بسمه تعالی

درسنامه مواد دندانی

تهیه و تنظیم

دکتر مریم پیرمرادیان

دکتر حسین باقری

«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

فهرست مطالب

فصل ۲: خواص مواد..... ۱

فصل ۳: مواددندانی پیشگیرانه ۱۵

فصل ۴: مواد ترمیمی زیبایی مستقیم ۲۹

فصل ۵: آمالگام دندانی ۴۹

فصل ۷: سمان ها ۶۲

فصل ۸: مواد قالب گیری ۸۰

فصل ۹: موارد مدل ها و دای ها..... ۹۹

فصل ۱۱: آلیاژهای کستینگ، آلیاژهای wrougth و لحیم ها ۱۱۲

فصل ۱۳: پلیمرها در پروتز ۱۲۹

فصل ۱۵: ایمپلنت های دندانی ۱۵۲

فصل ۲/ خواص مواد

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 ویژگی‌های آن مواد اثبات شده که از این اطلاعات می‌توان 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.

انستیتوی 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 بافتهای دهانی و اثرات سمی احتمالی آن نیز باشد.

تغییرات ابعادی

☑ تغییرات ابعادی درصدی از انقباض یا انبساط ماده است.

ثبات ابعادی در تهیه قالبها و مدل ها بر دقت رستوریشن‌هانهایی اثر دارد. تغییرات ابعادی ممکن است در حین ست شدن در اثر یک واکنش شیمیایی (مواد قالب‌گیری 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 مواد الاستومری نشان دهنده دقت آن ماده است.

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

تغییرات ابعادی حرارتی

در محیط دهان تغییرات دمایی زیادی روی می‌دهد که باعث تغییرات ابعادی در مواد و ساختارهای دندانی می شوند. از آنجایی که معمولاً انبساط حرارتی مواد ترمیمی و بافت‌های دندان یکسان نیست، به یک میزان منبسط یا منقبض نمی‌شوند که می‌تواند به نشت مایعات دهانی در حدفاصل ترمیم و دندان منجرشود.

انبساط حرارتی خطی مواد را می توان با اندازه‌گیری طول یک ماده در دو دما محاسبه کرد. برای مقایسه راحت‌تر، 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 محدوده‌های دمایی یکسان نیست و غالبا 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.

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 می‌شود. این پدیده Percolation نامیده می شود 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 درنظرگرفته می‌شود. در آمالگام دندانیبر (خلاف سایر مواد) در اثر پر شدن فضای اینترفشیال 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 می‌شود که به مرور زمان به شکست باند می‌انجامد.

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

Material	Coefficient ($\times 10^6$/°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

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 می‌شوند.

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، شبیه‌ترین 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.

TABLE 2-2 Thermal Conductivity of Dental Materials

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

خواص حرارتی

☑ گالوانیسم تولید جریان‌های الکتریکی است که بیمار می تواند احساس کند.

دو خاصیت الکتریکی جالب، گالوانیسم (galvanism) و خوردگی (کروژن) است. گالوانیسم در اثر وجود فلزات گوناگون در دهان ایجاد می شود. فلزاتی که در یک الکترولیت قرار می گیرند (مایعی که حاوی یون است) به یک اندازه برای ورود به محلول تمایل ندارند. آلومینیوم که از آلیاژهای آن به عنوان روکش موقت استفاده می شود، 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 ۱-۲) مایعات دهانی به عنوان الکترولیت عمل می کنند و سیستم مشابه یک پیل الکتریکی است. وقتی دو ترمیم با هم تماس میابند، شار الکتریکی به دلیل اختلاف پتانسیل ۲.۶۹ ولتی جریان میابد و بیمار درد و غالباً طعم فلزی را گزارش می کند. برای جلوگیری از وقوع این مشکل از روکش های موقت پلیمری استفاده می شود 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 درنتیجه آن فلز دچار خشونت سطحی و تخلخل می شود. این رویداد می‌تواند در اثر آلوده شدن آلیاژ طلا به فلزی مانند آهن در لابراتوار و یا به دلیل تفاوت در غلظت عناصر در بخش های مختلف یک

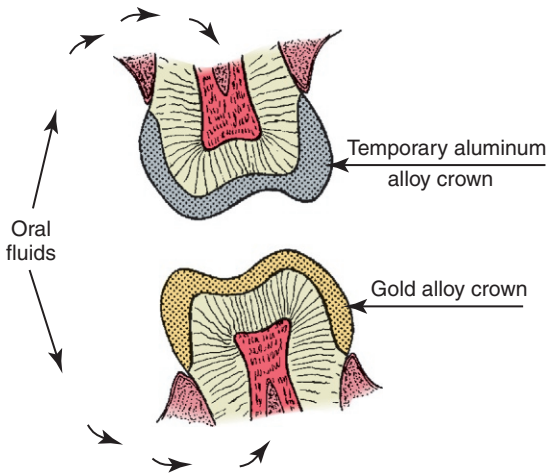


FIG 2-1 Diagrammatic sketch of opposing teeth with a gold crown and a temporary aluminum alloy crown indicating how galvanism can occur.

فصل ۳: مواد دندانی پیشگیرانه

مواد دندانی پیشگیرانه برای جلوگیری از بیماری و آسیب دندان ها و بافت های پشتیبان طراحی می‌شوند. سه ماده پیشگیرانه عبارتند از ژل‌ها یا وارنیش‌های فلوراید، پیت و فیشور سیلانت‌ها و محافظ‌های دهانی. ژلهای فلوراید یا در منزل و یا توسط درمانگر برای پیشگیری از پوسیدگی سطوح صاف به کار می روند. دهانشویه‌ها و وارنیش‌های فلوراید نیز در دسترس هستند. پیت و فیشور سیلانت‌ها پلیمرهایی هستند که برای جلوگیری از پوسیدگی پیت و فیشورها، روی سطح اکلوزال دندان‌های خلفی استفاده می شوند. محافظ دهانی از پلیمرهایی ساخته می‌شود که توسط حرارت فرم داده می‌شوند تا روی دندان های ماگزیلا فیت شوند تا دهان را از ضربات ناگهانی که می توانند باعث شکستگی یا جابجایی دندان ها شود محافظت نمایند. محافظ دهانی می‌تواند به عنوان تری برای فلورایدتراپی موضعی یا ماده بلیچینگ و یا به عنوان محافظی برای پیشگیری از صدمات ناشی از براکسسیسم نیز استفاده شود.

☑ پلیمرها مولکولهای آلی با وزن مولکولی بالا هستند که از از واحدهای تکرار شونده زیادی تشکیل شده اند.

ژل‌ها، فوم ها، دهانشویه ها و وارنیش های فلوراید

اثربخشی یون فلوراید در کاهش بروز پوسیدگی دندان به اثبات رسیده است. روش‌های کاربرد موضعی فلوراید استفاده از ژل‌هادر تری‌ها، دهانشویه‌ها و وارنیش‌ها است.

ترکیب

ژل‌های تجاری اسیدولیت فسفات-فلوراید (APF ، 12300 ppm fluoride) حاوی ۲٪ سدیم فلوراید، ۰.۳۴٪ هیدروژن فلوراید و ۰.۹۸٪ اسید فسفریک به همراه قوام دهنده ، طعم دهنده و مواد رنگی در یک ژل با بیس آبی هستند. برخی از ژل‌های تجاری حاوی سدیم فلوراید بیشتر (۲.۶٪) اما هیدروژن فلوراید کمتری (۰.۱۶٪) هستند. غلظت یون فلوراید در اغلب ژل‌ها در محدوده ۱.۲۲٪ تا۱.۳۲٪ است.(جدول ۱-۳) محصولات APF برای بیماران مبتلا به حساسیت دندانی منع مصرف دارد زیرا می تواند باعث اروژن و تشدید حساسیت دندانی شود.

فوم ها، ژل و دهانشویه های سدیم فلوراید خنثی نیز موجود است. (pH بین ۶ تا ۸) یک محصول تیکسروپیک، حاوی سدیم فلوراید و ترکیبات قوام دهنده (اسید پلی آکریلیک و صمغ) است. مقادیر pH خنثی، باعث اچینگ کمتر مواد ترمیمی مثل کامپوزیت ها ، کامپومرها ، گلاس آینومر های اصلاح شده با رزین(هیبرید اینومر) ، گلاس آینومرها و سرامیک ها می شوند.

وارنیش‌های حاوی ۵٪ سدیم فلوراید (۲۲۶۰۰ ppm فلوراید) نیز در دسترس است (Duraflor Halo 5% Sodium Fluoride White Varnish). برخی از محصولات (Enamel Pro Varnish) حاوی کلسیم فسفات آمورف (ACP) نیز می باشند، که به رمینرالیزاسیون مینای دندان کمک می کند.

استانوس فلوراید نیز منبع تأمین فلوراید است اما می تواند باعث رسوب رنگ بر روی سطح دندان‌ها و ترمیم‌ها شوند.

☑ ماده تیکسروپیک در صورت عدم اعمال نیرو سیلان اندکی دارد ولی وقتی در معرض نیرو قرار می‌گیرد به راحتی جریان میابد.

TABLE 3-1 Examples of Office and Prescription Fluoride Treatments

Fluoride Delivery System	Type	Concentration	Product	Manufacturer
Acidulated phosphate-fluoride	Office-use foam	1.23%	ALLSolutions Fluoride Foam	DENTSPLY Professional (York, PA)
Sodium fluoride	Office-use foam	2.0%	Oral-B Neutra-Foam	Oral-B (South Boston, MA)
	Home-use rinse	0.2%	PreviDent Rinse	Colgate Professional (Canton, MA)
Stannous fluoride	Home-use gel	0.4%	Perfect Choice	Challenge Products (Louisville, CO)

ویژگی ها

اثرگذاری بالینی ژل‌های حاوی اسیدولیت فسفات فلوراید تا حدودی به روش و تعداد دفعات استفاده از آن بستگی دارد. (کاهش ۳۷ و ۴۱ درصدی پوسیدگی در دو مطالعه دو ساله، کاهش ٪۲۶ در یک مطالعه سه ساله ، کاهش ۸۰ درصدی پس از ۲ سال استفاده به صورت روزانه و عدم مشاهده هیچ اثر قابل توجهی در یک مطالعه دو ساله)

در مجموع به نظر می‌رسد برنامه استفاده ۴ دقیقه ای موثرتر از برنامه ۱ دقیقه ای است.

وارنیش حاوی ٪۵ سدیم فلوراید در کاهش پوسیدگی در دندان های شیری و دائمی و وقوع پوسیدگی در حین درمان‌های ارتو مؤثر است. کاهش پوسیدگی (پوسیدگی، از دست دادن دندان(missing) ، سطوح ترمیم شده- DMFS)، ۱۹ تا ۴۸ درصد در دندانهای شیری و۳۰ تا ۶۳ درصد در دندانهای دائمی.

TABLE 3-2 Characteristics of Different Types of Fluoride Treatments

Characteristic	Acidulated phosphate-fluoride	Sodium fluoride	Stannous fluoride
Form acidity (pH)	Gel, rinse, foam Acidic	Gel, rinse, foam Neutral	Gel, rinse Acidic
Can etch restorations	Yes	No	Yes
Can stain restorations	No	No	Yes

پیت و فیشور سیلانت

استفاده از فلوریداسیون منابع تامین آب، کاربرد موضعی فلوراید و برنامه های کنترل پلاک فردی، پوسیدگی سطوح صاف را کاهش داده‌اند اما در کاهش پوسیدگی در پیت و فیشورها (به دلیل ساختار آناتومیک آنها) مؤثر نبوده است.

یک فرورفتگی با انتهای صاف بر روی سطح اکلوزال، شیار نامیده می شود. (شکل ۱-۳) شیار در اثر عبور غذا یا موهای مسواک تمیز می شود. پیت و فیشور، یک نقص مینایی دندان در اثر عدم یکپارچگی مینا در هنگام شکل گیری دندان هستند. این عدم یکپارچگی مینای دندان می‌تواند تا محل اتصال مینا و عاج ادامه یابد و یا در محدوده مینا متوقف شود. آناتومی ویژه پیت و فیشورها باعث می شود این نواحی شیوع پوسیدگی بالایی داشته باشند. در حقیقت ٪۸۴ پوسیدگی دندانی در کودکان ۵ تا ۱۷ ساله پیت‌ها را درگیر می‌کند.

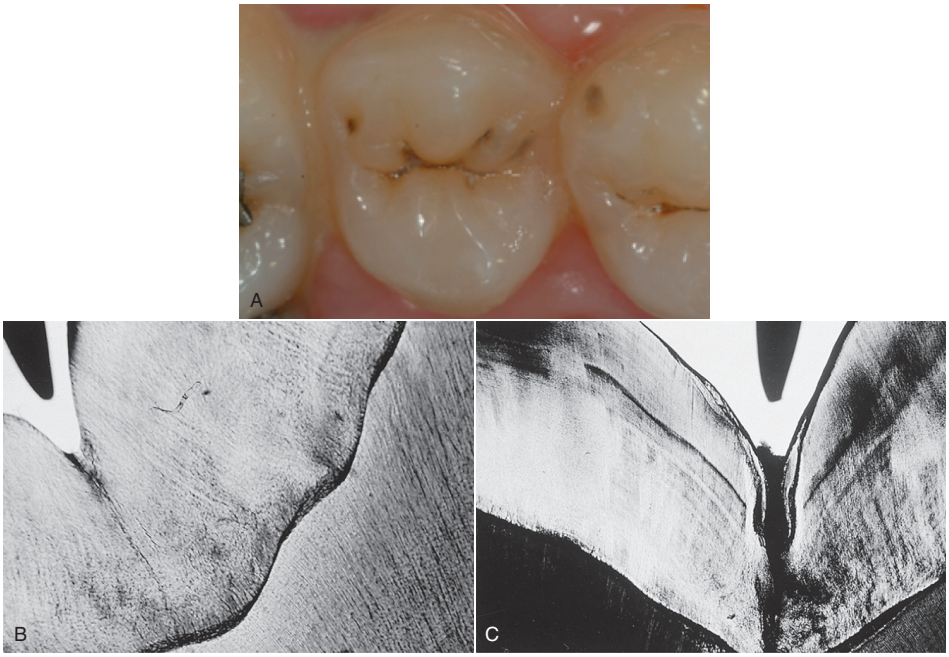


FIG 3-1 Grooves and fissures in the occlusal surface of a tooth. Clinically, **(A)** grooves and fissures in the occlusal surface of a tooth are often discolored, but the coloration belies the extent of the problem. In cross section **(B, C)** the groove may be deeper than it appears clinically, and caries may extend far beyond what the clinician can see with normal vision or detect with an explorer **(C).** Detection of caries in deep fissures requires magnification and drying of the tooth. (**A,** Courtesy Y-W Chen, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA.)

یکی از روش‌های پیشگیری از پوسیدگی پیت و فیشورها، یک روش ترمیمی است که در آن شیارهای اکلوزالی تراشیده می شوند و با آمالگام دندانی پر می شوند. رویکرد دیگر استفاده از پیت و فیشور سیلانت‌ها است. هدف یک پیت و فیشور سیلانت، نفوذ به تمام ترک‌ها، پیت ها و فیشورها در سطوح اکلوزالی دندان‌های شیری و دائمی به منظور سیل نمودن این مناطق و تامین حفاظت مؤثر در برابر پوسیدگی است. اگر پیت و فیشورها مشکوک به پوسیدگی اولیه باشند، فیشورها معمولاً با یک فرز کارباید کوچک و یا با فرزهای تخصصی فیشوروتومی و یا با ایر ابریژن با ذرات آلومینا آماده می شوند. فیشورهای آماده شده بسته به عمق تراش(آماده سازی)، با ترکیبی از کامپوزیت‌های فلو (flowable) ، کامپوزیت‌های سنتی یا سیلانت‌ها پر می شوند. این روش "ترمیم رزینی پیشگیرانه" نامیده می شود.

ترکیب و واکنش

☑ یک مونومر یک مولکول آلی منفرد است که می‌تواند یک پلیمر با وزن مولکولی بالا بسازد.

اغلب پیت و فیشورسیلانت های تجاری (جدول ۳-۳) رزین هایی هستند که پلیمریزاسیون آنها با نور آغاز می شود. ترکیب شیمیایی سیلانت‌ها مشابه مواد ترمیمی کامپوزیتی است و تفاوت اصلی در این است که سیلانت‌ها برای نفوذ به نواحی اچ شده مینایی و پیت و فیشورها (با هدف تامین گیر) سیلان بالاتری دارند.

سیلانت‌های پلیمریزه شونده با نور مرئی (طول موج ۴۹۰ نانومتر) سیستم‌های تک جزءی هستند و نیازی به اختلاط ندارند. رزین یک مونومر دی متاکریلات رقیق شده

(bisphenol A-glycidyl methacrylate [Bis-GMA] یا urethane dimethacrylate [UDMA]) است، که پلیمریزاسیونش با فعال سازی یک دی‌کتون در حضور یک آمین آلی با نور مرئی آغاز می‌شود. سیلانت‌های متعددی باهدف ارتقای دوامشان تا ۵۰٪ وزنی حاوی فیلرهای معدنی هستند و ممکن است حاوی یک رنگدانه سفید برای ایجاد کنتراست بین

سیلانت و مینا باشند. سیلانت‌ها در داخل دهان وقتی در معرض نور کیورینگ قرار می گیرند پلیمریزه می‌شوند و به یک پلیمر کراس لینک شده تبدیل می‌شوند.

Dimethacrylate + Diluent + Activator + Light = Sealant

سیلانت های پلیمریزه شونده با یک اکسلریتور آمین آلی، به صورت سیستم‌های دو جزءی عرضه می شوند. یک جز حاوی یک مونومر و یک آغازکننده بنزوئیل پراکسیدی است و جز دوم حاوی یک مونومر رقیق شده با ۵٪ اکسلریتور آلی آمینی است. این دو ماده قبل از استفاده کاملاً مخلوط می شوند.

TABLE 3-4 Properties of Resin Pit and Fissure Sealants

Property	Typical light-cured sealant
Setting time (seconds)	Activated by light
Compressive strength (MPa)	92–150
Tensile strength (MPa)	20–31
Elastic modulus (GPa)*	2.1–5.2
Knoop hardness (kg/mm^2)	20–25
Water sorption, 7 days (mg/cm^2)	1.3–2.0
Water solubility, 7 days (mg/cm^2)	0.2
Penetration coefficient, 22°C (cm/sec)	4.5–8.8
Wear ($\times 10^{-4}$ mm^3/mm)	22–23

*1 GPa = 1000 MPa.

TABLE 3-3 Examples of Light-Cured Pit and Fissure Sealants

Product	Manufacturer
Clinpro Sealant	3M ESPE (St. Paul, MN)
Helioseal Clear Chroma	Ivoclar Vivadent (Amherst, NY)
Teethmate F-1	Kuraray America (New York, NY)

ویژگی ها

ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی پیت و فیشور سیلانت‌های تجاری در جدول ۴-۳ آورده شده است. خواص دیگری که دارای اهمیت بالینی هستند عبارتند از گیر و اثربخشی.

گیر یک سیلانت در یک فیشور از باند مکانیکی ناشی می‌شود. سیلانت به درون فیشور و نواحی اچ شده مینایی نفوذ کرده و تگ ها را می‌سازد. به دلیل به دام افتادن هوا در کف فیشور (شکل ۳-۲ ، A) یا تجمع دبریها در آن پر کردن و سیل کامل فیشور دشوار است (شکل B ، ۳-۲) اچینگ سطح مینا با تمیز کردن محل قرارگیری سیلانت، ارتقای تر شوندگی مینا، افزایش سطح تماس (surface area) و ایجاد فضاهای با قابلیت نفوذ برای سیلانت برای شکل‌گیری تگ‌ها، گیر سیلانت را ارتقا می دهند (شکل ۳-۳) .

نفوذ یک سیلانت در یک فیشور باید قبل از پلیمریزاسیون باشد. میزان نفوذ به شکل (طول و شعاع) پیت یا فیشور و ضریب نفوذ (PC) سیلانت بستگی دارد. ضریب نفوذ با کشش سطحی و ویسکوزیته سیلانت و زاویه تماس سیلانت بر روی مینا مرتبط است.

فصل ۴/ مواد ترمیمی زیبایی مستقیم

یک ماده ترمیمی مستقیم از نظر زمان کار و هزینه دارای مزایایی است.
انتخاب یک ماده ترمیمی بر اساس: نیاز به زیبایی (اهمیت زیبایی)، آزادسازی فلوراید، مقاومت در برابر سایش، استحکام و سهولت استفاده صورت می‌گیرد.
چهار نوع ماده رستوریتیو زیبایی مستقیم: (۱) کامپوزیت‌ها. (۲) کامپومرها؛ (۳) گلاس آینومرهای اصلاح شده با رزین و (۴) گلاس اینومرها (شکل ۱-۴). کامپوزیت ها امروزه اصلی ترین ماده مورد استفاده در ترمیم‌های مستقیم زیبایی به شمار می‌روند.(سال ۱۹۶۰) گلاس اینومرها در ابتدا برای ترمیم نواحی دچار اروژن سرویکالی (سال ۱۹۷۲) و در ادامه گلاس آینومرهای اصلاح شده با رزین با خواص زیبایی ارتقا یافته معرفی شدند. (سال ۱۹۹۰). در ادامه کامپومرها معرفی شدند تا کاربرد ساده‌تر و در مقایسه با کامپوزیت‌ها امکان آزادسازی فلوراید داشته باشند.(سال ۱۹۹۵)
کامپوزیت‌ها مستحکم، مقاوم در برابر سایش و از نظر زیبایی مطلوب هستند اما یا اصلا فلوراید آزاد نمی کنند یا به میزان کمی آزاد می‌کنند. کامپومرها مقاومت به سایش پایین‌تری دارند اما از نظر زیبایی مطلوب بوده و فلوراید آزاد می کنند. گلاس‌آینومرهای اصلاح شده با رزین نسبت به کامپومرها فلوراید بیشتری آزاد می کنند اما به آن اندازه در برابر سایش مقاوم نیستند و در ترمیم های خلفی استفاده نمی شوند. گلاس‌اینومرها بیشترین میزان فلوراید را آزاد می کنند و برای بیمارانی که ریسک پوسیدگی بالایی دارند بهترین گزینه اند. (جدول ۱-۴)

کامپوزیت ها

ترمیم‌های کامپوزیتی غالبا برای حفرات کلاس های III تا V و کلاس I مشروط بر اینکه تنش‌های اکلوزالی مشکلی ایجاد نکنند و ظاهر ترمیم اهمیت داشته باشد استفاده می شوند. کامپوزیت‌ها نسبت به آمالگام از دوام کمتری برخوردار هستند با این‌حال کامپوزیت‌های طراحی شده برای کاربرد در حفرات کلاس II خلفی در حدود ۵۰٪ این ترمیم ها را پوشش می‌دهند.
کامپوزیت‌ها می‌توانند به صورت کامپوزیت‌های یونیورسال، فلو، لابراتواری، میکروفیلد و نانوفیلد طبقه بندی شوند(جدول ۱-۴). از کامپوزیت ها برای ترمیم‌های موقت، ساخت کوربیلدآپ و پست‌های تقویت شده با فایبر نیز استفاده می شود.

ترکیب و واکنش

کامپوزیت‌ها از سه جز تشکیل شده‌اند: ماتریس رزینی، ذرات فیلری معدنی پراکنده و عامل کوپلینگ سایلنی بر روی ذرات فیلری با هدف ایجاد یک اتصال خوب بین ماتریس و فیلر.

سایز فیلری

در حال حاضر، بیشتر کامپوزیت‌ها دارای فیلرهایی با قطر متوسط ۰.۲ تا ۳ میکرومتر (ذرات فاین) یا ۰.۰۴ میکرومتر (ذرات میکروفاین) هستند. محتوای ذرات با قطر ۰.۰۴ میکرومتر از چند درصد تا ۳۵ درصد وزنی متفاوت است. به دلیل بالاتر بودن دانسیته ذرات فیلری نسبت به ماتریس رزینی، درصد حجمی ذرات فیلری کمتر از درصد وزنی آنها است. کامپوزیت‌های نانوفیلد دارای فیلرهایی با ابعاد ۱ تا ۱۰ نانومتری (nm) هستند، هرچند این فیلرها به صورت خوشه‌هایی با اندازه‌های بزرگتر وجود دارند.

کامپوزیت‌های میکروهیبرید (شکل A ، ۲-۴) حاوی مخلوطی از ذرات فیلری فاین و میکروفاین با محتوای ۸۴٪ وزنی هستند. ذرات فیلری میکروفاین در فضاهای بین فیلرهای فاین قرار می‌گیرند و درصد حجمی کلی ٪ ۷۰ را تامین می کنند که خواص کامپوزیت را ارتقا می‌دهد.

کامپوزیت‌های میکروفیلد (شکل B ، ۲-۴) حاوی فیلرهای میکروفاین با نواحی سطحی(Surface area) بالایی هستند. تنها ۳۵٪ تا ۵۰٪ حجمی از این ذرات را می‌توان به ماتریس رزینی افزود و هنوز کامپوزیت خمیری با ویسکوزیته قابل قبولی داشت. در بعضی از کامپوزیت‌های میکروفیلد از فیلرهایی استفاده می‌شود که در حقیقت ذرات پلیمری به همراه ذرات میکرونی معدنی هستند که در ادامه با ماتریس رزینی مخلوط می شوند. این ذرات فیلری تقویت شده ۱۰ تا ۲۰ میکرومتر هستند. این محصولات امکان افزودن فیلرهای میکروفاین بیشتری را فراهم می کنند و در نهایت خمیری با ویسکوزیته مناسب به دست می دهد.

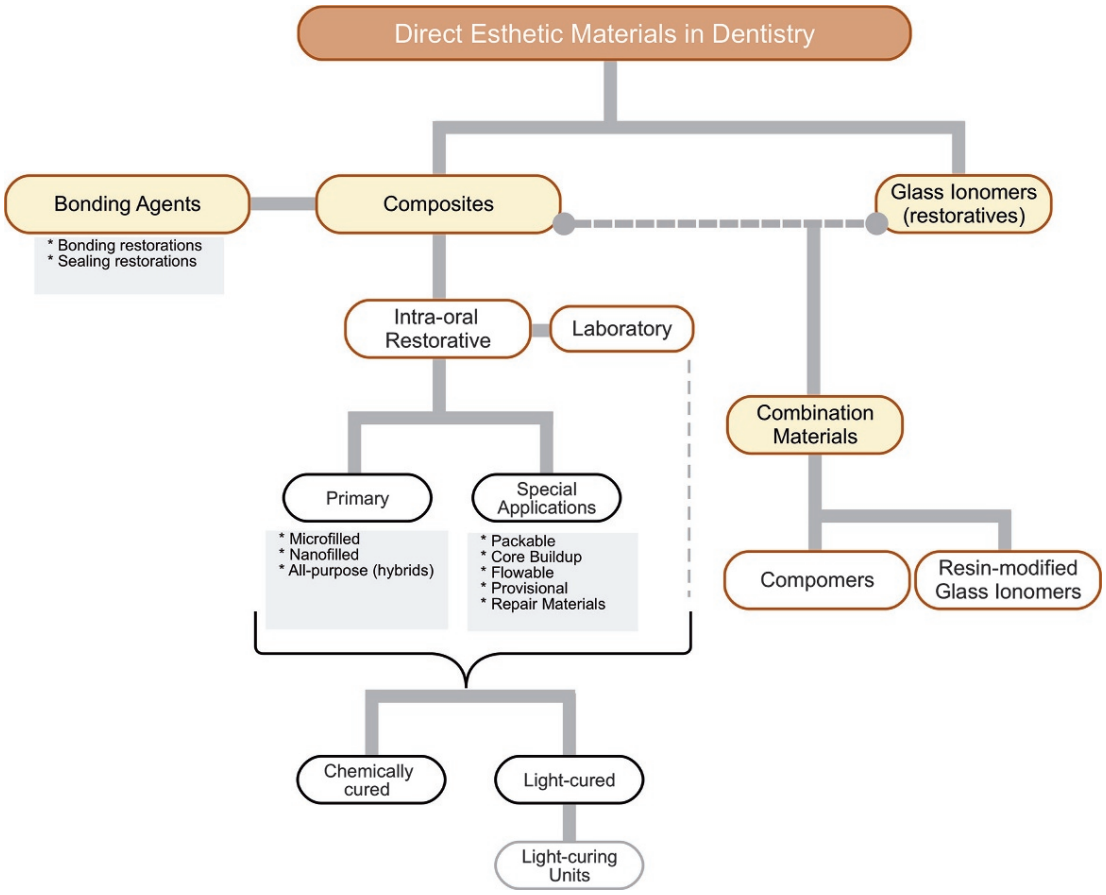


FIG 4-1 Direct esthetic materials have increased in use and in complexity over the years. Originally, composites and glass ionomers were completely separate classes of materials, but combination materials have evolved to provide more treatment options. Initially, no bonding of composites was possible to enamel or dentin, but over time, bonding agents were developed from composite components that allowed bonding to enamel and dentin. Finally, the activation ("curing") of composites also has evolved. The use of visible (mostly blue) light to activate the polymerization of composites has revolutionized composite use; original composites were chemically activated only.

ترکیب فیلری

کوارتز، لیتیوم آلومینیوم سیلیکات و گلاس‌های باریوم، استرانسیوم، روی یا ایتریبیوم به عنوان فیلرهای فاین استفاده شده‌اند. فیلرهای میکروفاین سیلیکای کلوئیدال هستند. فیلرهای فاینی که حاوی اتم های باریوم، استرانسیوم، روی یا ایتربیوم هستند، رادیوپک هستند و رادیو اپسیتی آنها با درصد حجمی این فیلرها متناسب است. کوارتز (سیلیکای کریستالاین) و لیتیوم آلومینیوم سیلیکات رادیوپک نیستند. تولیدکنندگان مشخص می کنند که آیا کامپوزیت رادیوپک است یا خیر. از ترکیبات رادیواپک برای ترمیم دندان‌های خلفی استفاده می شود.

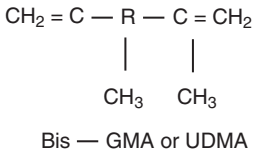
عامل کوپلینگ

برای ایجاد یک پیوند خوب بین فیلرهای معدنی و ماتریس رزینی، تولید کنندگان سطح فیلرها را با سایلن اصلاح می‌کنند. سایلن دارای گروه هایی است که با فیلرهای معدنی و ماتریس آلی واکنش می‌دهند.

☑ سایلن‌ها ترکیبات سیلیکونی آلی دوکاره‌ای(bifunctional) هستند که ذرات فیلری معدنی و ماتریس رزینی را به هم متصل (couple) می‌کنند.

ماتریس رزینی

متداولترین رزین‌ها بر اساس الیگومرهای دی متاکریلات (bisphenol A-glycidyl methacrylathe ، Bis- GMA) یا یورتان دی متاکریلات (UDMA) است. فرمول بسیار ساده شده‌ای در زیر نشان داده شده است که در آن R نشان دهنده تعداد زیادی از گروه‌های آلی (به عنوان مثال ، فنیل- ، متیل- ، کربوکسیل- ، هیدروکسیل- و آمید-) است.



Bis — GMA or UDMA

☑ الیگومر یک مولکول آلی با وزن مولکولی متوسط است که از دو یا چند مولکول آلی ساخته شده است.

الیگومرهای Bis-GMA و UDMA مایعات ویسکوزی هستند که برای تنظیم قوامشان به آنها مونومرهای با وزن مولکولی پایین (dimethacrylates) افزوده می‌شود. این الیگومرها و مونومرهای با وزن مولکولی پایین با پیوندهای دوگانه کربن برای تبدیل شدن به پلیمر با یکدیگر واکنش می‌دهند.

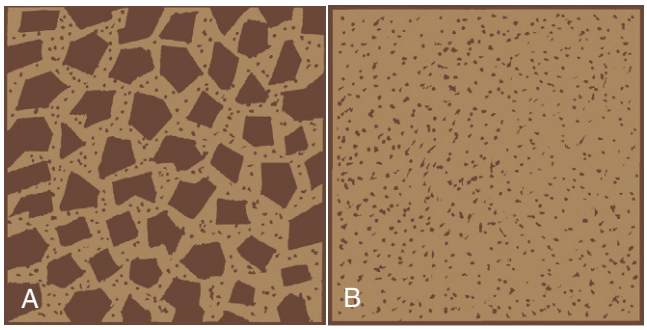


FIG 4-2 Two-dimensional diagrams of microhybrid composite **(A)** and microfilled composite **(B)**.

آغازگرها و تسریع کننده‌ها

امروزه مکانیسم اصلی پلیمریزاسیون (ستینگ) استفاده از سیستم کیورینگ با نور مرئی است. در این سیستم، کامپوزیت با قرار گرفتن در معرض نور شدید آبی، پلیمریزه می شود. نور توسط یک دی‌کتون جذب می‌شود و در صورت وجود یک آمین آلی واکنش پلیمریزاسیون آغاز می‌شود. برای پلیمریزاسیون زمان اکسپوژر ۲۰ تا ۴۰ ثانیه‌ای ضروری است. از آنجا که نور آبی برای شروع واکنش لازم است، دی‌کتون و آمین می‌توانند به صورت همزمان در یک تیوب قرار داشته باشند.

در سیستم های سلف کیور، پلیمریزاسیون به واسطه یک آغازگر آلی پراکسایدی و یک تسریع کننده(accelerator) آلی آمینی انجام می شود. آغازگر و تسریع کننده(accelerator) باید قبل از قرارگیری در حفره جدا نگه داشته شده و مخلوط نشوند.

صرف نظر از سیستم مورد استفاده، واکنش کلی زیر صورت می گیرد:

Dimethacrylate + Initiator + Accelerator
+ Treated inorganic filler → Dental resin composite

پیگمان‌ها

برای ایجاد تطابق میان رنگ کامپوزیت و دندان، مقادیر کمی رنگدانه‌های معدنی افزوده می‌شود. کامپوزیت‌ها در ۱۰ یا بیشتر رنگ (shades) ارائه می‌شوند، که دامنه طبیعی رنگ دندان‌های انسان (زرد تا خاکستری) را پوشش می‌دهد. تینت‌ها دارای پیگمان فراوانی هستند که می توانند برای تطابق با رنگ دندانهای خارج از محدوده نرمال با کامپوزیت‌های با رنگ‌های استاندارد مخلوط شوند. رنگ‌های مخصوص دندان‌های بلیچ شده نیز در دسترس است.

کامپوزیت‌ها با ویژگی های بصری مشابه مینا، عاج، سرویکال و اپک نیز تولید شده‌اند. این کامپوزیت‌های چند منظوره می‌توانند برای ارتقای زیبایی به صورت یک لایه یا چند لایه در محل قرار گیرند.(جدول ۲-۴)

ویژگی‌ها

خواص مهم کامپوزیت‌ها:

۱. انقباض پلیمریزاسیون پایین
۲. جذب آب اندک
۳. ضریب انبساط حرارتی مشابه ساختار دندان
۴. مقاومت بالا در برابر شکستگی
۵. مقاومت بالا در برابر سایش
۶. رادیواپسیتی بالا
۷. استحکام باند بالا به مینا و عاج
۸. تطابق رنگی مناسب با ساختارهای دندانی
۹. کاربری آسان
۱۰. فینیشینگ و پالیشینگ آسان

TABLE 4-1 Uses of Composites, Compomers, Resin-Modified Glass Ionomers, and Glass Ionomers

Type	Uses
Universal composite	Class I, II, III, IV, V, patients with low risk of caries
Microfilled composite	Class III, V
Nanofilled composite	Class I, II, III, IV, V
Bulk-filled composite	Class I, II, VI (mesial, occlusal, distal = MOD)
Flowable composite	Cervical lesions, pediatric restorations, small, low-stress-bearing restorations
Universal flowable composite	Class I, II, III, IV, V, patients with low risk of caries
Laboratory composite	Class II, three-unit bridge (with fiber reinforcement)
Compomer	Cervical lesions, Class III primary teeth, Class I, II restorations in children, Class II (with sandwich technique), patients with medium risk of caries
Resin-modified glass ionomer	Cervical lesions, Class III, V, II (with sandwich technique), pediatric restorations primary teeth, Class I restorations in children, sandwich technique (Class II), patients with a high risk of caries
Glass ionomer	Cervical lesions, Class V restorations in adults in whom esthetics is less important than that of other types, patients with a high risk of caries

TABLE 4-2 Typical Composites, Compomers, Resin-Modified Glass Ionomers, and Glass Ionomers, Including Composites for Special Applications

Type	Product	Manufacturer
Microhybrid composites	Estelite Sigma Quick	Tokuyama Dental America (Burlingame, CA)
Microfilled composites	Durafill VS	Heraeus (South Bend, IN)
Nanofilled composites	Filtek Supreme Plus Universal Restorative	3M ESPE (St. Paul, MN)
Bulk-filled composites	Tetric EvoCeram Bulk Fill Nano-Hybrid Composite Restorative	Ivoclar Vivadent
	Surefil	DENTSPLY Caulk (Milford, DE)
Flowable composites	Filtek Supreme Plus Flowable Restorative	3M ESPE
	Surefil SDR flow	DENTSPLY Caulk
Flowable composites (self-adhesive)	Fusion Liquid Dentin	Pentron Clinical
Laboratory composites	Tescera ATL	Bisco Dental Products (Schaumburg, IL)
Laboratory composites (milled)	Lava Ultimate	3M ESPE
Compomers	Dyract eXtra	DENTSPLY Caulk
Glass ionomers	GC Fuji II	GC America
Resin-modified glass ionomers	GC Fuji II LC	GC America
	Ketac Nano Light-Curing Glass Ionomer Restorative	3M ESPE
Composites for special applications		
Core buildup	LuxaCore Z-Dual	DMG America (Englewood, NJ)
	Clearfil PhotoCore PLT	Kuraray America (New York, NY)
Provisional composites	Luxatemp Fluorescence	DMG America

برخی از این خواص بر حسب اینکه در نواحی خلفی یا قدامی به کار می روند اهمیت بیشتری دارند.
کامپوزیت‌های نانوفیلد ویژگی‌هایی مشابه کامپوزیت‌های میکروهیبرید دارند.

انقباض پلیمریزاسیون

کامپوزیت‌های میکروهیبرید به دلیل داشتن مقادیر کمتر رزین، نسبت به انواع میکروفیلد، در زمان ستینگ انقباض کمتری پیدا می‌کنند. حتی با وجود اسید اچ مینا و عاج و استفاده از عوامل باندینگ، استرس ناشی از انقباض پلیمریزاسیون می‌تواند از استحکام باند یک کامپوزیت به ساختار دندان فراتر رود و در نتیجه، ممکن است میکرولیکیج مارجینال روی دهد.

کامپوزیت های دارای انقباض و استرس پایین (GC Kalore) معرفی شده اند که این رفتار ناشی از سیستم های رزینی و فیلری اصلاح شده آنها است.

فصل ۱۱/ آلیاژهای کستینگ، آلیاژهای wrougth و لحیم‌ها

هزاران سال است که از آلیاژها برای جایگزینی ساختارهای طبیعی دندانی استفاده می‌شود. در ابتدا از طلای خالص استفاده می‌شد زیرا خالص‌سازی، ذوب و کار با آن آسان بود. طلا برای اولین بار به صورت فویل به عنوان ماده ترمیمی استفاده شده (چندین هزار سال پیش). از آنجایی که فویل طلا می‌تواند در دمای دهان تحت فشار به یک توده جامد تبدیل شود منحصر به فر است. غیر از طلا از پلاتین خالص نیز در دندانپزشکی استفاده می‌شود، اما در کل فلزات خالص، از جمله طلا و پلاتین، فاقد ویژگی‌های مناسب برای کاربرد در رستوریشن‌های دندانی بزرگ هستند به همین دلیل، برای بازسازی دندان‌های آسیب‌دیده از ترکیب فلزات و غیرفلزات برای ساخت آلیاژ ها استفاده می‌شود.

☑ آلیاژ ها ترکیبی از فلزات و آلیاژ ها هستند که خواص فیزیکی و شیمیایی بهتری نسبت به فلزات خالص دارند.

برخی از آلیاژها با متد کستینگ(ریخته‌گری) به فرم رستوریشن‌ها در می‌آیند. یک مدل مومی از رستوریشن ساخته می‌شود و سپس یک آلیاژ ذوب‌شده و به شکل الگوی مومی شکل می‌گیرد. بنابراین، این آلیاژها، آلیاژهای ریخته‌گری شده (کستینگ) و رستوریشن‌های آنها کستینگ نامیده می‌شوند. برای تامین زیبایی می‌توان سرامیک را بر روی این ساختار فلزی متصل کرد. آلیاژهایی که برای این منظور استفاده می‌شوند آلیاژهای متصل شونده به سرامیک یا (Ceramic fused to metal alloy) نامیده می‌شوند. آلیاژهای دیگری که ابتدا کست می‌شوند و سپس با استفاده از نیروی مکانیکی به شکل مورد نظر در می‌ایند آلیاژهای wrougth (مفتولی) نام دارند از جمله: سیم‌ها، فایل‌ها و ایمپلنت‌های دندانی. برخی دیگر از آلیاژ برای اتصال سایر آلیاژها به هم استفاده می‌شوند که لحیم نام دارند. آلیاژهای لحیم باید ذوب شوند و بدون ایجاد تغییر در آلیاژهای پایه آنها را به یکدیگر متصل کنند و در نهایت، آلیاژهای کامپوزیتی هستند که به روش سینترینگ تولید می‌شوند و به عنوان زیرساخت‌های فلزی برای رستوریشن‌های سرامیکی-فلزی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

آلیاژها برای این موارد در دندانپزشکی به کار می روند: اینله، انله، روکش، یا پروتزهای ثابت یا متحرک، سیم‌های ارتودنسی(با قابلیت اعمال نیروهای کنترل شده به دندان و استخوان)، فایل‌های اندودنتیک (از جنس استنلس استیل یا آلیاژهای تیتانیوم)، ایمپلنت‌های دندانی درون استخوانی(Endosseous) (از آلیاژهای تیتانیوم).

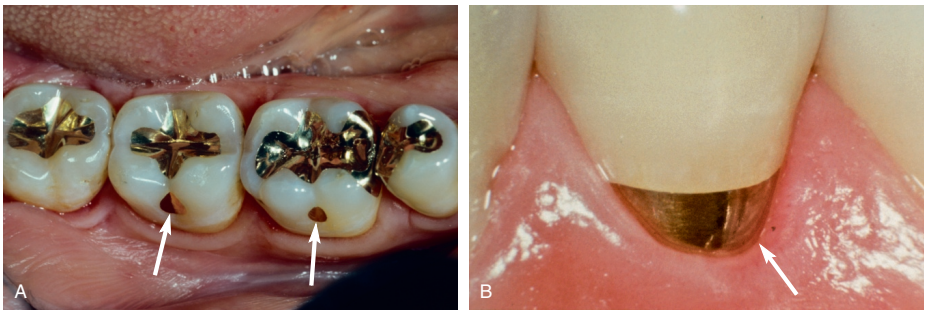


FIG 11-1 **A and B,** Gold foil restorations *(arrows).* The foil, which is gold in nearly pure form, is placed piece by piece into the restoration. If uncontaminated, the pieces weld together into a single mass under hand pressure at mouth temperature. In previous times, this technique was used to restore tooth lesions of significant size, but today its use is restricted to small pit lesions, usually in the posterior teeth. The gold foil technique is technically demanding, but quality restorations last for decades. (Courtesy Richard D. Tucker, University of Washington Department of Restorative Dentistry, Seattle, WA.)

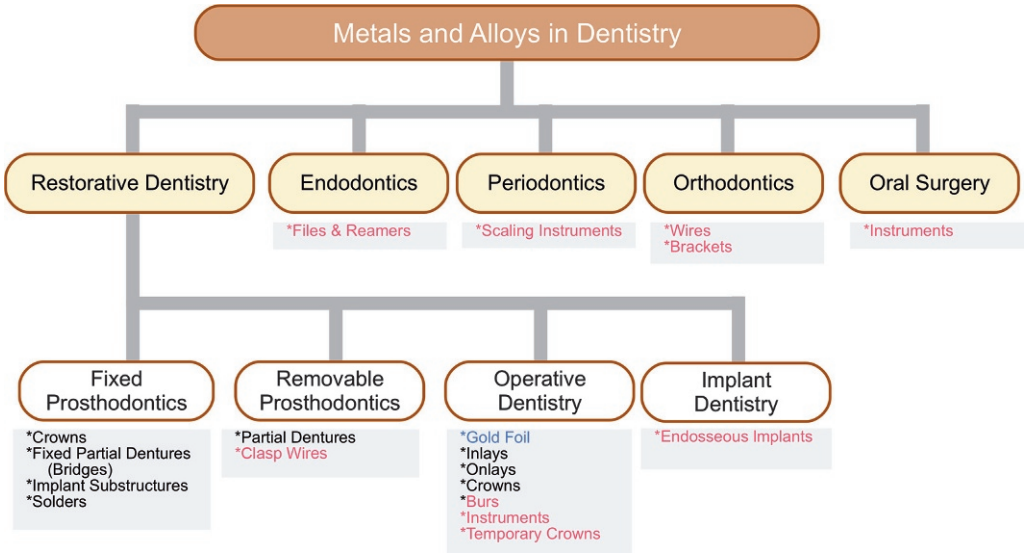


FIG 11-2 Summary of the common uses of metals and alloys in dentistry. Pure metals *(blue)* have limited use in dental restorations but commonly are combined with other metals or nonmetals to form alloys. Alloys have diverse uses in nearly all dimensions of dentistry, including solders, wires, instruments, crowns, bridges, implants, and removable partial dentures. The alloy end product may be formed by mechanical force *(wrought alloys, shown in red text)* or by casting *(casting alloys, shown in black text)*.

مفاهیم اساسی در مورد فلزات و آلیاژها

فلزات نابل، بیس متال و نافلزات

فلزات عناصری هستند که تمایل دارند با اهدای الکترون به سایر عناصر با آنها وارد واکنش شوند. دو سوم جدول تناوبی به فلزات اختصاص دارد. بسیاری از عناصر مورد استفاده در آلیاژهای دندانی و لحیم‌ها فلزات هستند هرچند نافلزات هم در آلیاژها به کار می‌روند. مثلا کربن در مقادیر کم (<1 wt%) به آلیاژها اضافه می‌شود و به میزان قابل توجهی آنها را تقویت می‌کند (کربن - استیل).

فلزات در دندانپزشکی، به دو گروه عمده تقسیم می‌شوند: نابل و بیس متال. فلزات نابل با مقاومتشان به خوردگی حتی تحت شرایط بسیار شدید حفره دهان، تعریف می‌شوند. هفت فلز نابل وجود دارد اما تنها سه فلز در آلیاژهای کستینگ رایج هستند: طلا(Au)، پالادیوم (Pd) و پلاتین (Pt). برخی از متالوژیست‌ها نقره (Ag) را فلز نابل می‌دانند اما به دلیل تمایلش به خوردگی در محیط دهان، نقره در دندانپزشکی یک فلز نابل در نظر گرفته نمی‌شود. فلزات نابل نادر و گران هستند و به همین دلیل در بازار به عنوان فلزات قیمتی (precious) معامله می‌شوند. البته اصطلاح قیمتی نباید برای توصیف فلزات و آلیاژهای دندانی به‌کار رود زیرا این اصطلاح تنها نشان‌دهنده قیمت کالا در بازار است و فلزات قیمتی وجود دارند که نجیب نیستند. در کل اصطلاح نابل ترجیح داده می‌شود زیرا خصوصیات فیزیکی مهم فلز یا آلیاژ را توصیف می‌کند. در دندانپزشکی، بیس متال‌ها فلزاتی هستند که نابل نیستند. در آلیاژهای کستینگ، بیس متال‌های متداول عبارتند از: تیتانیوم (Ti)، نیکل (Ni)، مس (Cu)، نقره (Ag)، کبالت(Co) و روی(Zn). بیس متال‌ها اغلب به

اشتباه فلزات "بد" تلقی می‌شوند. در حقیقت، بیس‌متال‌ها در آلیاژها برای اطمینان از استحکام، انعطاف‌پذیری و مقاومت به سایش (که برای رستوریش‌های دندانی ضروری است) مورد استفاده قرار می‌گیرند هرچند بیس متال‌ها نسبت به فلزات نابل، تمایل بالاتری برای خوردگی در محیط دهان دارند. بیس متال‌های خالص تقریبا هیچگاه برای رستوریش‌های دندانی استفاده نمی‌شوند. تنها استثناء تیتانیوم است که به شکل تقریبا خالص برای ایمپلنت های endosseous به کار می‌رود.

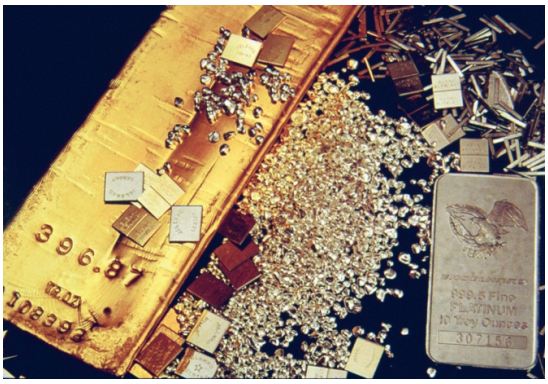


FIG 11-3 Gold *(left),* palladium *(middle),* and platinum *(right)* are three noble elements commonly used in dental alloys. Gold and platinum also have been used in pure form in dentistry. These three metals are classified as noble because they show little tendency to corrode in the oral environment. The larger number stamped on the gold indicates the mass in grams.

عناصر موجود در آلیاژهای دندانپزشکی

طلا یک عنصر نابل و شاید شناخته شده‌ترین فلز دندانی است. در گذشته طلا نقش پررنگ‌تری ایفا می‌کرده است اما هنوز هم. یکی از اجزای رایج بسیاری از آلیاژهای دندانی است. طلا به. دلیل مقاومت. بسیار بالا به. خوردگی، چکش خواری بالا (توانایی شکل گرفتن به روش مکانیکی)، رنگ زرد و نقطه ذوب نسبتا پایین (۱۰۶۴ درجه) برای کستینگ‌ها استفاده می‌شود. طلا می‌تواند باعث رنگ زرد آلیاژ شود اما زرد نبودن یک آلیاژ معیار مناسبی برای عدم حضور طلا نیست. پالادیوم دومین عنصر نابل در آلیاژهای کستینگ است. مقاومت به خوردگی عالی، اما دمای ذوب بالایی دارد (۱۵۵۴ درجه) و بسیار سختتر از طلا است. استفاده خالص از پالادیوم عملی نیست، اما غالبا به آلیاژهای با بیس طلا اضافه می‌شود تا سختی یا دمای ذوب آنها افزایش دهد. مثلا زمانی که نیاز است سرامیک بر روی یک کور کستینگ سینتر شود، لازم است دمای ذوب آلیاژ به بالاتر از دمای پخت پرسلن افزایش یابد. پالادیوم رنگ آلیاژهای با بیس طلا را سفید می‌کند. (یک آلیاژ ممکن است ۹۰ ٪ طلا و فقط ۱۰ ٪ پالادیوم (وزنی) داشته باشد، اما رنگ آن سفید باشد) . پلاتین سومین عنصر نابل در آلیاژهای کستینگ است که دمای ذوب بالایی دارد (۱۷۷۲ درجه) و از پالادیوم نیز سختتر است. با این حال، پلاتین کمتر در آلیاژهای دندانی استفاده می‌شود زیرا نمی‌تواند به اندازه‌ای که طلا و پالادیوم در یکدیگر حل می‌شوند در این آلیاژها حل شود به علاوه گرانترین فلز نابل نیز هست. مس، نقره و روی از بیس متال‌های رایج در آلیاژهای کستینگ هستند. مس قرمز است و استحکام آلیاژهایی با بیس طلا یا پالادیوم را از طریق پدیده‌ای به نام سخت شوندگی محلول جامد (solid-soloution) افزایش می‌دهد. نقره نیز به همین روش برای سفت کردن آلیاژهااستفاده می‌شود.

روی دمای ذوب پایینی (۴۲۰ درجه) دارد و قادر است در طول فرآیند کستینگ، مانع از اکسیداسیون آلیاژ شود علاوه بر این به عنوان یک سخت کننده برای آلیاژهای پلاتین و طلا نیز مورد استفاده قرار گرفته‌است. فلزات نیکل، کبالت،

تیتانیوم، آهن و ایندیوم دیگر بیس متال‌های مورد استفاده در آلیاژهای دندانی هستند. این عناصر در مقادیر کم و به منظور استفاده از ویژگی‌های خاصشان و یا به عنوان عنصر اصلی در آلیاژ به کار برده می‌شوند. مثلا افزودن مقادیر اندک آهن اتصال سرامیک به آلیاژهای بیس متال را ارتقا می‌دهد و یا ایندیوم قادر است آلیاژی با grainهای ریزتر تولید نماید. نیکل و کبالت به دلیل ارزان بودن متداولترین اجزای آلیاژهای بیس متال هستند.

ساختار کریستالی و grain های آلیاژ

آلیاژهای دندانپزشکی ساختار کریستالی دارند. در زمان انجماد آب، در ابتدا کریستال‌های ریز یخ در آب شکل می‌گیرند و سپس کریستال‌ها به آرامی رشد می‌کنند تا به یکدیگر رسیده و به درون یکدیگر وارد شوند و در نهایت همه آب منجمد شود. مرحله‌ای در فرآیند انجماد وجود دارد که آب و یخ به صورت همزمان وجود دارند. آلیاژها هم رفتار مشابهی دارند. هنگامی که آلیاژ مذاب (مایع) شروع به انجماد می‌کند، کریستال‌ها شکل می‌گیرند و با سرد شدن آلیاژ رشد می‌کند. این کریستال‌ها که در متالورژی grain نامیده می‌شوند با میکروسکوپ قابل مشاهده هستند. هر grain یک شبکه کریستالی از اتم‌های فلز است. مرزهایی که در آنها کریستال‌های مجاور به یکدیگر می‌رسند، grain boundry نامیده می‌شوند. اندازه دانه‌ها بسیار مهم است. در کل grain های ریز مطلوب‌تر هستند، زیرا تضمین کننده یکنواختی خواص آلیاژ هستند. گاهی عناصری به به آلیاژهای با بیس طلا اضافه می‌شوند تا اندازه grain ها را کاهش دهند (ایریدیوم یا روتنیوم) به این فلزات grain refiners گفته می‌شود. ساختار grain هر آلیاژ به ترکیب آن آلیاژ بستگی دارد. آلیاژهای بیس متال، grain های بزرگ‌تری دارند و در آنها نمی توان از grain refiner استفاده کرد .

ساختار grain های یک آلیاژ به طور قابل‌توجهی توسط نیروهای مکانیکی تغییر می‌کند. برای مثال، اگر آلیاژی در اثر نیورهای مکانیکی به شکل ورق یا یک سیم درآید یا توسط ابزار برش، ماشینکاری شود، شکل grain ها به هم می‌ریزد. این نوع از آلیاژ، آلیاژ wrought نامیده می‌شود و grain های فایبر شکل دارد. گرم کردن یک آلیاژ بعد از کستینگ یا کار مکانیکی نیز ساختار grain ها را تغییر می‌دهد. این تغییرات می‌تواند منجر به تغییرات قابل‌توجهی در خواص آلیاژها و بروز مشکلات بالینی شود. برای مثال، اگر ویژگی فنری(ارتجاعیت) یک سیم ارتودنسی از ساختار فیبری grain های آن ناشی شده باشد، در اثر حرارت و تغییر این ساختار فیبری، فنر تضعیف می‌شود. بنابراین، فرایندهایی که نیاز به حرارت دهی دارند (مانند پخت سرامیک بر روی کور فلزی و یا لحیم‌کاری) باید با در نظر گرفتن تغییرات ساختاری grainها انجام شود. سایر تغییرات مهم در ساختار بلوری آلیاژ، حتی زیر میکروسکوپ نیز قابل مشاهده نیست. در برخی از آلیاژهای دندانی، اینکه اتم‌ها چگونه در شبکه کریستالی آلیاژ مستقر شده‌اند، بسیار مهم است. برای مثال، در آلیاژی از طلا و مس، اگر اتم‌های مس به طور منظم در شبکه کریستالی مستقر شده باشند (ساختار کریستالی منظم)، آلیاژ به طور قاب‌لتوجهی قویتر خواهد شد. اتم‌های مس می‌توانند بسته به نحوه کستینگ (یا گرم شدن مجدد) و سرد شدن آلیاژ، جایگاه‌های شبکه‌ای خود را تغییر دهند. بر همین اساس خواص آلیاژهای با پایه طلای حاوی مقادیر کافی مس، با گرم کردن (تا ۱۰۰ درجه سانتی گرادی فرم مذاب) و سرد کردن آرام، ارتقا میابد. تغییرات در ترتیب اتم‌ها در شبکه کریستالی حتی با میکروسکوپ الکترونی نیز غیر قابل مشاهده است. (با پراش اشعه ایکس x-ray diffraction قابل تشخیص است). همه آلیاژها رفتار ordered hardening را نشان نمی‌دهند. برای مثال، در آلیاژهای بیس متال، چرخه‌های

حرارتی و سرمایش غالبا خواص آلیاژ را تخریب میکند. لابراتوآرها از ساختارهای بلوری منظم برای افزایش سختی برخی از آلیاژها به عنوان یک مزیت کلینیکی استفاده می‌کنند.

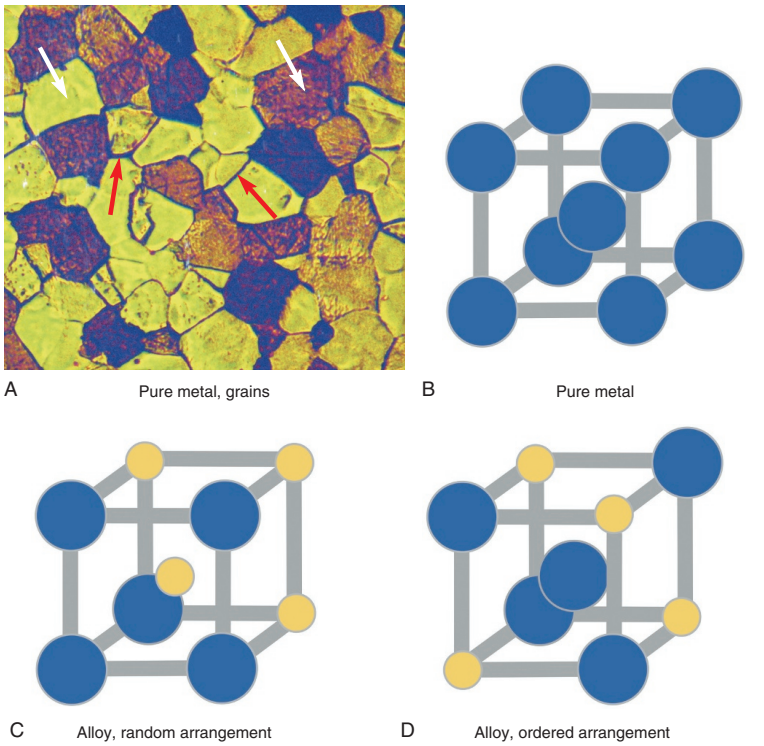


FIG 11-4 Grain and crystal structure of alloys. At the level of the light microscope **(A),** each crystal in an alloy or pure metal is visible as a grain *(white arrows).* Each grain has different shades because it is oriented differently with respect to incident light. Grains meet and form grain boundaries *(red arrows),* which are often subject to corrosive attack in the oral environment. Grain size (each grain is about 10 μm across here) is important to alloy performance. At the atomic level, the metal atoms in a pure metal have a specific crystal orientation (**B,** *body-centered cubic shown here*). The different elements in alloys *(denoted by blue or yellow circles)* coexist in crystalline arrays; the ability of elements to coexist depends on their relative sizes and electron configurations. The elements in an alloy may occupy random positions in the crystal lattice **(C)** or be relatively ordered **(D).** The nature of these crystals plays a major role in the electrical, optical, and mechanical properties of alloys. For example, gold-copper alloys with an ordered crystal structure have higher strength and hardness than those with a random crystal structure. Alloys may contain as many as 10 different elements.

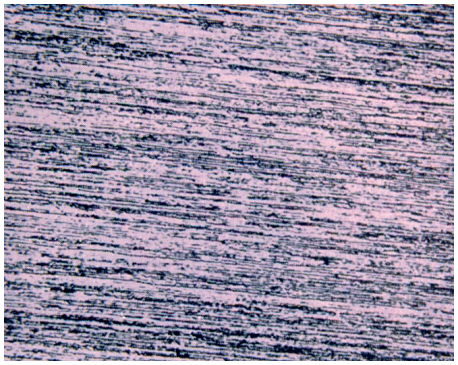


FIG 11-5 Fibrous grain structure of wrought alloys under the light microscope. If a cast alloy is mechanically worked, it is referred to as a wrought alloy, and its grain structure is altered by breaking up the cast grains (see Figure 11-4, *A*) into a fibrous form seen here. Alloys with a fibrous grain structure are generally stronger and more brittle than their cast counterparts. Fibrous grain structures are common in wires used for orthodontics or in wires for clasps on removable partial dentures. The scale of the figure is approximately 500 μm across.

ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی مهم آلیاژها

آلیاژهای دندانی خواص آزمایشگاهی و بالینی متنوعی دارند. این ویژگی‌ها شامل رنگ، دامنه ذوب، چگالی، استحکام، مدول و سختی هستند. رنگ اغلب برای توصیف یک آلیاژ استفاده می‌شود و برای بیماران مهم است. آلیاژها غالبا رنگ‌های زرد یا نقره‌ای دارند (سفید). بسیاری از پرسنل دندانپزشکی و بیماران معتقدند که آلیاژهای زرد رنگ، طلای بالایی دارند اما آلیاژهای سفید خیر! اما رنگ یک آلیاژ ابزار پیش‌بینی‌کننده خوبی برای ترکیب یا دیگر ویژگی‌های آن آلیاژ نیست. آلیاژهای زرد و سفید ممکن است حاوی طلا باشند یا نباشند.

☑ رنگ یک آلیاژ معیار مناسبی برای پیش‌بینی ترکیب و یا خواص فیزیکی یا زیست‌سازگاری آن آلیاژ نیست اما ممکن است برای بیماران مهم باشد.

برخلاف ترکیبات خالصی مثل شکر، آلیاژ در یک دما ذوب نمی‌شوند بلکه دارای دامنه ذوب است. دامنه ذوب تا حدودی منعکس کننده دمای ذوب، اجزای تشکیل دهنده آلیاژ است. اگر دامنه ذوب آلیاژی از ۹۵۰ درجه تا ۱۰۰۰ درجه سانتی

۳-۴ سرامیک های دندانی

سینترینگ: فرآیندی که طی آن ذرات در دمای بالا در نقطه تماس خود با یکدیگر، اتصال می‌یابند.

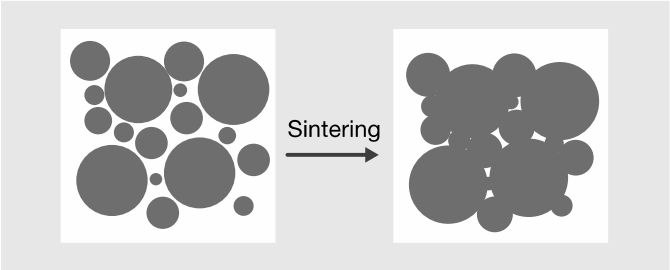


Figure 3.4.1 Sintering of ceramic particles

ترکیب پرسلن‌های دندانی: پرسلن‌ها گروهی از سرامیک‌ها هستند. پرسلن‌های دندانپزشکی اولیه حاوی فلدسپار، کوارتز و کائولن بوده‌اند.

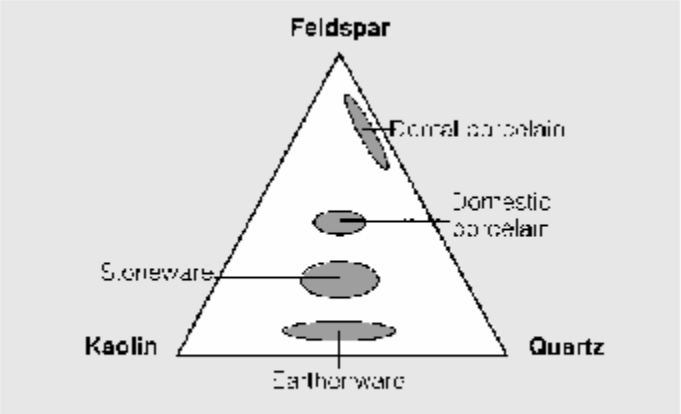


Figure 3.4.2 Relative composition of ceramic products based on feldspar, kaolin and quartz

Table 3.4.1 Composition of household and dental porcelains

Porcelain	% Kaolin	% Quartz	% Feldspar
Household	50	20–25	25–30
Dental	0	25	65

کائولن: آلومینیوم سیلیکات هیدراته است. ($Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$) که بعنوان اتصال‌دهنده[1] عمل کرده و به قالبریزی پرسلن سینتر نشده کمک می‌کند. کائولن اپک است و وجود آن به مقدار کم نیز موجب عدم ترانسلوسنسی کافی پرسلن می‌شود. بنابراین کائولن از پرسلن‌های دندانی حذف شد. از اینرو، پرسلن دندانی یک فلدسپاتیک گلاس است که سیلیکای کریستالین در آن وارد شده. کوارتز طی پخت[2] پرسلن بدون تغییر باقیمانده و بعنوان عامل تقویت کننده عمل می‌کند. کوارتز بصورت ذرات منتشر کریستالی ریز در فاز شیشه‌ای پراکنده شده است که این فاز شیشه‌ای بوسیله ذوب فلدسپار تولید می‌شود. فلدسپار هنگام ذوب فیوز شده و ایجاد این ماتریکس شیشه‌ای می‌نماید.

فلدسپار مخلوطی از پتاسیم آلومینیوم سیلیکات ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) و سدیم آلومینیوم سیلیکات ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) است که albite نیز نامیده می‌شودو نسبت سودا (Na_2O) و پتاس(K_2O) بر خواص آن تاثیرگذار است. سودا موجب کاهش دمای فیوژن و پتاش موجب افزایش ویسکوزیتی گلاس مذاب میشود. میزان مناسب پتاس موجب جلوگیری از pyroplastic flow پرسلن حین پخت و گرد شدن گوشه‌ها می‌گردد.

Table 3.4.2 Typical oxide composition of a dental porcelain

Material	Wt %
Silica	63
Alumina	17
Boric oxide	7
Potash (K_2O)	7
Soda (Na_2O)	4
Other oxides	2

در کارخانه این اکسیدها همراه با هم ذوب شده و مذاب حاصل در آب سریعا سرد[3] می‌شود. ماده حاصل frit نامیده می‌شود و به این فرآیند friting می‌گویند. نتیجه سرد شدن سریع مذاب ایجاد استرس‌های داخلی زیاد در گلاس است که موجب ایجاد ترک‌های زیاد در آن می‌شود. این ماده را می‌توان براحتی آسیاب کرد و پودر نرمی برای استفاده تکنسین لابراتوار تهیه کرد.

در خلال پخت پرسلن در لابراتوار هیچ واکنش شیمیایی رخ نمی‌دهد. در این فرایند، ذرات گلاس در دمای بالای Tg ذوب شده و طی فرآیند Liquid-phase sintering به هم فیوز می‌شوند و سپس مجددا سرد می‌شوند. بنابراین تمام آنچه که رخ می‌دهد شامل فیوژن ذرات به هم، بواسطه سینترینگ و ایجاد یک توده یکپارچه است.

[1] binder
[2] Firing
[3] quench

اهمیت اندازه ذرات: توزیع سایز ذرات از نظر امکان تامین حداکثر تراکم برای کاهش انقباض پرسلن حین پخت حائز اهمیت است. میانگین سایز ذرات معمولا در محدوده ۲۵ میکرومتر است که دارای توزیع گسترده‌ای با اندازه‌های دیگر می‌باشد به گونه‌ای که ذرات کوچکتر فضای بین ذرات بزرگتر را پر می‌کنند. و به این ترتیب تراکم افزایش میابد.

سایر افزودنی‌های پرسلن:

اکسیدهای فلزی به منظور ایجاد رنگ:

اکسید آهن: قهوه‌ای

اکسید مس: سبز

اکسید تیتانیوم: زرد قهوه‌ای

اکسید کبالت: آبی

گاهی نشاسته یا شکر بعنوان اتصال دهنده به پرسلن افزوده می‌شوند.

مراحل تولید یک PJC[۴]

متراکم سازی[۵]: برای ساخت PJ C پودر پرسلن با آب مخلوط شده و بصورت خمیر بر روی دای پوشیده شده با فویل پلاتینی قرار داده می‌شود. در این روند سه نوع پودر پرسلن استفاده می‌شود: اپک برای پوشاندن رنگ ماده کور(آمالگام، پست و...) دنتین و انامل.

هدف از متراکم کردن خارج کردن آب تا حد ممکن است تا ذرات پودر متراکم‌تر شده و انقباض پخت کاهش یابد. نقش اتصال دهنده نگهداشتن ذرات در کنار هم است. زیرا ماده در این حالت که green-state نامیده می‌شود، شدیدا ترد و شکننده است.

پخت[۶]: ابتدا روکش به منظور حذف آب اضافی، در بخش ورودی کوره به آرامی حرارت داده می‌شود. با این کار بخار ناگهانی تولید نمی‌شود. زیرا تولید بخار موجب ترک خوردن پودر متراکم شده می‌شود. پس از خشک شدن پودر، روکش در کوره قرار داده شده و اتصال دهنده سوزانده می‌شود. در این مرحله مقداری انقباض رخ می‌دهد.

ذرات پودر در سطح خود به هم فیوز می‌شوند. در این حالت پرسلن شدیدا متخلخل است. به این مرحله، حالت low bisque stage گفته می‌شود. با افزایش بیشتر حرارت، گلاس مذاب در لابلای ذرات نفوذ کرده و موجب فیوژن بیشتر ذرات می‌شود. در این مرحله،

---

[۴] **porcelain jacket crow**

[5] Compaction

[6] Firing

انقباض زیادی (٪۲۰) رخ می‌دهد و ماده تقریبا غیرمتخلخل است. بنابراین علت انقباض پرسلن حین پخت، بعلت فیوژن ذرات حین سیترینگ است.

اگر کراون مدت زیادی در کوره باقی بماند، شکل خود را بعلت فلوی پیروپلاستیک (جریان یافتن گلاس مذاب) از دست خواهد داد.

سرعت سرد شدن کراون باید آهسته باشد تا ایجاد ترک و craze نکند.

پخت در خلاء: فرآیند پخت می‌تواند در خلاء و یا در حضور هوا باشد. پخت در خلاء موجب ایجاد پرسلن متراکم‌تری می‌شود. حباب کمتری شکل می‌گیرد و استحکام و رنگ آن بهبود میابد. نواحی دارای حباب بر روی ترانسلوسنسی اثر گذاشته و موجب تفرق نور می‌شود. همچنین آشکارشدن حباب‌ها پس از سایش، برروی سطح، موجب افزایش خشونت سطح و ظاهر بد می‌شود.

گلیز[۷]: گلیز کردن سطح برای ایجاد یک سطح صاف، درخشنده و غیرقابل نفوذ (بعلت حذف تخلخل‌های سطحی) انجام می‌شود که به دو طریق قابل انجام است:

گلاس‌های با دمای ذوب پایین برروی سطح بکاربرده می‌شوند. حرارت نسبتا کم در زمان کوتاه برای فیوژن این گلاس‌ها کافی است.

پخت نهایی روکش تحت شرایط کنترل شده، لایه سطحی را ذوب کرده و ایجاد یک سطح گلیز نفوذناپذیر می‌نماید.

ویژگی‌های پرسلن‌های دندانی

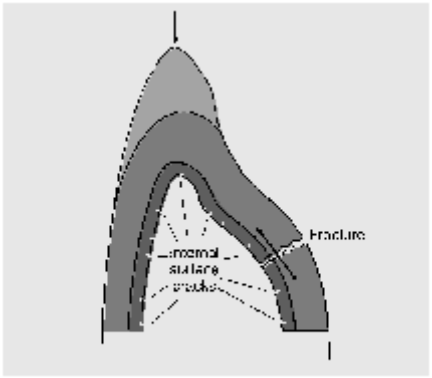
پرسلن‌ها از نظر شیمیایی بسیار با ثبات هستند، زیبایی عالی داشته و به مرور زمان دچار اضمحلال نمی‌شوند و هدایت حرارتی و ضریب انبساط حرارتی آن‌ها مشابه مینا و عاج است.

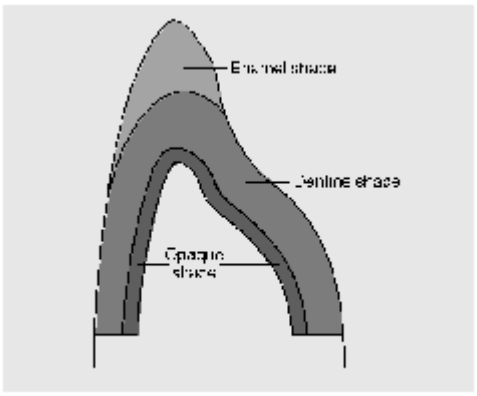
استحکام فشاری بالا، استحکام کششی پایین (مشخصه یک جامد ترد)و چقرمگی شکست[۸] اندکی دارند. ماگزیمم استرینی که یک شیشه می‌تواند تحمل کند کمتر از ٪۰/۱ است. گلاس‌ها شدیدا به وجود ترک‌های ریز سطحی حساس هستند. از آنجاییکه پرسلن‌ها رسانایی حرارتی پایینی دارند حین سرد شدن (از دمای کوره به دمای محیط)، سطح خارجی آن‌ها سریع‌تر از سطح داخلی منقبض می‌شود. در ابتدا سطح خارجی بیشتر از سطح داخلی منقبض شده و موجب ایجاد استرس فشاری در سطح خارجی و استرس کششی باقیمانده در سطح داخلی می‌شود، زیرا انقباض سطح خارجی باعث جلوگیری از انقباض سطح داخل می‌شود.

اگر تغییرات ابعادی افتراقی سطح داخل و خارج زیاد باشد، سطح داخلی دچار شکست می‌شود تا استرس‌های کششی دخیره شده را آزاد نماید. این مساله موجب ایجاد میکروترک‌های متعدد در سطح داخلی می‌شود که می‌تواند منجر به شکست کراون شود.

---

[7] Glazing
[8] Fracture Toughness





گلیزی که ضریب انبساط آن کمی کمتر از پرسلن مورد استفاده باشد، داخل ترک‌ها را پر کرده و همچنین سطح را تحت فشار قرار می‌دهد. متاسفانه این عمل در سطح داخلی بعلت ایجاد اشکال در نشست رستوریشن امکان‌پذیر نیست.

استحکام کششی پایین پرسلن‌های فلدسپاتیک کاربرد آن‌ها را محدود به نواحی کم استرس می‌نماید. بنابراین باید پرسلن توسط یک ساپورت با استحکام بالا حمایت شود.

طبقه‌بندی سرامیک‌های دندانی مدرن:

برای غلبه بر مشکل استحکام و چقرمگی[9] کم پرسلن‌های دندانی دو راه حل وجود دارد:

ساپورت پرسلن با زیرساختاری محکم‌تر.

تولید سرامیک‌هایی با استحکام و تافنس بالاتر.

بدین ترتیب سرامیک‌های دندانی را بر اساس ساختار تقویت کننده‌شان می‌توان به سه گروه طبقه بندی کرد:

متال- سرامیک‌ها

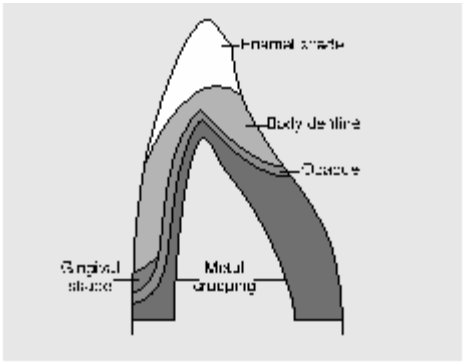
سیستم‌های دارای کور سرامیکی تقویت شده

سرامیک‌های رزین باندد

[9] Toughness

۳-۵ سرامیک های باند شونده به فلز

میکروکرک‌های سطح داخلی ترمیم‌های سرامیکی منبع اصلی ضعف این ترمیم‌هاست. گلیز کردن سطح داخلی آن‌ها می‌تواند باعث حذف این ترک‌ها شود ولی به دلیل برهم زدن تطابق، عملی نیست. راه دیگر، باند سرامیک به یک زیرساختار فلزی است تا بدین ترتیب این ترک‌های میکروسکپی حذف شوند که اساس سیستم‌های متال-سرامیک می‌باشد.



از آنجاییکه فلز بعنوان سدی در برابر پیشرفت کرک‌ها عمل می‌کند، در صورت ایجاد باند مناسب بین پرسلن و فلز، کرک‌های داخلی حذف می‌شوند. شکست پیوند بین فلز و سرامیک، محتمل‌ترین علت شکست در ترمیم‌های متال-سرامیک است.

یک عامل مهم در توانایی باند سرامیک به فلز، میزان تفاوت بین ضریب انبساط سرامیک و فلز است. اگر این اختلاف زیاد باشد، در خلال سرد شدن پرسلن پس از پخت، استرس زیادی درون آن ایجاد می‌شود.

سه مکانیسم در باند فلز و سرامیک مطرح هستند:

گیر مکانیکی

انطباق فشاری[۱۰]

اتصال شیمیایی

گیر مکانیکی ناشی از جریان یافتن سرامیک در فضاهای میکروسکوپیک سطح فلز است. خشونت سطح فلز اغلب با استفاده ازAlumina-air abrasion و یا سایش افزایش میابد. این عمل علاوه بر افزایش گیرمکانیکی، به تمیز کردن سطح کمک می‌کند که منجر به wetting بهتر سطح فلز توسط سرامیک می‌شود.

قبل از قرار دادن پرسلن برروی کوپینگ فلزی، کوپینگ در کوره تحت فرآیند degassing قرار می‌گیرد که هرگونه آلودگی باقیمانده را از بین برده و احتمال ایجاد حباب در اینترفیس را بعلت گازهای بدام افتاده در توده فلز کاهش می‌دهد.

---

[10] Compression fit