن طول عمر، سهولت در قرارگیری و عملکرد بالینی در اولویت است، به ویژه هنگامی در شرایط بالینی چالش برانگیز. علی رقم عدم وجود هیچ مدرک معتبری مبنی بر اثرات منفی جیوه آمالگام بر سلامت، نگرانی ها همچنان وجود دارند. نگرانی در مورد تأثیر جیوه منشا گرفته از منابع دندان پزشکی بر محیط زیست نیز همچنان باقی است.

آلیاژهای نقره برای آمالگام های دندان

آلیاژ نقره آمالگام های دندان قدیمی، مس (۲ تا ۴ درصد وزنی) کمی داشته اند. این آلیاژها برای تشکیل "آمالگام کم مس" با جیوه مخلوط می شدند. امروزه آلیاژهای نقره با مس بالاتر (۱۳٪ تا ۳۰٪، عموماً ۲۰٪) جایگزین شده اند زیرا انواع دارای مس بالاتر آمالگام هایی با استحکام بالاتر، کروژن و کریپ کمتر و ماندگاری بهتر در مارجین ها به دست می دهند. گاهی عناصر دیگری مانند پالادیوم و ایندیوم نیز برای کاهش کروژن به آمالگام های با مس بالا افزوده می شود. آمالگام های کم مس دارای مقادیر کمی روی بودند اما آلیاژهای نقره با مس بالا، فاقد روی هستند (> ۰.۰۱ درصد وزنی بر اساس استاندارد شماره ۱ ADA) زیرا در صورت آلوده شدن آمالگام به بزاق یا رطوبت در طول قرارگیری، روی در دراز مدت باعث انبساط قابل توجه و مضر بالینی می شود.

ادمیکس
پس چرا اضافه می کردن؟

ذرات پودر آلیاژ نقره می توانند نامنظم، اسفریکال (کروی) یا مخلوطی از این دو باشند (شکل ۴-۵). شکل این ذرات به میزان قابل توجهی بر واکنش ستینگ و ویژگی های آمالگام موثر است. اگر مخلوطی از ذرات استفاده شود، آمالگام حاصل، ادمیکس نامیده می شود. آمالگام های حاوی ذرات نامنظم با یا بدون ذرات کروی، نسبت به آمالگام هایی که فقط ذرات کروی دارند به نیروهای فشرده سازی یا کندانس بیشتری نیاز دارند. اکثر پزشکان احساس می کنند آمالگام های حاوی ذرات نامنظم کانتکت های پروگزیمال بهتری ایجاد می کنند و کارو آسان تری دارند. اگر نیروی کندانس مناسب برای یک آمالگام اسفریکال باشد. آمالگام های اسفریکال، که فقط ذرات اسفریکال دارند، به جیوه کمتری نیاز دارند و کمی سریعتر ست می شوند. پزشکان بسته به وضعیت بالینی آمالگام اسفریکال یا ادمیکس را انتخاب می کنند.

در بین اشکال، کره کمترین سطح را دارد و همیشه واکنش ها از سطح شروع می شوند.

امروزه دیگر آمالگام با ذرات کاملاً نامنظم یا همان lathe cut به بازار عرضه نمی شود.

نامنظم | نیاز به نیروی کندانس بیشتر
کانتکت های بهتر
کارو راحت تر
از نظر شکل ذرات

کروی | نیاز به نیروی کندانس کمتر
نیاز به جیوه کمتر
ستینگ سریعتر

آمالگام با مس بالا:
استحکام بالاتر
کریپ و کروژن کمتر
ماندگاری مارجینال بهتر

آمالگام با مس بالا:
نقره
مس
قلع
پالادیوم
ایندیوم

مواد دندان‌ی - ۵۰

✓ آمالگام اد میکس آمالگامی با ذرات آلیاژ نقره اسفریکال و نامنظم است. در آمالگام اسفریکال تنها از ذرات آلیاژ اسفریکال استفاده می‌شود.

جیوه

جیوه یک فلز چگال است (چگالی ۱۳.۵ گرم بر میلی لیتر) و تنها عنصر فلزی است که در دمای اتاق مایع است. فرم مایع جیوه مخلوط شدنش با ذرات آلیاژ را تسهیل می‌کند تا یک توده با قوام پوتی ایجاد شود تا بتواند کندانس شود. در قدیم از جیوه بیشتری استفاده می‌شده و ترکیب با هاون در گوده و با دست مخلوط می‌شده. جیوه اضافی با "بیرون کشیدن" آن با یک تکه پنبه حذف می‌شده. این متد به دلیل نگرانی از سمیت جیوه و شل بودن آمالگام در مرحله پوتی دیگر انجام نمی‌شود. بعدها، این پودر به صورت قرص هایی با جرم مشخص فشرده شدند و با مقدار مناسب جیوه با کپسول‌های چندبار استفاده به کار برده شدند. این روش جدید منجر به تولید آمالگامهایی با استحکام بالا شد و میزان قرار گیری پرسنل دندانپزشکی در معرض جیوه را کاهش داد. با این حال، جیوه در این متد نیز در معرض هوا و ذرات گرد و غبار قرار داشت که خطر آلودگی را افزایش داده و منجر به خصوصیات بالینی پایین آمالگام مخلوط شده می‌شد. ریسک ریختن جیوه نیز همچنان وجود داشت.

امروزه تقریباً همه متخصصان از پودر آلیاژ نقره و جیوه که در کپسول‌های پلاستیکی یکبار مصرف قرار گرفته اند استفاده می‌کنند (شکل ۵-۵). جیوه و پودر آلیاژ توسط سازنده اندازه‌گیری شده و در کپسول قرار داده می‌شوند که نسبت مناسب پودر آلیاژ به جیوه و خصوصیات فیزیکی باثبات آمالگام نهایی را تضمین می‌کند و احتمال آلودگی جیوه را کاهش می‌دهد. در داخل کپسول، جیوه توسط یک غشای پلاستیکی ضعیف، از پودر آلیاژ جدا نگه‌داشته می‌شود. گاهی اوقات، یک سیلندر کوچک به نام pestle نیز به کپسول اضافه می‌شود تا اختلاط تسهیل شود.

در انواع با کپسول‌های چندبار استفاده نیز وجود داشتند



FIG 5-1 Overview of placement of amalgam restorations. Teeth that require restoration (A) are prepared using cavity preparations that have undercuts to retain the amalgam, which does not bond effectively to the tooth (B). The amalgam is mixed (trituated), then quickly placed into the preparations, and carved into appropriate anatomic and occlusal form (C). After 24 hours or more, the amalgams may be polished (D) to assure good contours, a smooth surface, and closed margins. (Courtesy J. Martin Anderson, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA.)



FIG 5-2 Examples of amalgam restorations. In most modern dental practices today, amalgam restorations are placed in posterior teeth where esthetic concerns are secondary. New amalgams have highly adapted margins and longevity (A-C). Restorations on canines or other anterior teeth are used rarely (blue arrows in D and F). The value of amalgam is that it can be placed with good clinical success under diverse and even nonideal conditions. For example, amalgam may be successfully placed when isolation of the tooth is impossible and bonding of composites would be compromised. E, Amalgam generally fails due to deterioration of its margins with the tooth (red arrows). (A-C, E, Courtesy J. Martin Anderson, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA; D, Courtesy E. R. Schwedhelm, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA; F, Courtesy Richard D. Tucker, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA.)

اندازه گیری دستی /
اختلاط دستی (هاون)

اندازه گیری دستی /
اختلاط یا دستگاه
(کپسول‌های چندبار مصرف)

اندازه گیری توسط کارخانه /
اختلاط یا دستگاه
(کپسول‌های یکبار مصرف)

پس از ۲۴ ساعت ممکن است آمالگامها پالیش شوند با هدف:
سطح صاف
کانتور مناسب
مارجین‌های منطبق

حفره های نیازمند گیر بدون باند موثر به دندان

اغلب failureهای آمالگام به دنبال تخریب مارجین‌ها روی می‌دهد.

بیس‌های با استحکام پایین

بیس‌های با استحکام پایین به صورت شیمیایی ست می‌شوند و یک لایه سمایی با استحکام و سختی حداقلی شکل می‌دهند. این بیس‌ها به عنوان مانعی در برابر تحریک توسط مواد شیمیایی عمل می‌کنند و یک مزیت درمانی برای پالپ دارند. نمونه‌هایی از بیس‌های با استحکام پایین کلسیم هیدروکسید، گلاس اینومر و زینک اکساید اوژنول (تیپ IV) است. بیس‌های با استحکام پایین غالباً "لایزر" نامیده می‌شوند و باید از لاینرهای حفره تمیز داده شوند. 😊

سمان کلسیم هیدروکساید

سمان کلسیم هیدروکساید برای پالپ کپ مستقیم و غیرمستقیم و به عنوان عایقی محافظ در زیر ترمیم‌های رزینی استفاده می‌شود و با پلیمریزاسیون این مواد تداخلی ندارد.

بیس: تنگستات کلسیم، کلسیم فسفات و زینک اکسید در گلیکول سالیسیلات کاتالیست: کلسیم هیدروکساید، زینک اکساید و زینک استئارات در اتیلن تولوئن سولفونامید
 رزینهای دی متاکریلاتی یورتانی به همراه فیلرهای کلسیم هیدروکسایدی، باریم سولفات و مونومر یا ویسکوزیته پایین لایت کیور

ستینگ شیمیایی
 لایت کیور

کلسیم هیدروکساید

ترکیب و واکنش

خمیر بیس حاوی تنگستات کلسیم، کلسیم فسفات و زینک اکسید در گلیکول سالیسیلات است. خمیر کاتالیست حاوی کلسیم هیدروکساید، زینک اکساید و زینک استئارات در اتیلن تولوئن سولفونامید است. ستینگ به ازای شکل‌گیری سالیسیلات کلسیم آمورف انجام می‌شود. سمان‌ها حاوی فیلرهای رادیوپاک هستند. انواع لایت کیور حاوی رزین‌های دی متاکریلاتی یورتانی به همراه فیلرهای کلسیم هیدروکسایدی، باریم سولفات و مونومر یا ویسکوزیته پایین است.



TABLE 7-9 Examples of Cements Used for Special Applications

Application	Product	Manufacturer
Direct bonding of orthodontic brackets همچی رزینی		
Resin (dual-cured)	Phase II	Reliance Orthodontic Products (Itaska, IL)
Resin (paste-primer)	Mono-Lok2	Rocky Mountain (Denver, CO)
Resin (self-cured)	Concise Orthodontic	3M ESPE (St. Paul, MN)
Resin-modified glass ionomer	GC Fuji Ortho LC	GC America (Alsip, IL)
Cementation of orthodontic bands سجاس حاوی		
Glass ionomer	Ketac-Cem Aplicap	3M ESPE
Resin-modified glass ionomer	GC Fuji Ortho	GC America
Resin	Band-Lok	Reliance Orthodontic Products
Root canal sealers		
Zinc oxide-eugenol	Roth Cements	Roth Drug (Chicago, IL)

TABLE 7-8 Examples of Calcium Hydroxide Cavity Liners

Product	Composition	Manufacturer
Hydroxyliner	Calcium hydroxide and acrylic polymer in methyl ethyl ketone	George Taub Products & Fusion (Jersey City, NJ)
Hypo-Cal	Calcium hydroxide and barium sulfate in aqueous hydroxyethyl cellulose solution	Ellman (Hewlett, NY)
Pulpdent Liquid Cavity Liner	Calcium hydroxide in aqueous methylcellulose solution	Pulpdent (Watertown, MA)

برندهای تجاری

خصوصیات

این سمان‌ها در مقایسه با بیس‌های با استحکام بالا خواص مکانیکی ضعیف‌تری دارند با این حال از سمان زینک اکساید اوژنول (نوع IV) قوی‌تر هستند. سمان‌ها رسانایی حرارتی پایینی دارند اما غالباً در ضخامت‌هایی استفاده نمی‌شوند که بتوانند حفاظت حرارتی ایجاد نمایند. این سمان‌ها در پالپ کپ غیرمستقیم و یا در پالپ کپ مستقیم شکل‌گیری عاج ترمیمی را

مواد دندان‌ی - ۷۴

تخریب می‌کنند. pH سمان بازی (۱۱ تا ۱۲) است. زمان ستینگ بین ۲ تا ۷ دقیقه است و سمان با سرعت ستینگ بالاتر مطلوب‌تر است. حلالیت در آب و اسید در محصولات مختلف متفاوت است. محصولات با حلالیت کم در محیط اسیدی را می‌توان در زیر کامپوزیت هایی که برای باند به دندان نیاز به اسید اچ دارند استفاده کرد.

نحوه کاربرد

سمان‌های کلسیم هیدروکسید غالباً به صورت سیستم‌های دو خمیری ارائه می‌شوند. طول مساوی از هر خمیر تا رسیدن به رنگ یکنواخت مخلوط می‌شوند. انواع لایت کیور به ازای هر میلی‌متر به ۲۰ ثانیه کیور نیاز دارد.

سمان زینک اکساید اوژنول

از سمان زینک اکساید اوژنول تغییر یافته (نوع IV) در حفرات عمیق برای کند نمودن نفوذ اسیدها و کاهش تحریکات احتمالی پالپی استفاده می‌شود. از آنجا که در لایه‌های نازک به کار می‌رود، حفاظت حرارتی کمی ایجاد می‌کند. استحکام و مدول سمان زینک اکساید اوژنول نوع IV پایین است بنابراین باید محدود به مناطق کوچک و یا نواحی دور از تنش باشد، هرچند قادر به تحمل نیروهای مرتبط با قرار دادن یک ترمیم هست. اوژنول اثر آرام بخشی (obtundent) بر روی پالپ دارد. سمان به صورت دو خمیری عرضه می‌شود. طول مساوی از دو خمیر رنگی تا رسیدن به رنگ یکنواخت مخلوط می‌شود. در هنگام استفاده از عامل باندینگ و کامپوزیت، نباید از این سمان استفاده شود، زیرا اوژنول پلیمریزاسیون را مهار می‌کند. غالباً یک بیس با استحکام بالا بر روی یک بیس با استحکام پایین زینک اکساید اوژنول قرار می‌گیرد تا استحکام، سختی و محافظت حرارتی را تامین نماید.

لاینرهای حفره و وارنیش‌ها

بیشتر نقش درز گیر دارند و تامحدوده عاجی حفره پوشش داده می‌شوند.

لاینرهای حفره و وارنیش‌ها عایق حفاظتی بین عاج و مواد ترمیمی هستند و ورود مایعات دهانی در حدفاصل ترمیم و دندان را به حداقل می‌رسانند و می‌توانند مزایای درمانی را نیز داشته باشند. در لایه‌های نازک استفاده می‌شوند و حلالشان تبخیر می‌شود. استحکام مکانیکی بالایی ندارند و اساساً عایق حرارتی نیستند. اخیراً برای بستن توپول‌های عاجی به جای وارنیش‌های حفره از عوامل باندینگ استفاده می‌شود.

لاینرها

لاینرهای حفره سوسپانسیون کلسیم هیدروکسید در آب یا یک مایع آلی هستند. ^{غلظت} قوام سوسپانسیون را می‌توان با متیل سلولوز یا اتیل سلولوز افزایش داد. برخی لاینرها حاوی فلوراید نیز هستند. این فیلم به عنوان مانع عمل می‌کند و می‌تواند اسیدها را خنثی کند. این لاینرها مستعد حلالیت و تجزیه در مایعات دهانی هستند و باید تنها عاج را با آنها پوشش داد. برخی از لاینرها ممکن است توسط برخی مونومرهای موجود در ترمیم‌های کامپوزیتی تخریب شوند.

وارنیش‌ها

وارنیش‌های حفره (Copalite) محلول‌های رزینی مانند کوپال یا سلولز نیتراته در مایعات ارگانیک (کلروفرم ، الکل) هستند. وقتی روی دندان قرار می‌گیرند، حلال تبخیر می‌شود و بسته به نوع محصول، یک فیلم رزینی متخلخل با ضخامت ۱ تا ۴۰ میکرومتر باقی می‌گذارند. امکان دارد برای ایجاد یک مانع موثر به بیش از یک لایه از این فیلم‌های نازک نیاز باشد. وارنیش‌ها

مواد دندان - ۷۵

ترکیب

وارنیش: کوپال / سلولز نیتراته + حلال ارکانیک (کلروفرم یا الکل)

به دلیل ایجاد تغییر رنگ

در مایعات دهانی نامحلول هستند. آنها نشت در مارجین‌ها و اینترفیس ترمیم و دندان را کاهش می‌دهند و از نفوذ محصولات کروژن آمالگام به عاج جلوگیری می‌کنند. وارنیش‌ها ممکن است توسط مومومرهای رزینی موجود در کامپوزیت‌ها تخریب شوند و در زیر بیس‌های درمانی استفاده نمی‌شوند.

زیرا مانع از اثرات درمانی می‌شوند

محلول‌های وارنیش با میکروبراش بر روی دندان به کار می‌روند و حلالشان با استفاده از جریان ملایم هوا تبخیر می‌شود.

کاربردهای ویژه برای سمان‌ها

باند براکت‌های ارتودنسی

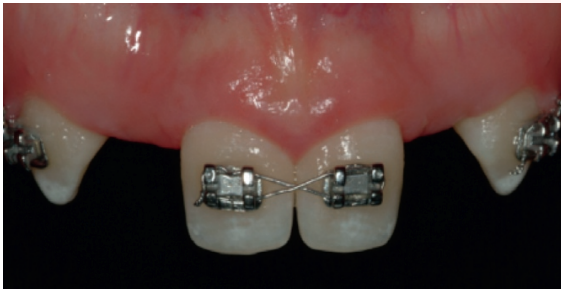


FIG 7-7 Orthodontic brackets bonded directly to the enamel by resin cement. (Courtesy Y-W Chen, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA.)

اتصال براکت‌های ارتودنسی با سمان‌های رزینی انجام

می‌شود، هرچند سمان ارتودنسی RMGI لایت کیور (Fuji

Ortho LC) نیز استفاده شده است. ترکیب سمان‌های

ارتودنسی رزینی مشابه سمان‌های رزینی زیبایی است و

سطوح دندان‌ها باید با عامل باندینگ آماده شود. اخیراً، عوامل

باندینگ نسل ششم (Transbond Plus) برای باند مستقیم

ارائه شده‌اند. این آدهزیوهای سلف‌اچ، نیازی به اچ با اسید

فسفریک و شستشو ندارند. سمان روی مینای آماده‌سازی

شده قرار داده می‌شود و بیس براکت بر روی سمان. سمان‌های

رزینی paste-primer و لایت کیور نیز در دسترس هستند. در انواع قدیمی، primer روی مینای دندان و paste بر روی

براکت قرار داده می‌شد و ستینگ زمانی شروع می‌شد که براکت روی پرایمر (روی دندان) فشرده می‌شد. برای اطمینان از

ستینگ مناسب film thickness باید کمتر از ۰.۲۵ میلی متر باشد.

براکت‌های پلاستیکی به شرط آنکه با یک پرایمر مناسب آماده سازی شده باشند با سمان‌های اکریلی و کامپوزیتی باند

می‌شوند. براکت‌های فلزی و سرامیکی با سمان کامپوزیتی باند می‌شوند. پس از اتمام درمان برداشتن براکت‌ها و سمان، نیاز به

احتیاط دارد تا حداقل آسیب به مینای دندان برسد. ابتدا از یک فرز فینیشینگ ۱۲ پره‌ای (بدون آب) و سپس از پامیس

استفاده می‌شود.

فلزی: سمان‌های رزینی / رزین مدیفاید کلاس اینومرها

سرامیکی: سمان‌های رزینی به همراه پرایمر مناسب

پلاستیکی: سمان‌های رزینی به همراه پرایمر مناسب

سمان انواع براکت‌ها

سمان کردن بندهای ارتودنسی

بندهای ارتودنسی با سمان‌های گلاس اینومری و یا گاهی با سمان زینک فسفات به دندان سمان می‌شوند. برخی از سمان‌های

زینک فسفات که بطور خاص برای ارتودنسی فرموله شده اند حاوی فلوراید نیز هستند. برای افزایش زمان کارکرد سمان زینک

فسفات، از متد اسلب سرد استفاده می‌شود. سمان زینک فسفات با اینترلاک مکانیکال با سطح مینا اتصال می‌یابد، در حالی که

سمان‌های گلاس اینومری مقادیری پیوند شیمیایی نیز از خود بروز می‌دهند. دمینرالیزاسیون سطح دندان با سمان‌های

گلاس اینومری آزاد کننده فلوراید به حداقل می‌رسد. سمان‌های RMGI سلف کیور و آزاد کننده فلوراید (Fuji Ortho) و

سمان‌های رزینی (Band-Lok) نیز برای سمان بندهای ارتودنسی استفاده می‌شوند.

در صورت حذف پالپ، کانال ریشه با سمان کردن کن‌های گوتا پرکا و یا با یک خمیر مخصوص سیل می‌شود. بسیاری از سیلرهای کانال ریشه از جنس زینک اکسید اوژنول هستند. برخی از ویژگی‌های مهم برای یک سیلر زمان کارکرد و ستینگ، سیلان، film thickness، استحکام، حلالیت و رادیوپاوسیتی و خواص بیولوژیک است.



این ویژگی در مورد بسیاری دیگر از سمان‌ها مصداق ندارد



در دندانپزشکی پلیمرها در همه جا و در درجه اول در پروتزهای متحرک از جمله پروتز کامل یا پارسیل، استفاده می‌شوند. علاوه بر این پلیمرها برای دندان مصنوعی، تری‌های قالبگیری، روکش‌های موقت و پروتزهای فک و صورت استفاده می‌شوند. پلیمرهای مورد استفاده در پروتز، ترکیب و خواص فیزیکی و شیمیایی ویژه‌ای دارند اما شباهت‌هایی نیز با پلیمرهای مورد استفاده در کامپوزیت‌ها، محافظ‌های دهان، مواد قالبگیری و سمان‌ها دارند. با وجود اینکه برخی از این مواد مربوط به کارهای لابراتواری است و دندانپزشکان ارتباط مستقیمی با آنها ندارند اما اطلاع از ویژگی‌های آنها برای برقراری ارتباط موثر میان اعضای اکوسیستم دندانپزشکی مهم است. برای برقراری ارتباط بین پرسنل مطب دندانپزشکی، بیماران، دندانپزشک، و پرسنل لابراتوار در نتیجه مراقبت بهینه بیمار را تضمین میکند.

پلیمریزاسیون

پلیمریزاسیون به طور شیمیایی مونومرها (ترکیبات آلی کوچک) را به زنجیره‌های بلندی از واحدهای تکرار شونده مر پیوند می‌دهند (شکل ۱۳ - ۲). یک زنجیره پلیمر حاوی ۱۰ هزار تا ۱۰۰ هزار زیر واحد مونومر است. زنجیره‌های پلیمری وزن مولکولی هزاران برابر بیشتر از مونومرها دارند. بنابراین خواص فیزیکی و شیمیایی آنها با مونومرها تفاوت دارد. مثلا متیل متاکریلات (مونومر رایج در پروتز کامل) مایع است و در ۱۰۰ درجه سانتی گراد می‌جوشد اما پلیمر پلی متیل متاکریلات هرگز به جوش نمی‌آید و در حقیقت مواد جامد سفت و سختی هستند که قبل از ذوب شدن، تجزیه می‌شوند! ساده‌ترین پلیمرها زنجیره‌های بلند هستند و این رشته‌ها به صورت شیمیایی با یکدیگر پیوند ندارند، این رشته‌ها

دارای ساختار آمورف یا کلاسی

ترکیب شیمیایی پلیمرها با مونومرها تقریباً یکسان است. اما به دلیل وزن مولکولی بسیار متفاوت دارای خواص کاملاً متفاوتی هستند.

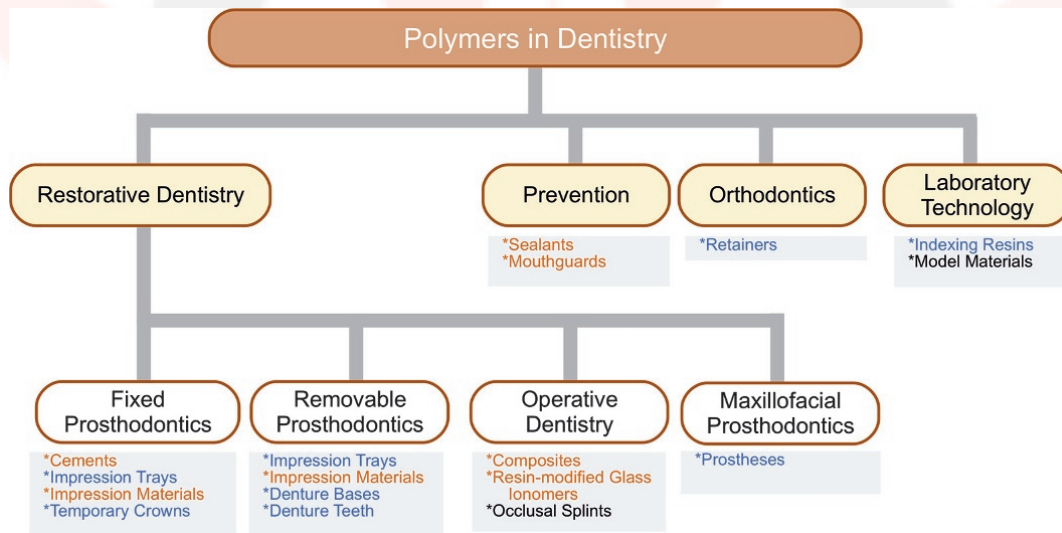


FIG 13-1 The role of polymers in dentistry continues to expand. Polymers are used for diverse applications including fixed, removable, and maxillofacial prosthodontics; orthodontics; preventive dentistry; operative dentistry; and laboratory technology. Applications in blue text are discussed in this chapter; those in orange text are discussed in other chapters.

می‌توانند یک شبکه پلیمری ایجاد کنند که باعث خواص فیزیکی خاصی می‌شود.

مواد دندان‌ی - ۱۳۰

✓ پلیمری‌زاسیون فرآیند پیوند شیمیایی است که بسیاری از مونومرهای کوچک را به هم پیوند می‌دهد تا پلیمر بزرگی را تشکیل دهد که خواص بالینی سودمند و کاملاً متفاوت از مونومر دارد.

ماهیت شیمیایی مونومر، خواص پلیمر حاصل را تحت‌تاثیر قرار می‌دهد. هر مونومر حداقل یک گروه شیمیایی فعال دارد که در پلیمری‌زاسیون شرکت می‌کند اما احتمال وجود گروه‌های شیمیایی دیگری نیز وجود دارد که خواص پلیمر را تغییر می‌دهد (انعطاف‌پذیرتر، سفت‌تر و یا جاذب آب). ممکن است همه مونومرها قادر به شرکت در واکنش پلیمری‌زاسیون



FIG 13-10 Denture finishing and polishing. A high-speed lathe with a special acrylic-cutting bur is used to shape the outside of the denture (A) and the periphery (B). The tissue side of the denture (arrow in B) is not adjusted before try-in. After shaping, rag wheels (C) coated with polishing compounds (red arrow) are used to put a final finish on the denture. The patient's name (blue arrow in D) is generally embedded into the denture, sometimes on the tissue side. Clinically the denture is inserted and checked for proper extensions, particularly in areas of the frenae (green arrow). Further adjustments are normally needed after initial insertion. (A-C, Courtesy M. Adams, D. Idels, and J. Nalley, Georgia Regents University, Augusta, GA. Photography by R. Messer, Georgia Regents University, Augusta, GA. D, Courtesy Richard Lee, Sr., University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA.)

TABLE 13-1 Selected Properties of Acrylic Polymers and Clinical Relevance

Property	Description	Clinical relevance
Elastic modulus	Stiffness	High modulus is desirable to prevent flexure of denture or other prosthesis. Acrylic polymers have relatively low elastic moduli.† Higher moduli are clinically desirable. مدول رزین‌ها پایین است و غالباً مدول بالاتر ایده‌آل تر است.
Impact strength همانند محافظ‌های دهانی	Resistance to fracture upon high-energy impact (dropping)	Important to resist fracture when dropping or blow to facial area. Acrylic polymers have moderate impact strength. Cross-linking increases by two-fold. Higher impact strengths are clinically desirable. کراس‌لینک‌شیکه پلیمری می‌تواند تا دو برابر استحکام ضربه را افزایش دهد.
Fatigue strength	Number of repeat stresses to fracture at low loads (chewing)	Important to resist fracture under long-term intraoral forces (chewing, clenching). Acrylic polymers have moderate fatigue strength. Cross-linking can increase fatigue strength. Higher fatigue strengths are clinically desirable. کراس‌لینک‌شیکه پلیمری می‌تواند استحکام خستگی را افزایش دهد.
Water sorption	Mass of water that absorbs into the polymer after sufficient time to reach equilibrium (oral use)	Important because acrylic polymers expand after contact with oral fluids, affecting fit of prostheses such as dentures. Acrylic polymers have high water sorption. Lower sorption is clinically desirable. به دلیل انبساط در اثر جذب آب و برهم خوردن تطابق داخل دهانی اهمیت دارد.

Continued

نباشند و این مونومرهای باقیمانده می‌توانند باعث واکنش‌های آلرژیک و یا سوختگی شیمیایی شوند. میزانی از مونومرها که به پلیمر تبدیل می‌شوند، درجه تبدیل نام دارد.

دید از منظر مونومری

The extent to which all monomer is converted to polymer is the degree of conversion.

پلیمرهای دارای درجه تبدیل بالا، مونومر باقیمانده کمتری دارند. درجه تبدیل بالا از نظر بالینی مطلوب است.

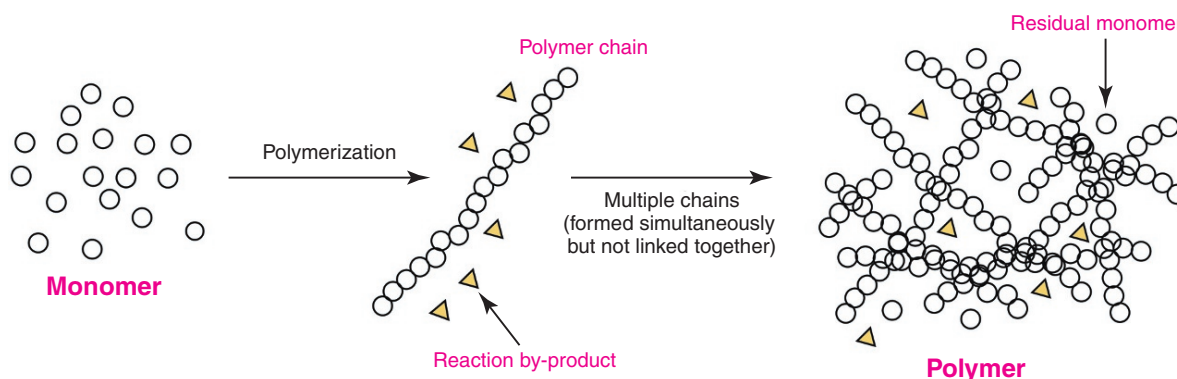


FIG 13-2 Polymerization is a chemical reaction that links a starting compound, a monomer, into long chains of repeating monomer units, a polymer chain. The polymer chains formed by polymerization entangle with one another but in the simplest case are not themselves linked together. These entangled chains form the polymer. Depending on the type of reaction, polymerization may produce by-products that are initially trapped in the polymer. Furthermore, not all monomer reacts, leaving residual monomer trapped in the polymer. Both residual monomer and reaction by-products may have negative clinical consequences because they may leach out of the polymer into the oral cavity over time, potentially affecting oral tissues and changing the clinical properties of the polymer itself.

مونومرهای واکنش نداده و محصولات جانبی ناشی از واکنش هر دو در ابتدا در شبکه به دام می‌افتند و در دراز مدت آزاد شده و ایجا عواقبی می‌کنند.

واکنش‌های شیمیایی پلیمریزاسیون ممکن است منجر به تولید محصولات جانبی مانند آب، گاز هیدروژن و یا الکها شوند (شکل ۱۳ - ۲). این محصولات جانبی ممکن است به طور موقت در شبکه پلیمری گرفتار شوند، و به همین دلیل بر ویژگی‌های فیزیکی پلیمر اثرگذارند مثلاً برخی از ماده قالبگیری پلیمری، به عنوان محصول جانبی الکل تولید می‌کنند و الکل تنها ظرف چند ساعت می‌تواند از شبکه پلیمری تبخیر شود. (که می‌تواند باعث انقباض یا اعوجاج شود) برای یک پروتز دندانی انقباض ممکن است مهم باشد یا نباشد. ماهیت پلیمریزاسیون می‌تواند تغییرات ابعادی پلیمر را نیز تنظیم کند. اگر یک مونومر به ازای پیوند با دیگر مونومرها منسب شود، ممکن است پلیمر به اندازه‌ای که با تشکیل محصول فرعی جرم خود را از دست می‌دهد، کوچک نشود (به آن اندازه‌ای که دچار کاهش جرم می‌شود، دچار کاهش حجم نشود). اغلب پلیمرهای دندانپزشکی با پیش رفت پلیمریزاسیون به شدت منقبض می‌شود که معمولاً پیامدهای بالینی منفی دارد.

در یک شبکه پلیمری همه زنجیرها طول یکسانی ندارند. با پیشرفت پلیمریزاسیون، مونومرها توسط هزاران زنجیره در حال رشد مصرف می‌شود و هر واحد مونومری مستقل از مونومرهای دیگر به مجموعه می‌پیوندد. هر زنجیره پلیمری تا وقتی مونومر در دسترس باشد، رشد می‌کند، اما تعداد مونومرها برای هر زنجیره متفاوت است. بنابراین، در یک شبکه پلیمری، زنجیره‌ها دارای تنوع فراوانی هستند. میزان مونومری که به پلیمر تبدیل می‌شود، درجه پلیمریزاسیون نام دارد (که از درجه تبدیل متمایز است)

دید از منظر پلیمری

The extent to which monomer is converted into polymer is called degree of polymerization.

تولید محصولات جانبی در اثر پلیمریزاسیون اثر دارد بر: تحریکات بافتی و زیست سازگاری بعدی خواص فیزیکی محصول: ابعاد: انقباض

مگر اینکه مونومرهای به ازای پلیمریزاسیون دچار افزایش حجم شوند. در این حالت کاهش جرم می‌آید ولی کاهش حجم نمایاند.

پلیمرها با درجه پلیمریزاسیون بالا تعداد زنجیره های پلیمری کمتری دارند که از نظر ابعاد طولانیتر از حد متوسط هستند. از آنجایی که تعامل رشته های کوتاهتر در شبکه پلیمری با رشته های بلند تفاوت دارد درجه پلیمریزاسیون بر خواص فیزیکی پلیمر اثر گذار است. در کل درجه پلیمریزاسیون بالا تولید پلیمرهای سفت تر و سخت تر منجر می شود.

متیل متاکریلات، پلیمرهای آکرلیک (PMMA) و پلیمریزاسیون رادیکال آزاد

پلیمرهای آکرلیک در پروتز کامل، بخش هایی از پروتزهای پارسیل متحرک، پروتزهای ثابت، تری های قالبگیری، دندان های دنچر و اپلاینس های ارتودنسی و فرایندهای ریختگی و لحیم کاری در لابراتوار کاربرد دارند.

پلیمرهای آکرلیکی از طریق پلیمریزاسیون رادیکال آزاد شکل می گیرند. این متد پلیمریزاسیون از مونومرهای فعال با پیوند

دوگانه کربن - کربن استفاده می کند. رایج ترین مونومر آکرلیکی، متیل متاکریلات است، اما هیدروکسی اتیل متاکریلات و بوتیل متاکریلات نیز در دندانپزشکی کاربرد دارند. متیل متاکریلات مایعی است با بوی تند که البته به دلیل سمیت باید از استنشاق مزمن آن اجتناب شود. متیل متاکریلات آلرژیک است و استعداد بالایی برای احتراق دارد.

✓ پلی متیل متاکریلات (PMMA) رایج ترین پلیمر آکرلیکی مورد استفاده در پروتز است. این پلیمر با پلیمر شدن مونومر متیل متاکریلات، که توسط رادیکال های آزاد آغاز می شود، تشکیل می شود. PMMA برای پروتز کامل و پارسیل، کراون های موقت و چند ترمیم پروتز دیگر استفاده می شود.

پلیمریزاسیون افزایشی متیل متاکریلات برای تشکیل پلیمر پلی متیل متاکریلات زمانی آغاز می شود که یک رادیکال آزاد (یک مولکول بسیار فعال با الکترون آزاد) شکل گیرد. رادیکال های آزاد به روش های مختلفی تولید می شوند و به پیوند دوگانه کربن-کربن مونومر حمله کرده و مجموعه ای از واکنش های افزایشی مونومر را به جریان می اندازد. هزاران مولکول در ثانیه به زنجیره ها اضافه می شود (رادیکال های آزاد به عنوان آغازگر نیز شناخته می شوند. زنجیره پلیمری تا زمانی رشد می کند که دیگر هیچ مونومری در دسترس نباشد. در این زمان آخرین رادیکال های آزاد از طریق یکی از چندین راه پیچیده خاتمه واکنش، به واکنش خاتمه می دهد.

برخی از مونومرها که نتوانسته اند به زنجیره های پلیمری اضافه شوند به عنوان مونومر باقیمانده در پلیمر گیر می کنند. در این نوع پلیمریزاسیون هیچ محصول جانبی تولید نمی شود و از آنجایی که به دنبال افزوده شدن پی در پی واحدهای مونومری انجام می شود پلیمریزاسیون افزایشی نام دارد. واکنش پلیمریزاسیون افزایشی، در سایر پلیمرهای دندانی (مواد قالبگیری، کامپوزیت ها و سمان ها) نیز کاربرد دارد. پلیمریزاسیون افزایشی از نظر بالینی به انواع دیگر پلیمریزاسیون اولویت دارد زیرا خطر نشت محصول جانبی که ممکن است به انقباض ماده یا ایجاد سمیت منجر شود از بین می رود.

با وجود فقدان محصولات جانبی در این واکنش، آکریل ها انقباض پلیمریزاسیون قابل توجهی دارند (۶٪ حجمی). این درجه از انقباض پلیمریزاسیون می تواند تطابق پروتزهای دندانی و کراون های موقت را به شدت به مخاطره اندازد. واکنش پلیمریزاسیون رادیکال آزاد حرارت تولید می کند (گرمازا). این گرما به حدی است که می تواند متیل متاکریلات را به جوش آورد و در پلیمر نهایی تخلخل ایجاد کند. برای اجتناب از ایجاد این تخلخل ها در لابراتوارها باید تمهیدات ویژه ای اندیشیده شود. این حرارت در پلیمرهای روکش موقت می تواند بافت های مجاور را بسوزاند یا به پالپ آسیب برساند!

پلیمریزاسیون افزایشی رادیکال آزاد:
نیازمند رادیکال آزاد
عدم تولید محصول جانبی
اجاد حرارت بالا
انقباض بالا

کراس لینک، کوپلیمر، پلاستی سائزر و فیلر

در پلیمر پلی متیل متاکریلات (آکرلیک)، هر رشته پلیمری از نظر شیمیایی از رشته های دیگر جدا است (شکل ۲ - ۱۳). اگر این رشته ها با هم پیوند داشته باشند، خواص فیزیکی و شیمیایی به طور محسوسی تغییر می کند. این پیوندها کراس