

اصول مواد دندانی (گریگ ۲۰۱۹ - فیلیپس ۲۰۲۲)

تدوین و گردآوری

دکتر سیده فرناز طباطبائی

دکتر علیرضا رنجبر

دکتر شیما اسماعیلزاده



موسسه انتشاراتی
پیشگامان پارس

۱۳۲	خصوصیات فیزیکی
۱۳۲	خواص مکانیکی
۱۳۳	آلیاژهای بیس متال ریختگی برای پروتزهای ثابت
۱۳۳	تیتانیوم و آلیاژهای تیتانیوم
۱۳۶	آلیاژهای مفتولی استینلس استیل
۱۳۶	کاربرد عناصر آلیاژی و مقاومت شیمیایی
۱۳۷	آلیاژهای نیکل - تیتانیوم مفتولی
۱۳۸	آلیاژ بتا- تیتانیوم مفتولی
۱۳۹	فصل ۱۱: سرامیک‌ها
۱۴۰	خواص مکانیکی و حرارتی سرامیک‌های دندانی
۱۴۷	فصل ۱۲: مواد قالبگیری و کستینگ
۱۴۷	هدف از مواد قالبگیری
۱۴۷	انواع مواد قالبگیری
۱۴۸	نسبت و اختلاط
۱۴۸	خواص
۱۵۰	مواد قالبگیری الاستومتری
۱۵۲	ترکیب و واکنش‌ها
۱۵۳	خواص ستینگ
۱۵۴	خواص مکانیکی
۱۵۶	ترشوندگی (Wettability) مواد قالبگیری الاستومری
۱۵۶	ارتباط خواص ماده با کاربرد بالینی
۱۵۷	مواد دای، کست و مدل
۱۵۹	فراورده‌های گچی
۱۶۲	خواص
۱۶۲	زمان ستینگ

۱۰۷	روش‌های ارزیابی استحکام باند
۱۰۷	آزمون‌های استحکام باند Macroshear
	روش‌های اندازه‌گیری انقباض و استرس حین کیور کردن رزین کامپوزیت‌ها
۱۰۸	

فصل ۸: انواع زیست مواد

۱۱۱	فلزات و آلیاژها
۱۱۳	پلیمرها
۱۱۴	سرامیک‌ها
۱۱۴	کامپوزیت‌ها

فصل ۹: مواد پیشگیری و واسطه‌ای

۱۱۶	گلاس آینومرها برای پیشگیری از پیشرفت پوسیدگی
۱۱۷	گلاس آینومرهای اصلاح شده با رزین
۱۱۸	کلسیم هیدروکساید
۱۱۸	Mineral Trioxide Aggregate
۱۱۸	وارنیش‌های حاوی فلوراید
۱۱۸	رزمینرالیزاسیون

فصل ۱۰: فلزات

۱۲۰	آمالگام
۱۲۴	آلیاژهای ریختگی دندانپزشکی
۱۲۵	عناصر فلزی مورد استفاده در آلیاژهای دندانپزشکی
۱۲۶	base metal
۱۲۷	آلیاژهای نابل
۱۲۸	خصوصیات
۱۲۹	ترکیب و خواص آلیاژهای نابل برای رستوریشن‌های سرامیک - فلز
	آلیاژهای ریختگی کبالت - کروم و نیکل - کروم برای پروتزهای متحرک دندانی
۱۳۱	

عناوین این فصل

- تاریخچه کامپوزیت
- ترکیبات و عملکرد
- طبقه بندی کامپوزیت دندان
- خصوصیات رزین کامپوزیت
- پالیشینگ کامپوزیت
- بازسازی ترمیم کامپوزیتی
- ترمیم مستقیم کامپوزیتی
- الزامات کامپوزیت خلفی
- فتوکوپر، ارزیابی و مدیریت پروسه

کلید واژگان

فعال شدن (Activation): فرآیندی است که با ارائه انرژی کافی، موجب تولید رادیکال های آزاد توسط یک آغازگر و باعث آغاز پلیمریزاسیون می شود.

فعال کننده (Activator): منبع انرژی مورد استفاده برای فعال سازی آغازگر و تولید رادیکال های آزاد؛ منبع انرژی می تواند یک ماده الکترون دهنده، نور و / یا حرارت باشد.

عامل تنظیمی (C-factor): عامل تنظیمی یا Configuration factor در این مورد به معنای نسبت مساحت سطح متصل شده به مساحت سطح غیرمتصل یا آزاد یک رستوریشن رزین- کامپوزیت است. هر چه C-factor بزرگتر باشد، تنش های بیشتری در لبه رستوریشن تولید می شود که ممکن است منجر به تشکیل شکاف، میکرولیکیج و مشکلات دیگر (مانند تسریع پوسیدگی ثانویه) شود.

رزین کامپوزیت کمیال کیور / خود سفت شوند (Chemical-activated / self-cured/resin/composite): این جمله به سیستم کامپوزیتی اشاره دارد که شامل دو خمیر است - یکی حاوی ماده آغازگر و دیگری حاوی ماده فعال کننده - که هنگام ترکیب با یکدیگر، رادیکال های آزاد تولید می کنند که پلیمریزاسیون را آغاز می کند. در طول توسعه و معرفی این ماده، از اصطلاحات بسیاری استفاده شده است؛ در این کتاب از عبارات فعال ساز شیمیایی یا خودسفت شونده استفاده خواهیم کرد.

عامل اتصال دهنده (Coupling agent): عامل اتصال یا coupling agent، یک ترکیب است که پیوندهای شیمیایی بین دو ماده مختلف فراهم می کند. به عنوان مثال، ترکیبات اورگانوسایلین بر روی سطح فیلرها مبتنی بر سیلیکات به کار می روند تا اطمینان حاصل شود که فیلرها به صورت شیمیایی به ماتریکس رزین

کامپوزیت دندان متصل شده اند. این عامل اتصال در صنایع دندانپزشکی و سایر صنایع، برای تضمین اتصال قوی و پایدار بین مواد مختلف استفاده می شود.

درجه تبدیل (Degree of conversion (DC): درصد پیوندهای دوگانه کربن-کربن ($C=C$) که در فرآیند پلیمریزاسیون به پیوندهای تکی ($C-C$) تبدیل می شوند و رزین پلیمریزه تشکیل می دهند، اطلاق می گردد. این معیار نشان می دهد که چه مقدار از پیوندهای دوگانه کربن-کربن در فرآیند کیور به پیوندهای تکی تبدیل شده است. این معیار برای بررسی و کنترل کارایی فرآیند کیور و پلیمریزاسیون در صنایع مختلف، از جمله صنایع رزین و پلاستیک، استفاده می شود.

کامپوزیت دندانی (Dental composite): مواد پلیمری با ترکیباتی که به وسیله ذرات فیلر از جنس سیلیکا آمورف، شیشه، کریستالی، یا رزین آلی، و یا الیاف کوتاه تقویت شده اند و با استفاده از یک عامل اتصال دهنده (coupling agent) به ماتریکس متصل شده اند، در دندانپزشکی، این ماده معمولاً به نام «کامپوزیت» شناخته می شود.

عمق کیور (Depth of cure): عمق یا ضخامت رزین کیور شده با استفاده از نور که منجر به استحکام مکانیکی مناسب پس از پلیمریزاسیون در معرض یک منبع نور حاصل می گردد. شرایط تاثیر گذار شامل نوع و قدرت نور، زمان تابش نور، فاصله بین منبع نور و رزین و دما می باشد.

دوگانه کیور (Dual-cured resin): کامپوزیت دندانی که شامل هر دو ماده فعال ساز شیمیایی و فعال ساز نوری است تا پلیمریزاسیون را آغاز کند و هدف رفع محدودیت های سیستم پلیمریزاسیون شیمیایی یا نوری است که به تنهایی استفاده می شود، برطرف کند.

پر کننده (Filler): ذرات غیر آلی، شیشه ای و یا رزین آلی که در یک ماتریکس رزینی پخش شده اند تا سختی، استحکام و مقاومت در برابر سایش را افزایش دهند و انبساط حرارتی، جذب آب و انقباض پلیمریزاسیون را کاهش دهند. مواد فیلر رادیوپاک به منظور افزودن اسپیتی به کامپوزیت های دندانی نیز ممکن است اضافه شوند. فیلر آلومینو-فلوروسیلیکات همچنین ممکن است برای آزادسازی فلوراید به کامپوزیت های دندانی اضافه شوند.

کامپوزیت سیلان پذیر (Flowable composite): کامپوزیت هیبرید با درصد کمتر فیلر و توزیع اندازه ذرات کوچک تر به منظور افزایش جریان و ارتقا تطابق ماده کامپوزیت به سطح دندان آماده شده است. کامپوزیت های سیلان پذیر اغلب به عنوان لایه اول ترمیم استفاده می شوند تا تطابق ماده ترمیم کامپوزیت با دیواره حفره تراش را بهبود بخشند.

رادیکال آزاد (Free radical): اتم یا گروهی از اتم ها (R) با یک الکترون بی جفت (•). واکنش های تولید $R\bullet$ باعث آغاز و گسترش پلیمریزاسیون می شوند. رادیکال ها با واکنش با دیگر مولکول ها، زنجیره های پلیمر را تشکیل می دهند و فرآیند پلیمریزاسیون را ادامه می دهند تا به نهایت به تشکیل شبکه ی پلیمری نهایی برسند.

نقطه ژله زدگی (Gel point/gelation): نقطه ژله زدگی در واکنش پلیمریزاسیون، نقطه ای است که تعداد کافی از پیوندهای کراس لینک شکل گرفته اند تا یک حالت سفت و شیشه ای ایجاد شود که در آن جریان داخلی بین زنجیره های پلیمر در حال توسعه متوقف شده است. تمام جزئیات جابجایی مولکولی متوقف شده است. پس از نقطه ژله زدگی، تنش ها قابلیت رها شدن ندارد، بلکه ادامه می یابند و در نزدیکی نقاط پیوند تمرکز می یابند. بنابراین، در اثر کاهش سرعت پلیمریزاسیون، قطعات زنجیره های پلیمری مجاور زمان بیشتری را صرف می کنند تا در بین خود جابجا شوند و تنش های در حال توسعه را قبل از رسیدن به نقطه ژله زدگی کاهش دهند.



باعث ایجاد شکاف و میکرولیکیج می‌شود. همچنین، تغییرات حرارتی باعث تولید تنش‌های بیشتر در لبه‌های حفره تراش می‌شود.

این مشکلات تا حدی با افزودن ذرات کوارتز به رزین کاهش یافت. فیلر در واکنش ستینگ شرکت نمی‌کند، اما فضایی را که واکنش‌ها در آن اتفاق می‌افتد، اشغال می‌کند و شیرینکیج مربوطه را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، فیلرها معمولاً دارای ضریب انبساط حرارتی پایینی هستند. با این حال، رزین‌های PMMA تقویت شده با فیلر به علت عدم پیوستگی شیمیایی بین فیلر و رزین خوب عمل نکردند. بنابراین، این ایراد بین سطح تماس فیلر و رزین، منجر به نشت، لکه‌زایی و مقاومت ضعیف در برابر سایش گشت.

در سال ۱۹۶۲، Bowen یک نوع جدید از مواد کامپوزیت توسعه داد که به طور قابل توجهی این مشکلات را برطرف می‌کرد. نوآوری‌های اصلی Bowen شامل بیسفنول-A گلیسیدیل دی متاکریلات (bis-GMA) بود که یک مونومر با خاصیت ماتریکس کراس لینک با دوام بالا می‌باشد و با استفاده از یک ترکیب سایلن آلی به نام عامل جفت‌کننده (coupling agent) منجر به پیوستن ذرات فیلر به ماتریکس رزین شد.

در دهه ۱۹۶۰، یک دسته به نام traditional composites (همچنین به عنوان conventional یا macrofill composites شناخته می‌شوند) توسعه یافت؛ این دسته شامل ذرات بسیار بزرگی از سیلیکا آمورف و کوارتز بود که در مقایسه با آکریل بدون فیلر، بهبود قابل توجهی در خواص مکانیکی، جذب آب، انقباض حین پلیمریزاسیون، رادیواپسیتی و انبساط حرارتی داشت. با این حال، این کامپوزیت‌ها به دلیل ایجاد سطح ناهموار ناشی از سایش انتخابی ماتریکس نرم رزینی اطراف ذرات فیلر سخت‌تر، ظاهر زیبایی نداشتند. برای بهبود صافی سطح و حفظ یا بهبود خواص فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت‌های سنتی، کامپوزیت‌های با ذرات فیلر سایز کوچک به اندازه حدود ۰/۵ تا ۳ میکرومتر توسعه یافت، اما با تنوع در توزیع سایز اجازه بارگذاری فیلر بالاتر (۸۰٪ تا ۹۰٪ وزنی یا ۶۵٪ تا ۷۷٪ حجمی) فراهم گشت. این آمدن نه تنها باعث صاف شدن سطح، بلکه منجر مقاومت بیشتر در برابر سایش و کاهش انقباض پلیمریزاسیون شد. پیشرفت در زمینه فیلر منجر به پیدایش کامپوزیت‌های میکروفیل، هیبرید کامپوزیت و کامپوزیت پک شونده و کامپوزیت سیلان‌پذیر گشت.

در زمینه کیورینگ، سیستم‌های کیور شونده

نوری که امکان کیور رزین‌ها بر اساس نیاز را فراهم می‌کنند، معرفی شدند. در ابتدا، سیستم کیور فرابنفش (UV) استفاده می‌شد، اما این سیستم دارای چندین محدودیت بود که توسط سیستم‌های کیور با نور آبی قابل رؤیت جایگزین شد. این پیشرفت، از لامپ‌های نور تنگستن به (light-emitting di-odes (LEDs تغییر یافت.

ترکیبات و عملکرد

کامپوزیت‌های دندانی از سه جز اصلی تشکیل شده‌اند: ماتریکس پلیمری با درجه کراس لینک بالا؛ ذرات فیلر شامل شیشه، سیلیکا کریستالین، اکسید فلز، ذرات تقویت شده توسط رزین، الیاف کوتاه یا ترکیبات آن‌ها؛ و coupling agent که فیلر را به ماتریکس متصل می‌کند. علاوه بر این، یک سیستم فعال ساز-آغازگر وجود دارد که ماده ترمیمی نرم و شکل‌پذیر را به یک ماده سخت و مقاوم تبدیل می‌کند و ترکیبات رنگ‌دهنده برای تطابق با رنگ ساختار دندان نیز جز این اجزا وجود دارند. افزودنی‌های دیگر شامل جذب‌کننده‌های UV برای بهبود پایداری رنگ؛ مهارکننده‌ها برای افزایش عمر نگهداری و افزایش زمان کار برای رزین‌های خود سخت شونده؛ و ترکیباتی به منظور افزایش عملکرد، ظاهر و مقاومت را شامل می‌شود.

مهارکننده (Inhibitor): یک ترکیب شیمیایی که به سیستم‌های رزینی اضافه می‌شود تا واکنش پلیمریزاسیون خودبخودی را کاهش داده و زمان ماندگاری رزین را از طریق مکانیسم‌های جذب رادیکال آزاد (scavenging mechanisms) افزایش دهد. همچنین زمان کارکرد (working time) رزین کامپوزیت خود سخت شونده (self-cured) را افزایش می‌دهد.

آغازگر (Initiator): رادیکال آزاد - یک ترکیب شیمیایی که برای آغاز واکنش پلیمریزاسیون استفاده می‌شود. این ترکیب به واکنش شیمیایی وارد می‌شود و جزئی از ترکیب پلیمر نهایی می‌شود؛ بنابراین، این یک کاتالیزور (catalyst) نیست، اگرچه اغلب به طور نادرست به این عنوان نامگذاری می‌شود.

رزین کامپوزیت سخت شونده با نور (Light-cured/light-activated resin/composite): رزین یا رزین حاوی فیلر، که به عنوان یک ماده منسجم تشکیل شده است که از طریق استفاده از یک سیستم حساس به نور (معمولاً کامفورکینون و آمین) و یک فعال‌کننده منبع نوری (معمولاً نور آبی قابل مشاهده) پلیمریزه می‌شود. عبارات «فتوپلیمریزه» و «آغازگر نوری» نیز استفاده می‌شوند.

ماتریکس (Matrix): ماده رزین که یک فاز پیوسته در زمان سخت شدن (کیور) به همراه ذرات پرکننده ایجاد می‌کند.

لایه مهارکننده اکسیژن (Oxygen-inhibited layer): منطقه سطحی نازک از رزین پلیمریزه شده که حاوی گروه‌های متاکریلاتی واکنش نداده ناشی از اکسیژن می‌باشد که به عنوان مهارکننده واکنش پلیمریزاسیون توسط رادیکال آزاد عمل می‌کند؛ همچنین به عنوان لایه مهارکننده هوا (air-inhibited layer) شناخته می‌شود. اکسیژن مانع از پیشروی پلیمریزاسیون توسط رادیکال آزاد شده است.

رزین (Resin): ترکیبی از مونومرها و یا ماکرومولکول‌ها با سایر اجزا که یک ماده با مجموعه‌ای از خواص مفید تشکیل می‌دهد.

استاندارد طلایی مرجع برای مواد ترمیمی، آمالگام است. با این حال، آمالگام دارای معایبی نظیر (۱) زیبایی ناکافی (۲) نگرانی‌های بی‌اساس درباره خطرات بهداشتی ناشی از نشت جیوه و (۳) نگرانی‌ها درباره دفع زباله است. به دلیل قابلیت تطابق رزین‌های کامپوزیت با ظاهر طبیعی دندان‌ها، آن‌ها به عنوان محبوب‌ترین مواد ترمیمی زیبایی شناخته شده و برای انواع کاربردهای دندانپزشکی به طور گسترده استفاده می‌شوند.

یکی دیگر از مزایای کلیدی مواد رزین کامپوزیت این است که می‌توانند در گستره‌ای از قوام (consistency)، مایع تا خمیر سفت، تولید شوند که این امکان را به آن‌ها می‌دهد که به راحتی تغییر شکل داده و سپس از طریق واکنش پلیمریزاسیون به یک جامد سفت، قوی و مقاوم تبدیل شوند.

تاریخچه کامپوزیت

در نیمه اول قرن بیستم، سیلیکات‌ها به عنوان ماده ترمیم دندان مورد استفاده قرار می‌گرفتند. این مواد با آزاد سازی فلوراید و برای جلوگیری از پوسیدگی بسیار مناسب بودند، اما در چند سال اول شدیداً ساییده می‌شدند. رزین‌های آکرلیک که بر پایه پلی متیل متاکریلات (PMMA) ساخته شده‌اند، به سرعت جایگزین سیلیکات‌ها شدند که دلایل این امر ظاهر شبیه به دندان، مقاومت در برابر حلال‌های دهانی، آسانی در استفاده و هزینه پایین می‌باشد. متأسفانه، رزین‌های آکرلیک مقاومت نسبتاً پایینی در برابر سایش دارند و در هنگام ستینگ شدیداً منقبض می‌شوند و از دیواره‌های حفره تراش جدا می‌شوند که



Ormocer

Ormocer یک کلمه مخفف است که برای organically modified ceramics استفاده می‌شود. سرامیک‌های Ormocer ساختارهای هیبریدی هستند که از ترکیب کولپلیمرهای الی-فلزی تشکیل شده‌اند. در این ساختارها، زنجیره‌های متاکریلات به مرکز ذرات سیکلو پلی سایلوکسان متصل می‌شوند. این ذرات در سطح مولکولی پخش می‌شوند و مولکول‌های با وزن مولکولی بالا، انعطاف‌پذیر و با ویسکوزیته کم حاصل می‌شوند. فاصله بین پل‌های کراس لینک شده در فرآیند کورینگ زیاد است، که باعث کاهش انقباض پلیمراسیون می‌شود. ساختار شبکه آلی این سرامیک‌ها در مقایسه با ساختار شبکه شیشه‌ای، مقاومت در برابر سایش و جذب آب را به دلیل خاصیت هیدروفوبیسیته، کمتر می‌کند.

Ormocer در ترکیب بسیاری از کامپوزیت‌های تجاری (مانند Definite and Definite) استفاده می‌شود. در حالی که molecule-sized silicate particles باعث بهبود برخی خواص می‌گردد، گلاس خرد شده و/یا فیلرهای دیگر به طور معمول برای تقویت خواص مورد نیاز است. بنابراین، ormocer به عنوان بخشی از ماتریکس کامپوزیت در نظر گرفته می‌شود. مزایای مواد دندانی مبتنی بر ormocer شامل انقباض محدود در کورینگ، زیست سازگاری بسیار بالا، خواص مناسب در فرآیند استفاده و زیبایی عالی هستند.

POSS

polyhedral oligomeric silsesquioxane (POSS)، نوعی از مولکول‌ها است که شامل فضای سه بعدی سیلیکاتی ۱۲ وجهی می‌باشد. مولکول‌های POSS دارای گروه‌های انتهایی سیلانی هستند که به آن‌ها امکان کولپلیمریزاسیون با سایر مونومرها را می‌دهد. ساختار شیمیایی سیلکسکوآکسان با فرمول $R_nSi_nO_{1.5n}$ نشان داده می‌شود، جایی که R گروه آلی را نشان می‌دهد و n تعداد اتم‌های سیلیکون در فضای سه بعدی است. برای کاربردهای دندانپزشکی، گروه آلی (R) در POSS به طور معمول یک متاکریلات است.

POSS یک ترکیب molecule-sized hybrid آلی-معدنی است که می‌تواند به صورت یکنواخت در مونومرهای سازگار پخش شود و با تشکیل شبکه‌های متقاطع کراس لینک، با پیوند کووالانسی در آن‌ها جای بگیرد. مانند مواد or-mocer، ساختار ۳ بعدی سیلیکاتی وظیفه تقویت ساختار را ارائه می‌دهد، اما برای دستیابی به تعادل بین خواص مکانیکی و دیگر خواص مورد نیاز برای عملکرد مناسب به عنوان کامپوزیت‌های دندانی، ذرات فیلر نیز باید در آن‌ها استفاده شود. با توجه به توزیع فیلر، ویژگی‌هایی نظیر پالایش پذیری بالا و باقی ماندن پالایش سطح در طی زمان، خواص مکانیکی و مقاومت در برابر سایش در رزین‌های مبتنی بر POSS تعیین می‌گردد. محصولات تجاری فعلی مبتنی بر فناوری سیلکسکوآکسان شامل کامپوزیت نانو-هیبریدی Pentron Clinical می‌باشند.

Coupling Agent

همانطور که قبلاً ذکر شد، بسیار مهم است که ذرات فیلر به ماتریکس رزینی متصل شوند. این امر موجب می‌شود که ماتریکس پلیمری انعطاف پذیرتر گردد تا تنش‌ها را به ذرات فیلر که مدول بالاتری دارند (سفت و سخت تر) منتقل کند. اتصال شیمیایی بین دو فاز (فیلر و ماتریکس) کامپوزیت توسط یک عامل جفت کننده (Coupling Agent) ایجاد می‌شود، که این عامل یک مولکول دو عملکردی (difunctional) می‌باشد که سطح فعال آن به سطوح ذرات فیلر چسبیده و همچنین با مونومر تشکیل دهنده ماتریکس رزینی واکنش می‌دهد. استفاده صحیح از عامل جفت کننده می‌تواند خواص فیزیکی و مکانیکی را بهبود بخشد و با جلوگیری از نفوذ آب در طول اتصال فیلر-رزین، نشت را مهار کند.

حل می‌کند. به دلیل تفاوت ترکیب بزاق در بین بیماران، پیامدهای بالینی ناشی از تماس گلاس فیلر با بزاق قابل پیش‌بینی نیست. با این حال، نتیجه این است که ترکیبات حاوی گلاس فیلر حساسیت بیشتری نسبت به سایش خواهند داشت و بنابراین عمر کارکردی آن‌ها نسبت به رزین‌های تقویت شده با سیلیکا کوتاه‌تر خواهد بود.

برای داشتن زیبایی قابل قبول، شفافیت (translucency) یک ترمیم کامپوزیت باید با ساختار دندان مشابه باشد. بنابراین، شاخص شکست نور فیلر باید به طور دقیق (closely match) با شاخص شکست رزین همخوانی داشته باشد. برای bis-GMA و TEGDMA، شاخص شکست به ترتیب حدود ۱/۵۵ و ۱/۴۶ است و ترکیبی از این دو ماده به نسبت یکسان به وزنش، شاخص شکست حدود ۱/۵۰ را تولید می‌کند. بیشتر گلاس‌ها و کوارتزهای استفاده شده به عنوان فیلر، شاخص شکست حدود ۱/۵۰ را دارند که برای داشتن شفافیت کافی مناسب هستند.

افزایش بارگذاری فیلر، خواص مهمی که تاکنون بحث شده است را بهبود می‌بخشد؛ با این حال، محدودیتی در بارگذاری وجود دارد. به عنوان مثال، در ساختار بلوری، حداکثر میزان فشردگی تئوری برای ساختارهای کروی با اندازه یکنواخت حدود ۷۴٪ حجمی است. با این حال، ذرات کوچکتر همچنان می‌توانند در میان ذرات بزرگتر قرار گیرند و با افزایش توزیع ذرات کوچکتر، بارگذاری فیلر بالاتر خواهد بود. بنابراین، برای رساندن حداکثر درصد حجمی فیلر در کامپوزیت‌ها، از توزیع اندازه ذرات استفاده می‌شود.

در فرآیند کورینگ کامپوزیت‌ها، ابتدا سطحی صاف و پر از رزین ایجاد می‌شود. اما در مرحله فینیشینگ، ماتریکس رزینی از حاشیه ذرات فیلر برداشته می‌شود و ذرات فیلر از سطح بیرون می‌زنند. ذرات بزرگتر باعث پراکنندگی نور می‌شوند و وقتی در سطح ظاهر می‌شوند، یک سطح خشن قابل رؤیت ایجاد می‌کنند. سطح خشن همچنین به تجمع لکه و پلاک نیز تمایل دارد. ذرات فیلر قدیمی معمولاً قطر متوسط حدود ۸ تا ۴۰ میکرومتر داشتند، اما در حال حاضر، اندازه ذرات در بازه ۵ نانومتر تا ۲ میکرومتر قرار دارد. استفاده از ذرات کوچک به زیبایی و صافی قابل احساس با زبان کمک می‌کند. همچنین، مکانیسم‌های سایش دهانی نقش مهمی در حفظ صافی نهایی دارند و این صافی بسیار وابسته به اندازه ذرات است.

با این حال، هر چه اندازه ذرات فیلر کوچکتر باشد، نسبت سطح به حجم آن‌ها بیشتر می‌شود. این نسبت سطح به حجم به ایجاد پیوندهای قطبی یا هیدروژنی با مولکول‌های مونومر کمک می‌کند که جریان آن‌ها را مهار کند و ویسکوزیته را افزایش دهد. به عبارت دیگر، ذرات فیلر کوچکتر باعث می‌شوند کمترین مقدار فیلر برای رسیدن به خصوصیات مطلوب مورد نیاز باشد.

انواع فیلر

در فرمول‌بندی رزین‌های کامپوزیتی، از انواع مختلفی از فیلرهای معدنی شفاف استفاده می‌شود. این شامل "soft glass" بوروسیلیکات و "hard glass"، کوارتز ذوب شده، سیلیکات آلومینیوم، سیلیکات لیتیم آلومینیوم (بتا-اوکریپتیت که دارای ضریب گسترش حرارتی منفی است)، فلوراید ایتربیوم و شیشه باریم، استرونیسم، زیرکونیوم و روی است. در تلاش برای بهبود ظاهر و استفاده از اندازه ذرات کوچکتر، دو نوع فیلر، organically modified ceramics (ormocer) و polyhedral oligomeric silsesquioxane (POSS) معرفی شده‌اند.



ب) اندازه ذرات در بازه ۵ نانومتر تا ۲ میکرومتر به زیبایی و صافی قابل احساس با زبان کمک می‌کند.

ج) حداکثر میزان فشردگی تئوری برای ساختارهای کروی با اندازه یکنواخت حدود ۷۴٪ وزنی است.

د) ذرات فیلر کوچکتر باعث می‌شوند کمترین مقدار فیلر برای رسیدن به خصوصیات مطلوب مورد نیاز باشد.

۴. کدام گزینه در مورد Ormocer نادرست می‌باشد؟

الف) ساختار شبکه آلی این سرامیک‌ها در مقایسه با ساختار شبکه شیشه‌ای، مقاومت در برابر سایش و جذب آب را به دلیل خاصیت هیدروفوبیسیته، کمتر می‌کند.

ب) گلاس خرد شده و/یا فیلرهای دیگر به طور معمول برای تقویت خواص این کامپوزیت‌ها کاربرد ندارد.

ج) مزایای مواد دندانی مبتنی بر ormocer شامل انقباض محدود در کیورینگ، زیست سازگاری بسیار بالا، خواص مناسب در فرآیند استفاده و زیبایی عالی هستند.

د) ormocer به عنوان بخشی از ماتریکس کامپوزیت در نظر گرفته می‌شود.

۵. کدام گزینه برای توصیف کاربرد گاما-متاکریل اکسی پروپیل تری متوکسی سیلان (MPTS-γ) صحیح می‌باشد؟

الف) نوعی (Coupling Agent) که برای اتصال تمامی فیلرها به ماتریکس رزینی کاربرد دارد.

ب) استفاده صحیح از عامل جفت کننده می‌تواند خواص فیزیکی و مکانیکی را بهبود داده و موجب افزایش چسبندگی کامپوزیت به دندان گردد.

ج) در حضور اتانول، گروه‌های متوکسی (-OCH₃) هیدرولیز شده و به گروه‌های سیلانول (-Si-OH) تبدیل می‌شوند که می‌توانند با سایر سیلانول‌ها روی سطح فیلر با تشکیل پیوندهای سیلوکسان (-Si-O-Si-) اتصال برقرار کنند.

د) گروه‌های متاکریلات آلی سیلان با واکنش پلیمریزاسیون رزین، پیوندهای کوالانسی را با رزین ایجاد می‌کنند و در نتیجه فرآیند جفت کنندگی را کامل می‌کنند.

۶. هیدروکسی تولوئین بوتیلات موجب ...

الف) افزایش سرعت واکنش پلیمریزاسیون می‌گردد.

ب) پلیمریزاسیون تصادفی مونومرها می‌گردد.

ج) واکنش با سرعت بالاتری با مونومر در مقایسه با مونومر آزاد می‌گردد.

د) کاهش عمر ذخیره سازی رزین و اطمینان از زمان کار کافی

۷. اگر ترمیم اینسازال کلاس IV در هنگام مشاهده تیره به نظر آید، کدام مورد رعایت نشده است؟

الف) این تیرگی بیانگر عبور تمام نور از ترمیم و اندک بازتاب نور از ترمیم می‌باشد که در اثر استفاده زیاد از opacifier اتفاق افتاده است.

- مشکلات بالینی مانند سایش اکلوزال و پروگزیمال در کامپوزیت‌های خلفی، علاوه بر انقباض پلیمریزاسیون، موجب شده است که تحقیقات بسیاری بر روی مکانیزم سایش اکلوزال صورت گیرد. تست‌های آزمایشگاهی تنها روش قابل اعتماد برای اندازه‌گیری مقاومت به سایش است و هنوز هیچ روش آزمایشگاهی به عنوان پیش‌بینی کننده عملکرد بالینی تأیید نشده است. استفاده از کامپوزیت‌های خلفی با ذرات فیلر کوچک، غلظت بالا و به خوبی به ماتریکس باند شده، مقاومت بالاتری در برابر سایش دارند. تفاوت‌ها در عادات جویدن و محیط دهان نقش مهمی در فرآیند سایش ایفا می‌کنند. استفاده از آماده‌سازی محافظه کارانه برای دندان قبل از ترمیم کامپوزیت، بهتر از کامپوزیت، استرس را جذب می‌کند. با پیشرفت فناوری کامپوزیت، مشکلات سایش در کامپوزیت‌های خلفی به طور قابل توجه کاهش یافته است، اما هنوز چالش‌های مختلف وجود دارد.

سوالات فصل

۱. رزین ماتریکس در بیشتر کامپوزیت‌های دندانی بر اساس ترکیبی از مونومرهای دی‌متاکریلات آروماتیک و/یا آلیفاتیک مانند بیسفنول A گلیسیدیل متاکریلات (bis-GMA) و یورتان دی‌متاکریلات (UDMA) تشکیل شده است. کدام گزینه نادرست است؟

الف) رزین بیسفنول A گلیسیدیل متاکریلات از رزین اپوکسید اتانول گلایکول بیسفنول A و متیل متاکریلات سنتز شده است.

ب) هسته سفت دو گروه آروماتیک محدودیتی را در قابلیت چرخش بهینه مولکول‌های بیس-GMA برای شرکت در فرآیند پلیمریزاسیون ایجاد می‌کند.

ج) کارایی پلیمریزاسیون و کراس لینک با درصد تبدیل شده (واکنش داده) گروه‌های متاکریلات پس از پلیمریزاسیون بیان می‌شود و به عنوان درجه تبدیل (DC) شناخته می‌شود.

د) مونومرهای غلیظ (با ویسکوزیته بالا) انقباض پلیمریزاسیون بیشتری را تجربه می‌کنند و منجر به ایجاد تنش و شکاف لبه ایی شوند.

۲. کدام گزینه در مورد عملکرد فیلر درست می‌باشد؟

الف) برای تشخیص بهینه نشت لبه ایی، پوسیدگی ثانویه، کانتکت پروگزیمال و سایش پروگزیمال رادیواپسیت کامپوزیت باید حداقل برابر با عاج دندان باشد.

ب) فیلر هایی نظیر فلوراید ایتربوم و الومینوفلوروسیلیکات توانایی آزادسازی فلوراید را دارند.

ج) حداقل میزان فیلر به منظور افزایش مقاومت در برابر سایش و شکست ۷۰ درصد وزنی است.

د) برای داشتن زیبایی قابل قبول باید شفافیت کامپوزیت در حد ساختار دندان باشد و شاخص شکست نوری حدود ۱.۳۶ برای داشتن شفافیت مناسب می‌باشد.

۳. در فرآیند کیورینگ کامپوزیت‌ها، ابتدا سطحی ابتدا سطحی صاف و پر از رزین ایجاد می‌شود. کدام گزینه صحیح نیست؟

الف) در مرحله فینیشینگ، ماتریکس رزین از حاشیه ذرات فیلر برداشته می‌شود و ذرات فیلر از سطح برون می‌زنند.

کلسیم در دندانپزشکی شناخته و تمجید شد. این سمان دندان سرامیکی اکنون به طور گسترده برای مواردی که در تماس مستقیم پالپ و بافت پری رادیکولار در درمان اندودنتیک، توصیه می‌شود.

وارنیش برای حفاظت پالپ، به ویژه همراه ترمیم آمالگام کاربرد دارد. استفاده از وارنیش با کاهش استفاده از آمالگام کاهش یافته است. با این حال، وارنیش‌ها، به ویژه در بین دندانپزشکان کودکان محبوبیت دارند. این وارنیش‌ها بر روی مینای دندان قرار داده می‌شوند تا فلوراید را آزاد کرده و حفاظت در برابر پوسیدگی و ارتقا ریزاسیون در برابر حملات اسیدی در حفرات دهان همراه یون‌های کلسیم را فراهم کنند. سیلانتهای مبتنی بر رزین نیز به صورت سطحی بر روی دندان‌ها استفاده می‌شوند تا حفاظت در برابر پوسیدگی فراهم کنند.

در قرن بیستم، وارنیش‌ها شامل یون‌های نقره، نیترات نقره و محلول فلوراید دی‌آمین نقره برای متوقف کردن پوسیدگی و کاهش حساسیت بودند. خطر ترکیبات نقره این است که باعث ایجاد رنگ سیاه در پوسیدگی می‌شود.

موارد کاربرد سمان دندانپزشکی

سمان‌های دندان بر اساس مؤلفه اصلی خود طبق جدول ۱-۷ دسته‌بندی می‌شوند که شامل کاربرد عمومی آن‌ها است. چندین شکل برای سمان‌های دندان ارائه شده است: پودر و مایع، دو خمیر و یا مؤلفه تک‌گانه. سازگاری با بیولوژی، ماندگاری و ایمنی برای بیمار و کاربرد راحت برای دندانپزشک ویژگی‌های عمومی مهم سمان هستند، همه با قیمت «معقول». برخی از سمان‌ها توانایی سازگاری خود را از طریق مقداری سایتوتوکسیتی دارند، در حالی که برخی دیگر خنثی یا بایواکتیو هستند.

Powder/Liquid Systems Materials	Powder	Liquid	Reaction Type	Indications
Zinc phosphate	Zinc oxide and magnesium oxide	Phosphoric acid, water	Acid-base reaction	Cementing metallic fixed prostheses
Zinc oxide-eugenol	Zinc oxide	Eugenol	Acid-base reaction	Pulp protection, temporary cement
Zinc oxide-eugenol (EBA modified)	Zinc oxide	Eugenol, EBA	Acid-base reaction	Pulp protection, temporary cement
Zinc polycarboxylate	Zinc oxide and magnesium oxide	Polyacrylic acid, water	Acid-base reaction	Metallic fixed prostheses short spans or crowns
Glass ionomer	Fluoroaluminosilicate glass	Polyacrylic acid, polybasic carboxylic acid, water	Acid-base reaction	Cementing crowns (alumina, zirconia metal), metal posts and core restoration
Resin-modified glass ionomer (hybrid ionomer)	Fluoroaluminosilicate glass, chemical- and/or light-activated initiator(s)	Polyacrylic acid, water-soluble methacrylate monomer, water, activator	Light- or chemical-activated polymerization and acid-base reaction	Metal, lithium disilicate, alumina or zirconia prostheses, metal posts/core
	Fluoroaluminosilicate glass, metallic oxides, sodium fluoride, chemical- and/or light-activated initiator(s)	Dimethacrylate/carboxylic monomers, multiple functional acrylate monomers, water, activator for chemical activation	Polymerization by light- and chemical-activation and acid-base reaction	
	Fluoroaluminosilicate glass, nonreactive filler, reactive monomers	Nonreactive filler, methacrylate-modified polyalkanoic acid, water-soluble methacrylate monomer, water	Light-activated polymerization and acid-base reaction	
Epoxy	Methanamine, titania, silver	Bisphenol A, epichlorohydrin resin	Chemical crosslinking polymerization of epoxide	Root canal sealing
Tri-/dicalcium silicate	Tri-/dicalcium silicate and radiopaque powder	Water-based liquid	Hydration with liquid	Pulpal protection, periradicular contact, endodontic sealing

Two-Paste Systems Materials	Base Paste	Catalyst Paste	Reaction Type	Indications
Compomer	Fluoroaluminosilicate glass, metallic oxides, sodium fluoride, chemical- and/or light-activated initiator(s)	Dimethacrylate/carboxylic monomers, multiple functional acrylate monomers, water, activator (for chemical cure)	Light or chemical activation of polymerization and acid-base reaction	Cavities in deciduous teeth, cervical cavities in adults, anterior proximal restorations in adults, small load-bearing restorations in adults, temporary
Resin cement	Methacrylate monomers, fillers, light-activated initiator(s)	Methacrylate monomers, fillers, activator (for chemical cure)	Polymerization by light and chemical activation, or chemical activation only	Ceramic veneers, Maryland bridges, lithium disilicate, alumina, zirconia, cores and posts
	Polymethyl methacrylate polymer beads	Liquid 1: Methacrylate monomers Liquid 2: Catalyst	Chemical-activated polymerization	
Disilicate	Butyl ethylene glycol salicylate resin, bismuth oxide	Resinopol natural resin, 13% "MTA" (tri-/dicalcium silicate and tricalcium aluminate?), titania and silica	Chemical-activated polymerization	Endodontic sealing
Disilicate	Glycol disilicate, titanium dioxide and barium sulfate, titania, zinc oxide	Ethyl toluene sulfonamide, calcium hydroxide, zinc oxide, zinc stearate	Chemical-activated polymerization	Pulp capping
Epoxy	Bisphenol-A epoxy resin, bisphenol-F epoxy resin, calcium tungstate, zirconium oxide, silica, iron-oxide pigments	Dibenzylamine, aminoadamantane, tricyclodecane-diamine, calcium tungstate, zirconium oxide, silica, silicone oil	Chemical-activated polymerization	Endodontic sealing

مدرن به منظور بهبود نتایج بالینی تکامل یافته است که شامل تنوع گسترده‌ای از سمان‌هایی است که توسط واکنش‌های شیمیایی مختلف ست می‌شوند. سمان‌ها برای بسیاری از مصارف گوناگون استفاده می‌شوند و ممکن است برای نگهداری کوتاه‌مدت (روزها تا هفته‌ها)، نگهداری متوسط (هفته‌ها تا ماه‌ها) و نگهداری بلندمدت (سال‌ها) دستگاه‌های دندانپزشکی کاربرد داشته باشند.

تاریخچه سمان دندانپزشکی

در قرن نوزدهم، توانستند از که پودر اکسید روی (ZnO) با خلوص مناسب با اوژنول در دمای اتاق به یک سمان کارآمد دست آورند. ماده ZnO-اوژنول به عنوان ماده قالب‌گیری و ترمیم موقت استفاده می‌شود و در نهایت مشاهده شد موجب تحریک پالپ نمی‌گردد و به عنوان سیلر مناسب است. همچنین اکسید روی با اسید فسفریک واکنش داده و ماده‌ای قوی‌تر از ZnO-اوژنول تولید می‌کند که قادر به نگهداری بازسازی‌های آلیاژ طلا به بافت آماده‌سازی شده دندان می‌گردد. اسیدپتیه بالای سمان زینک-فسفات مناسب برای تماس با پالپ نبود، اما به عنوان یک عایق خوب برای استفاده به عنوان بیس مناسب بود. در نیمه قرن بیستم، ZnO همچنین با اسید کربوکسیلیک برای تولید یک سمان با اسیدپتیه کمتر و قابلیت چسبندگی به ساختار دندان استفاده شد.

هنگامی که اکسید روی در سمان زینک فسفات با پودر شیشه جایگزین شد، یک سمان پر کاربرد و نیمه شفاف به نام سمان سیلیکات ایجاد شد. طول عمر ترمیم‌های سمان سیلیکات قابل قبول نبود (> ۴ سال) زیرا سمان‌های سیلیکات دارای حلالیت بالایی هستند. به تدریج، سمان‌های سیلیکات کانتور آناتومیک را از دست دادند و در مارژین‌ها تخریب شدند. با وجود این کاستی‌ها، حضور پوسیدگی ثانویه در نزدیکترین نقاط به این سمان‌ها کم بود. مطالعات آزمایشگاهی نشان داد که فلوراید از شیشه در سمان‌های سیلیکات آزاد می‌شود. قابلیت ضد پوسیدگی چشمگیر سمان‌های سیلیکات به دلیل آزادسازی یون‌های فلوراید (F-) برای مهار دمیترالیزاسیون را برجسته کرد.

درس‌هایی که از سمان سیلیکات و سمان زینک کربوکسیلات به دست آمد، منجر به توسعه سمان‌های گلس آینومر (GICs) شد که حاوی یک شیشه تغییر یافته در پودر و اسید پلی‌اکریلیک در مایع بود. ادغام تکنولوژی پلیمریزاسیون رزین متاکریلات در مایع، منجر به تولید مواد دوگانه واکنش‌پذیر: واکنش‌های اسید-باز و پلیمریزاسیون ایجاد کرد. از این ترکیب، سمان گلاس-آیونومر تغییر یافته با رزین (RMGI) بدست آمد. جایگزین کردن جزء مایع RMGI با یک مونومر پلیمریزاسیون بدون آب، ماده تک‌جزئی قابل لایت کیور به نام کامپومر ایجاد کرد، که این واژه از ترکیب واژه‌های کامپوزیت و آیونومر گرفته شده است. هدف از این دو ماده هیبرید، ترکیب استحکام کامپوزیت با توانایی آزادسازی فلوراید و سلف-آدهزیو بودن گلاس-آیونومر در یک ماده بود.

در حدود نیمه قرن بیستم، ویژگی‌های جدیدی برای سمان‌های دندان برای استفاده با پوینت‌های گوتاپرکا در درمان اندودنتیک نیاز بود. این سمان‌ها به عنوان سیلرهای اندودنتیک، باید در محیط مرطوب ریشه ست شوند. علاوه بر این، مواد اندودنتیک باید این اطمینان حاصل کنند که باکتری‌های دهانی نتوانند از طریق ریشه به استخوان پری اپیکال نفوذ کنند؛ در غیر این صورت، عفونت جدی پابرجا می‌ماند یا رخ می‌دهد. زیبایی بصری برای سمان‌های اندودنتیک نسبت به کاربردهای فوق‌لثه‌ای اهمیت کمتری دارد. چندین ماده برای استفاده اندودنتیک تطابق لازم با شرایط ذکر شده را داشتند نظیر: زینک اکساید اوژنول (ZOE)، پلی‌وینیل سیلوکسان، رزین‌های اپوکسید و سرامیک‌های هیدرولیک (سیلیکات تری / دی کلسیم).

در دهه ۱۹۹۰، فعالیت زیستی و توان سیلینگ سمان‌های سیلیکات تری / دی



نکات کلیدی در مورد کاربرد سمان دندان

سمان‌های دندان باید در دهان به یک جامد سازگار با بیولوژی و عملکرد دهان تبدیل شوند و در طول زمان در بدن با مقاومت در برابر هیدرولیز (تجزیه توسط آب) دوام داشته باشند. ویژگی‌های سمان‌های دندان متفاوت است، اما ویژگی‌هایی که اغلب مقایسه می‌شوند شامل زمان مخلوط کردن، زمان کار، زمان ست، ضخامت لایه، استحکام فشاری و حساسیت به اسید است. نیازهای سمان‌های دندان (بیس/لایر و مواد لوتینگ) در استانداردهای سازمان بین‌المللی استانداردهای ۱-۹۹W و ۲-۹۹W ISO (دندانپزشکی - سمان‌های مبتنی بر آب) و ۲۰۱۲:۶۸۷۶ ISO (مواد سیل کننده کانال ریشه) کدگذاری شده‌اند، جایی که روش‌های آزمایش برای این ویژگی‌ها توصیف شده است. این استانداردها برای سمان‌های چسباننده مبتنی بر آب، بیس‌ها، لاینینگ، ترمیم‌ها، مواد ساخت کر و سیلر کانال ریشه اعمال می‌شود. جدول ۲-۷ را برای نیازها ببینید. به جز سیلرهای کانال ریشه، سمان‌ها باید در کمتر از ۸ دقیقه ست شوند و در برابر فرسایش اسید مقاومت کنند.

Cement Type	Zn PHOSPHATE		Zn POLYCARBOXYLATE		GLASS IONOMER	
	Luting	Liner or Base	Luting	Liner or Base	Luting	Liner or Base
Maximum mixing time (min)	2.5	2	2.5	2	1.5	1.5
Final setting time (min)	8	6	8	6	8	6
Maximum film thickness (µm)	25	nr	25	nr	25	nr
Minimum compressive strength (MPa)	50					
Maximum acid erosion (mm)	0.3		0.4		0.17	

Cement Use	Luting	Liner or Base	Restorative
Minimum working time (min)	1.5	1.5	1.5
Minimum setting time (min)	8	6	6
Maximum film thickness (µm)	25	nr	
Minimum flexural strength (MPa)	10	10	25

Property	Requirement
Flow (mm)	>17
Working time	To be stated by manufacturer in minutes or hours
Setting time	To be stated by manufacturer in minutes or hours
Maximum film thickness (µm)	50
Solubility (%)	<3
Radiopacity (mm of equivalent Al)	>3
Dimensional stability (ADA 57 only)	<0.1% expansion, less than 1% shrinkage

ADA, American Dental Association; nr, no requirement.

انحلال‌پذیری و تجزیه سمان

سمان‌ها اغلب در ناحیه بالای لثه قرار می‌گیرند و در تماس انواع اسیدهای تولید شده توسط میکروارگانیسم‌ها یا غذاها و نوشیدنی‌ها قرار می‌گیرند. استاندارد ISO ۹۹W-۱ تست اروژن را با تماس با یک محلول ۰.۱ M اسید لاکتیک / لاکتات سدیم (PH=۲/۷۴) بر روی سمان‌های مبتنی بر آب توصیف می‌کند. عمق اروژن پس از ۲۴ ساعت (h) بر حسب میلی‌متر در هر ساعت اندازه‌گیری می‌شود. نتایج نشان می‌دهد که سرعت اروژن از GIC سنتی به GIC هیبریدی به کامپوزیت‌های دندان استفاده می‌شود، وزن (میلی‌گرم) و حجم (میلی‌متر مکعب) نمونه قبل از غرق شدن در آب و وزن نمونه پس از ۵ روز غرق شدن و سپس خشک شدن را اندازه‌گیری می‌کند. حلال‌گرایی با تقسیم تغییرات وزن بر حجم محاسبه می‌شود. استاندارد ISO ۶۸۷۶ برای سیلرهای کانال ریشه وزن نمونه قبل از ۲۴ ساعت غرق شدن در آب را اندازه‌گیری می‌کند و درصد وزن باقی‌مانده را گزارش می‌کند.

شرایط آزمایش مانند تغییر در pH، غلظت الکترولیتی محیط‌های نگهداری، غرق شدن یا تأثیر محیط آزمایش بر روی سمان، نسبت پودر به مایع (P/L) سمان و مدت زمان آزمایش تأثیر قابل توجهی بر انحلال دارند. به عنوان مثال،

TABLE 7-1 Overview of Dental Cements—cont'd

Single Component Materials	Paste or Liquid	Reaction Type	Indications
Compomer	Methacrylate monomer, acidic monomer, fluoroaluminosilicate glass, initiator	Light-activated polymerization	Cavities in deciduous teeth, cervical cavities in adults, anterior proximal restorations in adults, small load-bearing restorations in adults, temporary
Varnish	Resins, organic solvent (acetone), chloroform ether may include silver, fluoride, or calcium compounds	Evaporation of solvent	Pulp protection, surficial ion release for caries prevention or remineralization
Inert	Methacrylate monomers, initiator, ceramic fillers	Light-activated polymerization	Cementing ceramic restorations or orthodontic brackets
Tri-/dicalcium silicate	Methacrylate monomers, initiators, tri-/dicalcium silicate, barium zirconate	Light-activated polymerization	Pulp-capping, pulpotomies
Tri-/dicalcium silicate	Organic liquid, tri-/dicalcium silicate, radiopaque powder	Hydration in vivo	Pulpotomies, endodontic sealing
Calcium hydroxide	Iodoform, silicone, calcium hydroxide	Nonsetting	Primary tooth pulpectomy
Tri-/dicalcium silicate	Tricalcium silicate, salicylate resin, titanium oxide, calcium tungstate	Nonsetting	Primary tooth pulpectomy

EBA, ethoxybenzoic acid.
Don't use for anterior because of opacity.

ویژگی‌های دیگر سمان برای طراحی سمان منحصر به فرد برای یک کاربرد، ویسکوزیته است. برای حفاظت پالپ یا سیل کردن سطحی دندان، یک لایه مایع مانند معمولاً مناسب است. سمان با ویسکوزیته متوسط برای لاینر حفره تراش یا بیس استفاده می‌شود. برای چسباندن اپلاینس، سمان باید ویسکوزیته به اندازه کافی پایینی داشته باشد تا در طول اینترفیس بین بافت دندان و یک روکش جریان داشته باشد. سمان با ویسکوزیته پایین همچنین برای سیل کردن اندودونتیک در پر کردن آناتومی پیچیده کانال ریشه مناسب است. بندهای ارتودنسی نیازمند سمان با ویسکوزیته پایین می‌باشند، اما براکت ارتودنسی نیازمند سمان با ویسکوزیته بالا می‌باشد تا قبل از کیور دچار تغییر موقعیت نشود. بیس / لاینر باید جریان‌پذیر باشند و در داخل حفره تراش ست شوند و نباید سیلان‌پذیری آن‌ها به قدری باشد که خارج از حفره تراش ست شوند. سمان‌های ویسکوز برای پر کردن پرفوراسیون، ترمیم نوک ریشه، یا برای پوشش پالپ پس از یک پالپوتومی استفاده می‌شود.

سمان‌ها باید در یک زمان معقول ست شوند که وابسته به کاربرد است و از چند دقیقه تا چند روز متغیر است. استحکام فشاری سمان از ۳۵ مگاپاسکال برای پوشش پالپ / مواد بیس تا ۵۰ مگاپاسکال برای سمان‌های آبی برای چسباندن اپلاینس‌ها متفاوت است. استحکام باید متناسب با کاربرد باشد و در طول maturation افزایش یابد. به عنوان مثال، سمان‌های تری / دی کلسیم سیلیکات در حدود ۱ ماه maturation طول می‌کشد. وارنیش‌ها با تبخیر حلال در منطقه پوشش دهنده لایه یکنواخت ایجاد می‌کنند. سمان‌های دو پارت زمان شروع ستینگ / سخت شدن را زمانی که اجزاء مخلوط می‌شوند، آغاز می‌کنند. سمان‌های تک پارت بر پایه پلیمر از طریق پلیمریزاسیون فعال شده توسط نور ست می‌شوند. سمان‌های رزینی دوگانه کیور ترکیبی از مکانیسم‌های شیمیایی و لایت کیور استفاده می‌کنند تا پلیمریزاسیون را به حداکثر برسانند. سمان‌های هیدرولیک بایواکتیو با واکنش با آب ست می‌شوند که یا در سیستم‌های دو پارت یا از دندان آب را جذب می‌کنند. استثناء در دندان‌های شیری است که از مواد ست نشونده پس از پالپکتومی استفاده می‌شود که سمان با ریزش دندان شیری تداخل نداشته باشد.

حفظ بلند مدت روکش و بریج‌ها اهمیت دارد. با این حال، گاهی اوقات سمان‌های موقت نیاز است، به عنوان مثال، زمانی که روکش‌های موقت در طول درمان‌های پروتز قرار داده می‌شود. سمان‌های دندان برای براکت‌ها و بندهای ارتودنسی حائز اهمیت هستند، اما دوام این مواد معمولاً کمتر از سایر سمان‌ها است زیرا درمان‌های ارتودنسی معمولاً حدود ۲ سال طول می‌کشد. سیلان‌ها و سمان‌ها که برای کاهش حساسیت (از طریق بستن توبول‌های عاجی اکسپوز شده) قابل انتظار نیست که به صورت بلند مدت باقی بمانند.



اچینگ مینا با اسید فسفریک، اسمیر لایر را حذف می کند، مینای بدون منشور در دندان های شیری را حل می کند و کریستال های مینایی موجود در هر منشور را به صورت افتراقی حل می کند.

الگوی مینای اچ شده به نوع ۱ (اچینگ ترجیحی هسته منشور)، نوع ۲ (اچینگ ترجیحی محیط منشور) و نوع ۳ (مخلوط یا یکنواخت) تقسیم می شود. در تصاویر میکروسکوپی، الگوی اچینگ نوع ۱ به صورت منشورهای روشن با محیط تاریک و نوع ۲ به صورت مرکز تاریک با محیط روشن دیده می شود. هیچ تفاوتی در استحکام باند میکرومکانیکی الگوهای متفاوت اچینگ وجود ندارد.

در یک حفره استاندارد برای کامپوزیت، جهت گیری سطوح مینایی اچ شده متفاوت است. این جهت گیری در محیط حفره، عمود بر منشورهای مینایی، در مارچین های بول شده اکلوزالی یا پروگزیمالی، عمود بر سطح مقطع مایل منشورها و در دیواره های حفره، عمود بر دیواره های محوری منشورها است.

سطح مینای اچ شده با اسید فسفریک، ظاهری یخ زده (frosty) پیدا می کند که به عنوان یک شاخص رایج کلینیکی برای اچینگ کافی استفاده می شود. این ظاهر یخ زده در عوامل باندینگ سلف اچ، قابل مشاهده نیست.

ساختار مینا نزدیک DEJ به خوبی تکامل پیدا نکرده و فاقد منشور (aprismatic) است.

بعد از کامل شدن مینا، آمولوبلاست ها دژنره می شوند و لایه بی شکلی را در سطح خارجی تاج دندان تشکیل می دهند که مینای بدون منشور (prismless) نامیده می شود. این لایه، بیشتر در دندان های شیری وجود دارد و غالباً در دندان های دائمی، حذف شده است. اما، اگر این لایه باقی بماند، باعث ایجاد مشکلاتی در اچ کردن مینا می شود و ممکن است نیاز به خشن کردن سطح یا اچ کردن اضافی وجود داشته باشد.

مینا معمولاً، در نواحی کاسپی و اکلوزالی، سختی (hardness) بیشتر و در نواحی نزدیک به DEJ، سختی کمتری دارد. در نقشه nanoindentation مینای دندان مولر، بیشترین سختی در شیب های داخلی کاسپ ها و شیب خارجی کاسپ باکال دیده می شود. کمترین میزان سختی، زیر کاسپ ها در نزدیکی DEJ دیده می شود.

مواد معدنی

آپاتیت های بیولوژیک بافت های کلسیفیه، با هیدروکسی آپاتیت ایده آل تفاوت دارند. نقایص و جایگزینی های شیمیایی، معمولاً باعث ضعیف شدن و حلالیت بیشتر آپاتیت های بیولوژیک در اسیدها می شود. هیدروکسی آپاتیت، با فرمول $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ، نسبت مولی ایده آل کلسیم به فسفر (Ca/P) ۱/۶۷ و ساختار بلوری هگزائگونال دارد. ترکیب آپاتیت مینا و عاج، بسته به تاریخچه شکل گیری آن ها و اکسپوزرهای شیمیایی در حین بالغ شدن متغیر است. آپاتیت در مینا و عاج، دارای کلسیم کمتر و غنی از کربنات است.

یون های فلزی منیزیم و سدیم، جایگزین کلسیم می شوند؛ و کربنات، جایگزین فسفات و هیدروکسیل می شود. این جایگزینی ها باعث افزایش حلالیت آپاتیت می شود.

اما جایگزینی یون فلوراید با گروه های هیدروکسیل (OH) یک جایگزینی مفید است که باعث افزایش استحکام و کاهش حلالیت آپاتیت می شود. جایگزین شدن کامل هیدروکسیل با فلوراید، منجر به تشکیل ماده معدنی فلوروآپاتیت، $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ می شود که نسبت به هیدروکسی آپاتیت یا آپاتیت ناقص بافت های کلسیفیه، حلالیت بسیار کمتری دارد.

عاج و سمتموم، مانند استخوان، ساختارهای کامپوزیتی بیولوژیک، زنده و هیدراته هستند که عمدتاً از ماتریکس حاوی کلاژن نوع ۱ تشکیل شده اند که با مواد معدنی کلسیم فسفات، به نام آپاتیت، تقویت شده است.

مینا، کلسیفیه ترین بافت است و در برابر سایش ناشی از جویدن مقاومت می کند.

تشکیل مینا به وسیله آمولوبلاست ها، از DEJ شروع شده و به سمت سطح خارجی دندان، پیشرفت می کند. همزمان با حرکت آمولوبلاست ها به سمت خارج، ادنتوبلاست ها به سمت داخل DEJ حرکت می کنند در حین بالغ شدن دندان، بیشتر ماتریکس آلی مینا که از آمولوزین و اناملین تشکیل شده، بازجذب شده و بافت کلسیفیه ایی شکل می گیرد که بیشتر از مواد معدنی و مقدار ناچیزی ماتریکس آلی تشکیل شده است.

ترکیب کلی مینا، ۹۶ درصد وزنی مواد معدنی، ۱ درصد چربی و پروتئین و مابقی، آب است. جزء آلی و آب، نقش مهمی در فانکشن و پاتولوژی دندان دارند؛ بنابراین بهتر است که ترکیب، براساس حجمی بیان شود. بر اساس حجمی، اجزاء آلی ۳ درصد و آب ۱۲ درصد مینا را تشکیل می دهد.

جزء معدنی در کریستال های شش ضلعی بسیار طویل ۴۰ نانومتری، تشکیل می شود. کریستال های مینایی، نسبت طول به عرض فوق العاده ایی در مقیاس نانو دارند. کریستال ها، در داخل منشورهای مینایی بسته بندی شده اند. منشورهای مینایی یا رادها، ساختارهایی شبیه به سوراخ کلید هستند که قطری در حدود ۵ میکرون دارند. منشورها، در یک آرایش کاملاً متراکم، از DEJ تا سطح مینا کشیده شده اند و تقریباً عمود بر DEJ هستند؛ به جز در نواحی کاسپ ها که منشورها پیچ خورده و همدیگر را قطع می کنند. این حالت به عنوان decussation شناخته می شود که می تواند باعث افزایش مقاومت به شکست شود. در حدود ۱۰۰ کریستال معدنی برای پر کردن قطر یک منشور، مورد نیاز است. محتوای آلی، در نواحی بین منشوری بیشتر است.

محورهای طولی کریستال ها، تمایل به موازی شدن با محورهای منشور دارند. کریستال ها نزدیک به محیط هر منشور، از محور طولی منحرف شده و به سمت فضای بین منشورها متمایل می شوند. انحرافات در ناحیه دم منشور، بیشتر است. هر کریستال داخل منشور نیز، با لایه نازکی از چربی و یا پروتئین پوشیده شده که نقش مهمی در مینرالیزاسیون دارد. این پوشش پروتئینی، منجر به افزایش چقرمگی (تافنس) مینا می شود.

فاصله بین منشورها، یا مینای بین منشوری، حاوی اجزای آلی اصلی است و به عنوان معبری برای آب و جنبش یونی عمل می کند. این نواحی، به عنوان غلاف منشور نیز شناخته شده اند. این نواحی در هنگام دمینرالیزاسیون، مانند پوسیدگی ها یا اچ شدن دندان، اهمیت دارند.

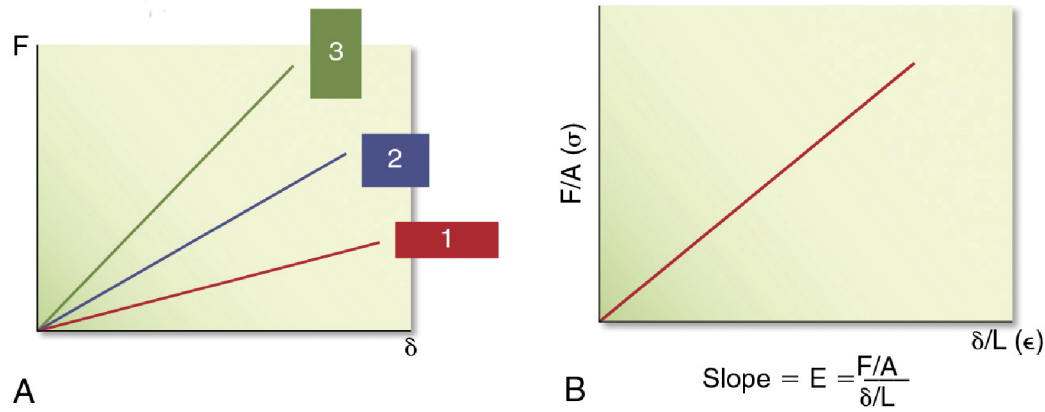
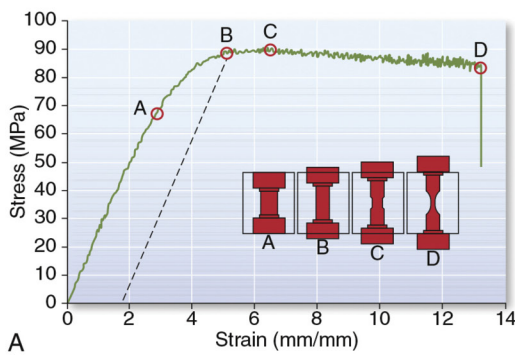


FIG. 4.3 Force-deformation characteristics. (A) Force-deformation characteristics for the same material but having different dimensions. (B) Stress-strain characteristics of the same group of bars. The stress-strain curve is independent of the geometry of the bar.



در هنگام آزمایش مواد، نیرو بایستی با سرعتی یکسان اعمال شده و تغییر شکل نیز بایستی با سرعتی یکنواخت صورت پذیرد. در نمودار استرس-استرین، به طور قراردادی استرین بر روی محور افقی نمودار (x) بعنوان متغیر مستقل در نظر گرفته می‌شود چرا که در آزمون‌ها معمولاً استرین کنترل می‌شود و در آن‌ها استرین ثابتی به نمونه اعمال شده و نیروی حاصله به صورت متغییر وابسته روی محور y اندازه‌گیری می‌شود.

در محاسبه استرس سطح مقطع نمونه ثابت فرض می‌شود، بدین ترتیب نمودار استرس-استرین حاصل نمودار استرس-استرین مهندسی نامیده می‌شود و استرس‌ها طبق سطح مقطع اولیه محاسبه می‌شوند. در زمان اعمال نیروهای بزرگ یا آزمون‌های کششی، سطح مقطع نمونه ممکن است دچار تغییرات چشمگیری شود؛ در این صورت، استرس حقیقی با استفاده از سطح مقطع لحظه‌ای که در مخرج کسر قرار می‌گیرد محاسبه می‌شود که متفاوت از استرس مهندسی بوده که با سطح مقطع اولیه جسم محاسبه می‌شود. در این مورد استرس حقیقی بزرگتر از استرس مهندسی خواهد بود. اما در کاربردهای آزمایشگاهی، بخاطر سختی محاسبه لحظه‌ای سطح مقطع، از استرس مهندسی استفاده می‌شود.

حد تناسب و حد الاستیک

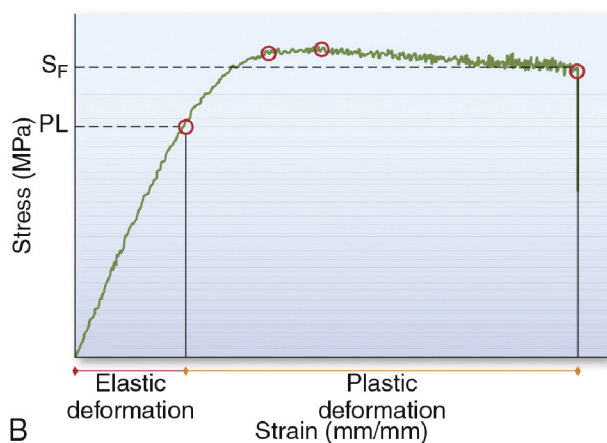
اگر یک نمودار استرس-استرین متداول را رسم کنیم نقاط شاخصی در آن به چشم می‌خورد. با توجه به نمودار در می‌یابیم که از نقطه شروع نمودار تا A نمودار به صورت خطی ترسیم شده و پس از آن این ارتباط خطی از دست می‌رود.

نکته

به نقطه‌ای که پس از آن ارتباط استرس-استرین دیگر خطی نباشد حد تناسب (proportional limit) گفته می‌شود. به عبارت دیگر حد تناسب بالاترین استرسی است که در آن نمودار بصورت خطی خواهد بود. زیر نقطه حد تناسب هیچ تغییرشکل دائمی در ساختار ماده رخ نمی‌دهد و پس از برداشت نیرو ماده با حالت اولیه بازمی‌گردد.

نکته
پیش از حد تناسب ماده دارای رفتار الاستیک بوده و ناحیه‌ای از نمودار استرس-استرین که قبل از حد تناسب واقع شده است، ناحیه الاستیک نامیده می‌شود.

در صورتی که استرس بیشتر از حد تناسب بر جسم وارد شود، استرین دائمی و غیرقابل برگشت ایجاد می‌شود. ناحیه فراتر از حد تناسب، ناحیه پلاستیک خوانده می‌شود، این مفاهیم، به مواد الاستیک خطی مانند بسیاری از فلزات، اشاره دارد که در آن‌ها رابطه بین استرس و استرین، تا نقطه حد تناسب، خطی بوده و پس از آن، غیرخطی است.



بطور استثناء مواد سوپر الاستیک، رفتار الاستیک غیرخطی از خود نشان می‌دهند و ارتباط استرس و استرین در آن‌ها، در ناحیه الاستیک، خطی نیست و در نقطه‌ای فراتر از حد تناسب (ناحیه خطی نمودار)، حذف نیرو باعث بازگشت استرین به نقطه صفر می‌شود.

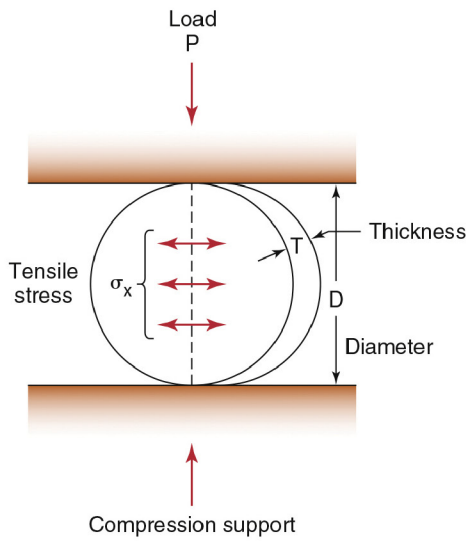


FIG. 5.5 How a compressive force develops tensile stress in brittle materials.

$$\text{Deformation} = \text{Load} \times \text{Length}^3 / 4 \times \text{Elastic modulus} \times \text{Width} \times \text{Thickness}^3$$

$$\delta = Pl^3 / 4Ebd^3$$

یا

اغلب آزمون خمش چهار نقطه‌ای برای اندازه‌گیری استحکام خمشی و مدول خمشی، به خمش ۳ نقطه‌ای ترجیح داده می‌شود. گاهی ممکن است به سبب ورود نیروهایی که به نحو مناسبی توزیع نیافته اند نمونه به سادگی دچار تغییر شکل شود. در آزمون چهار نقطه‌ای از ۲ عنصر بارگذاری به جای ۱ عنصر استفاده می‌شود. بدین ترتیب نیروهای یکنواخت‌تری به نمونه وارد می‌شود که از کمانه شدن V شکل و تمرکز استرس در خط وسط نمونه که در آزمون‌های ۳ نقطه‌ای اتفاق می‌افتد جلوگیری خواهد شد. همچنین در این آزمون ناحیه بزرگتر از نمونه بررسی می‌شود و سطح آزمون نماینده بهتری از کل ماده است.

TABLE 5.2 Flexural Strength of Selected Dental Materials

Material	Flexural Strength (MPa)
Resin composite	139
Lathe-cut amalgam	124
Feldspathic porcelain	65
High-strength stone	17
Resin-modified glass ionomer	42-68
Resin cement	66-121

این آزمون برای مواد شکننده طراحی شده و در صورتی که نمونه قبل از شکست تغییر شکل زیادی پیدا کند یا به بیش از ۲ تکه مساوی شکسته شود برای این روش مناسب نخواهند بود. برخی از مواد با قرار گرفتن در سرعت‌های مختلف بارگذاری، استحکام کششی قطری متفاوتی را نشان می‌دهند. چنین موادی حساس به استرین بوده و آزمون کششی قطری برای آنان مناسب نخواهد بود.

استحکام برشی

استحکام برشی یک ماده حداکثر استرسی است که ماده می‌تواند قبل از شکست در آزمونی با بارگذاری برشی متحمل شود و این کمیت ویژگی مهمی در مطالعه اینترفیس مواد مانند اینترفیس فلز و سرامیک یا ایمپلنت و استخوان محسوب می‌شود. یکی از روش‌های ارزیابی استحکام برشی آزمون punch یا push out است که در آن با اعمال نیروی محوری، ماده‌ای از ورای ماده دیگر به بیرون هل داده می‌شود.

$$\text{استحکام برشی } (\tau) : \tau = F / \pi dh$$

مقدار نیرو اعمالی: F قطر ناحیه پانچ: d ضخامت نمونه: h

از آنجا که استرس ایجاد شده در نمونه استرس خالص برشی نیست و هم چنین به علت تفاوت در ابعاد نمونه، ترکیب و آماده‌سازی، ژئومتری سطح و پارامتر آزمون مکانیکی نتایج حاصل از این آزمون اغلب با یکدیگر متفاوت هستند. علاوه بر این ویژگی‌های برشی مواد را می‌توان با اعمال نیروی پیچشی نیز ارزیابی نمود.

TABLE 5.3 Tensile Strength of Selected Dental Materials

Material	Diametral Tensile Strength (MPa)	Ultimate Tensile Strength (MPa)
Enamel	—	10
Dentin	—	106
Amalgam	54	32
Calcium hydroxide liner	1	2.3
Feldspathic porcelain	—	25
High-strength stone	8	6

بسیاری از رستوریشن‌های دندانی حین پروسه‌های ساخت تحت خمش دائمی قرار می‌گیرند. تنظیم کلاسه‌ها در یک پروتز پارسیل و یا شکل دادن به یک سیم ارتودنسی مثالی از این خمش‌های دائمی است. ترکیب و ابعاد یک ماده و عملیات شیمیایی و حرارتی انجام شده بر روی آن از جمله مواردی هستند که بر تعداد خمش‌هایی که قابل تحمل برای ماده تأثیر می‌گذارد. آزمون‌های دوره‌ای و متناوب از این جهت اهمیت دارند که عملکرد یک ماده همیشه با داده‌های متداول مانند خواص کششی یا سختی مرتبط نیستند. ماده‌ای که تحت خمش دائمی است می‌تواند تحت استرس‌های شدید کششی یا فشاری باشد.

خمش دائم

استحکام کششی قطری

یکی از روش‌های دیگر جهت آزمایش مواد شکننده، تعیین استحکام کششی نهایی ماده، از طریق آزمون فشاری است به این روش آزمون فشاری قطری برای کشش یا روش برزلی می‌گویند. این روش نسبتاً ساده بوده و تکرار پذیری خوبی دارد. در این آزمون دیسکی از ماده شکننده به صورت قطری در دستگاه، تحت استرس‌های فشاری قرار می‌گیرد تا شکستگی رخ دهد. استرس‌های فشاری اعمال شده به ماده به واسطه اثر پواسون باعث بروز استرس کششی در صفحه اعمال نیرو در ماده می‌شوند.

$$\sigma_x = 2P / \pi DT$$

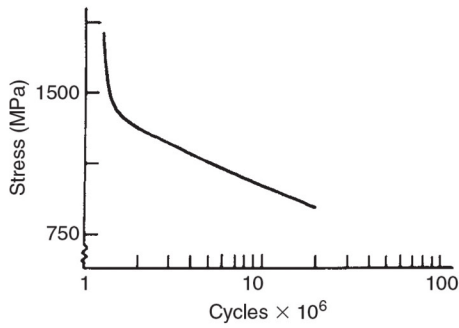


FIG. 5.7 Flexural fatigue curve for a cobalt-chromium-nickel alloy used for partial dentures.

پیچش

یکی دیگر از شیوه‌های بارگذاری در دندانپزشکی چرخش یا پیچش است. استفاده از فایل‌ها و ریمرهای اندودانتیک در کانال ریشه مثالی از این نوع بارگذاری است. با قفل شدن نوک فایل در داخل عاج کانال ریشه چرخاندن فایل منجر به ورود استرس پیچشی به فایل می‌شود. میزان مقاومت ماده در برابر اعمال نیروهای پیچشی به شکست، با استفاده از torque meter اندازه‌گیری می‌شود. در اثر پیچش، استرس برشی و چرخش نمونه حاصل می‌شود و ارتباط میان گشتاور پیچشی (نیروی برشی × فاصله) و چرخش بر حسب زاویه حائز اهمیت است و نمودار آن ترسیم می‌گردد. نمودارهای گشتاور پیچشی - چرخش زاویه‌ای π نیز مانند نمودارهای خمش با یک ناحیه اولیه خطی شروع شده و بصورت غیرخطی ادامه می‌یابد و وسایل بزرگتر در حین چرخش نسبت به وسایل کوچک‌تر سفت‌تر (stiffer) هستند و بخش خطی آن‌ها کوچک‌تر است. این ابزارها بایستی به نحوی در بالین مورد استفاده قرار گیرند که دچار چرخش دائمی در ساختار خود نشوند (باز شدن پیچ‌های فایل را در نظر بگیرید).

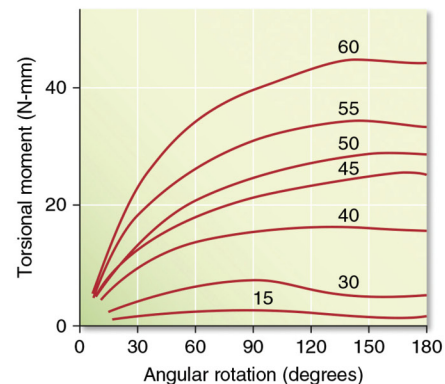


FIG. 5.6 Torsional moment-angular rotation curves for endodontic files of sizes 15 through 60.

پیچش در پیچ‌های استفاده شده در ایمپلنت‌های دندانی نیز بسیار مهم است. استفاده از torque gauge حین محکم کردن اسکروها در ایمپلنت، به منظور پیشگیری از اعمال نیروی اضافی و شکست پیچشی احتمالی در اسکرو توصیه می‌شود.

استحکام خستگی

آنطور که پیشتر آموختیم، اگر استرسی پایین‌تر از مقادیر استحکام تسلیم به ماده وارد شود تغییر شکل دائمی در آن رخ نخواهد داد. اما در بارگذاری‌های متعدد ممکن است استحکام ماده به طرز چشمگیری کاهش یافته و دچار شکست شود. **خستگی** به عنوان شکست پیشرونده تحت بارگذاری‌های متعدد و تکرار شونده تعریف می‌شود. در آزمون‌های خستگی نمونه تحت بارگذاری‌های متناوب (کمتر از استحکام تسلیم ماده) قرار می‌گیرد تا شکستگی رخ دهد. آزمون‌های خستگی در می‌توان در انواع الگوهای بارگذاری از جمله کششی، فشاری، برشی، خمشی و پیچشی انجام داد. استحکام خستگی سطحی از استرس است که در آن ماده تحت بارگذاری‌های مکرر دچار شکست شده و به دامنه‌ی نیرو و تعداد تکرار بارگذاری بستگی دارد. عموماً نمودار استحکام خستگی بصورت میزان استرس شکست در برابر تعداد چرخه‌های بارگذاری ترسیم می‌گردد. اگر استرس وارده زیاد باشد نمونه در تعداد پایینی از چرخه‌ها می‌شکند و با کاهش استرس تعداد چرخه‌های بارگذاری برای وقوع شکست بیشتر خواهد بود. استرسی که در آن نمونه می‌تواند به تعداد بی‌نهایت بار بدون وقوع شکست تحت بارگذاری قرار گیرد به عنوان **حد استقامت** ماده تعریف می‌شود.

تناوب دفعات وارد شدن استرس به رستوریشن‌های دندانی در حین جویدن ممکن است به ۳۰۰ هزار بار در سال برسد. لذا آشنایی با خواص خستگی این مواد در طراحی رستوریشن مناسب تاثیرگذار است. به علاوه رستوریشن بایستی در ابعاد و هندسه مناسبی طراحی گردد تا از شکست خستگی پیشگیری شود.

شکست‌های خستگی در نتیجه **ترک‌های میکروسکوپی** ایجاد می‌شود که در تناوب ورود نیرو رشد می‌کنند. رشد این ترک‌ها می‌تواند منجر به ایجاد یک ترک ماکروسکوپی شده و نهایتاً شکست ماده رخ دهد. این ویژگی‌ها خستگی بیشتر به ساختار میکروسکوپی ماده، چگونگی ساخت آن و عملیات و فرآیندهای انجام شده بر روی آن بستگی دارد. ویژگی‌های خستگی یک ماده همواره با سایر خصوصیات مکانیکی بطور مستقیم رابطه ندارد. محیطی که ماده در آن قرار گرفته نیز حائز اهمیت است. دمای بالا، رطوبت، مایعات، مواد بیولوژی و pH بالا یا پایین می‌تواند بر خستگی تاثیر بگذارد و به همین سبب در بالین نسبت به محیط آزمایشگاهی مقادیر متفاوتی از استحکام خستگی دیده می‌شود.

تافنس شکست

عموماً آزمون تافنس شکست با نمونه‌های آزمون خمشی که در میانه آن یک ترک نانومتری ایجاد شده باشد، انجام می‌گیرد. در چنین آزمون‌هایی می‌توان سرعت آزاد سازی انرژی (تابعی از انرژی پیشبرد ترک) و فاکتور شدت استرس (نشانهگر استرس در نوک ترک) مواد را تعیین کرد. شکستگی در یک ماده وقتی رخ می‌دهد که شدت استرس به حد بحرانی Kc برسد. این حد از شدت استرس تافنس شکست ماده نامیده می‌شود. در واقع تافنس شکست معیاری نسبی از توانایی ماده جهت مقاومت در برابر پیشرفت ترک است.

آنالیز فرکتوگرافی

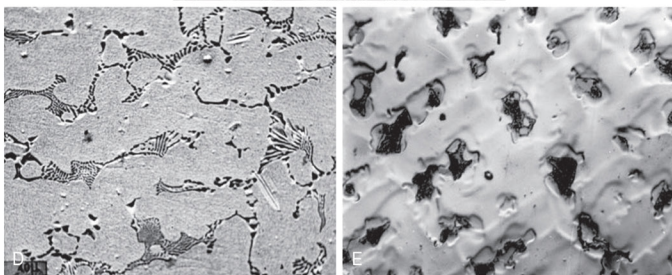
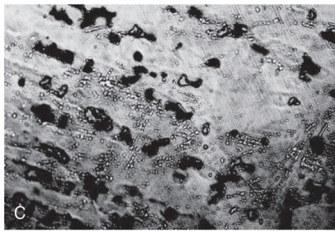
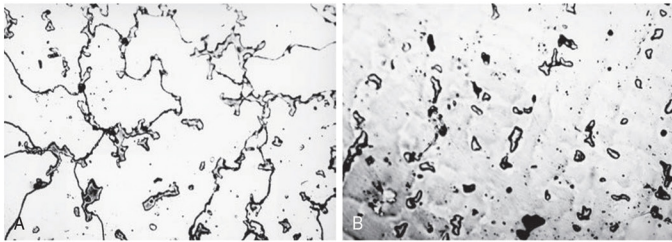
آنالیز فرکتوگرافی در تشریح منشا شکست رستوریشن‌ها و کمک به طراحی مناسب ساختاری و بهبود مواد موجود، کاربردی است. در دندانپزشکی آنالیز فرکتوگرافی، در تعیین نقش استرس‌های باقیمانده، دما و نقایص موجود، در بقای رستوریشن‌های دندانی راهگشا بوده است.

به واسطه شکست‌های فاجعه‌بار در مواد شکننده، فرکتوگرافی در بررسی این مواد بسیار موثر و کاربردی است. در این آنالیز ویژگی‌های تپیک پیشرفت ترک بررسی شده و نقطه منشا شکست نیز مشخص می‌گردد. منشا شکست، نقطه‌ای است که در آن بدترین ترکیب از شدت نقص (بسته به اندازه و شکل نقص) و بزرگی استرس وجود دارد. به عنوان مثال نقایص بزرگتر و دارای شکل شارپ‌تر منجر به تجمع استرس و شکست می‌شوند.

تأثیر سایر عناصر آلیاژی بر خواص این آلیاژها بسیار برجسته تر است. یکی از کارآمدترین راه‌های افزایش سختی آلیاژهای کبالت، افزایش محتوای کربن آن‌هاست. افزایش محتوای کربن به میزان ۰/۲٪ می‌تواند آلیاژ را بیش از حد سخت و شکننده کرده و نایبستی جهت ساخت پروتزها مورد استفاده قرار گیرد. از سوی دیگر، کاهش ۰/۲ درصدی محتوای کربن موجب کاهش استحکام تسلیم و استحکام کششی نهایی آلیاژ، به میزانی که آن را در کاربرد دندانپزشکی بلا استفاده می‌کند، خواهد شد. علاوه بر این، تقریباً تمامی عناصر این آلیاژها مانند کروم، سیلیکون، مولیبدن، کبالت و نیکل در واکنش با کربن، ترکیبات کاربیدی تشکیل داده که موجب تغییر خصوصیات آلیاژ می‌شود. آلیاژهای نیکل-کروم مورد استفاده در رستوریشن‌های فلز-سرامیک، کربن کمتری نسبت به آلیاژهای مورد استفاده در پروتزهای دندانی متحرک در ترکیب خود دارند. حضور ۳-۶٪ مولیبدن استحکام آلیاژ را می‌افزاید.

ریزساختار آلیاژهای بیس متال

ریزساختار یک ماده عاملی تعیین کننده در خواص آن ماده است. ریزساختار آلیاژهای کبالت - کروم و نیکل - کروم پیچیده بوده و با اندکی در کار با آن، دگرگون می‌شود.



بسیاری از عناصر موجود در آلیاژهای بیس متال ریختگی مانند کروم، کبالت و مولیبدن، عناصر تشکیل دهنده کاربید هستند، بسته به ترکیب و شرایط manipulative آلیاژ، انواع و آرایش‌های مختلفی از کاربیدها ایجاد می‌شود. اگر ریختگی فلز بلافاصله پس از ذوب کامل آن انجام شود، کاربیدها به طور پیوسته در طول نواحی مرزخانه‌ها قرار می‌گیرند (A) و این ساختار موجب ازدیاد طول پایین آلیاژ به همراه ایجاد سطحی تمیز می‌شود. اگر آلیاژ ۱۰۰°C بیشتر از ذوب مذاب معمول حرارت داده شود، کاربیدها به صورت کروی و ناپیوسته مانند جزایری پراکنده تشکیل می‌شوند (B)، و این ساختار ازدیاد طول خوبی در آلیاژ ایجاد می‌کند اما به واسطه افزایش میزان واکنش آلیاژ با ماده اینوستمنت، سطحی ضعیف بدست می‌آید و محصول نهایی کاربرد دندانپزشکی نخواهد داشت. آلیاژی که نواحی تیره با ساختارهای لایه لایه دارد (C)، ازدیاد طول بسیار پایینی اما ریختگی تمیز و خوبی خواهد داشت. واضح است که ریزساختار تأثیر به سزایی بر خصوصیات فیزیکی و مکانیکی محصول نهایی دارد.

پیش نیازهای کلی یک آلیاژ بیس متال دندانی

۱. ماهیت شیمیایی آلیاژ نایبستی اثرات سمیت یا آلرژیک در بیمار یا دندانپزشک ایجاد کند.
۲. پروتز ساخته شده از آلیاژ باید مقاومت کافی به خوردگی و تغییرات فیزیکی را در تماس با مایعات دهانی داشته باشد.
۳. خصوصیات فیزیکی و مکانیکی، از جمله هدایت حرارتی، دمای ذوب، ضریب انبساط حرارتی و استحکام بایستی مطلوب بوده و مقادیر حداقل لازم را در کاربرد های مختلف داشته باشد.
۴. کسب مهارت فنی لازم جهت ساخت و استفاده از آلیاژ بایستی برای دندانپزشک عادی و تکنسین ماهر، میسر باشد.
۵. فلزات، آلیاژها و مواد متفرقه لازم جهت ساخت رستوریشن بایستی، حتی در موارد خاص و اورژانسی، فراوان، نسبتاً ارزان و در دسترس باشد.

هنگامی که آلیاژهای بیس متال در سیستم‌های سرامیک-فلز استفاده می‌شوند، بایستی همان الزامات پیشین که برای آلیاژهای نابل ذکر شده را نیز داشته باشند. خواص آلیاژها به عوامل مرتبط با ماده، ترکیب و ساخت بستگی دارد.

آلیاژهای ریختگی کبالت-کروم و نیکل-کروم برای پروتزهای متحرک دندانی

تقریباً تمامی فریم‌ورک‌های فلزی پروتزهای متحرک دندانی از آلیاژهای کبالت-کروم ساخته می‌شوند.

دستورالعمل شماره ۱۴ ANSI/ADA

براساس دستورالعمل شماره ۱۴ ANSI/ADA، مقدار وزنی کروم نایبستی کمتر از ۲۰٪ و مجموع وزن کروم، کبالت و نیکل نایبستی کمتر از ۸۵٪ باشد. آلیاژهای دارای ترکیب متفاوت، در صورت انطباق با پیشنیازهای سمیت، خوردگی و ازدیاد حساسیت، می‌توانند مورد تأیید ADA قرار بگیرند. این دستورالعمل مقادیر حداقل ازدیاد طول (۱/۵٪)، استحکام تسلیم (۵۰۰ مگاپاسکال) و ضریب کشسانی (۱۷۰ گیگاپاسکال) را نیز تعیین کرده است.

ترکیب

عناصر اصلی عناصر اصلی موجود در بیس متال‌های ریختگی برای پروتزهای متحرک دندانی شامل کروم، کبالت و نیکل بوده که در کنار هم، ۸۲-۹۲٪ وزنی اغلب آلیاژهای مورد استفاده را تشکیل می‌دهند. علیرغم اینکه این عناصر تا ۸۵٪ مجموع وزن آلیاژ را تشکیل می‌دهند، تأثیر محدودی بر خواص فیزیکی آلیاژ داشته و این خواص با حضور مقادیر اندکی از عناصری چون کربن، مولیبدن، تنگستن، منگنز، نیتروژن، تانتالوم، گالیوم و آلومینیوم بیشتر کنترل می‌شود.

عملکرد عناصر آلیاژی مختلف کروم مسئول مقاومت به تارنیش و خوردگی این آلیاژهاست. هنگامی که محتوای کروم یک آلیاژ بیش از ۳۰٪ باشد، ریختگی آلیاژ سخت‌تر شده و همچنین محصول نهایی شکننده‌تر می‌شود. به همین دلیل، آلیاژهای ریختگی بیس متال نایبستی بیشتر از ۲۸-۲۹٪ کروم داشته باشند. بطور کلی کبالت و نیکل تا درصد معینی قابل جایگزینی با یکدیگر هستند.

نکته کبالت موجب افزایش بیشتر ضریب کشسانی، استحکام و سختی آلیاژ نسبت به نیکل می‌شود.

نکته

استحکام خمشی سرامیک‌های زیرکونیا (۳Y-TZP) (۹۰۰ تا ۱۵۰۰ مگاپاسکال) < زیرکونیای ترانسلوسنت کیوبیک (۶۰۰ تا ۷۰۰ مگاپاسکال) < سرامیک‌های تقویت شده با لیتیوم دی سیلیکات (۲۶۲ تا ۴۲۰ مگاپاسکال) < سرامیک‌های تقویت شده با لوسایت (۱۲۰ Mpa) است.

نکته

ثابت‌های الاستیک سرامیک‌های دندانی برای محاسبه استحکام خمشی و تافنس شکست مورد نیاز است. ضریب کشسانی سرامیک‌های با بیس آلومینا < سرامیک‌های ۳Y-TZP < سرامیک‌های لیتیوم دی سیلیکات heat press < پرس‌لن فلدسپاتی است.

استحکام برشی پرس‌لن فلدسپاتی ۱۱۰ Mpa است و استحکام کششی قطری، کمتر از ۳۴ Mpa می‌باشد. استحکام فشاری آن در حدود ۱۷۲ Mpa و سختی نوپ 460 kg/mm^2 است.

نکته

ضریب انبساط حرارتی خطی سرامیک‌های تقویت شده با لوسایت < پرس‌لن فلدسپاتی < سرامیک‌های با بیس زیرکونیا < سرامیک‌های آلومینوس و سرامیک‌های لیتیوم - دی سیلیکات است.

نکته

تافنس شکست سرامیک‌ها مقاومت به شکست ترد (brittle) را در حضور ترک نشان می‌دهد. تافنس شکست سرامیک‌های ۳Y-TZP < سرامیک‌های تقویت شده با لیتیوم دی سیلیکات < سرامیک‌های تقویت شده با لوسایت < پرس‌لن‌های فلدسپاتی معمول (مشابه تافنس شیشه آهک کربناتی) است.

سینترینگ سرامیک‌ها همراه با انقباض است چون تخلخل‌ها با پخت در دماهای بالا حذف می‌شوند. به جز سرامیک‌های ماشین شده از بلوک‌های سرامیکی کاملاً سینتر شده و سرامیک‌های heat-pressed، انقباض در مواد تمام - سرامیکی همچنان یک مشکل است. در حین بیلدآپ پرس‌لن، انقباض سرامیک‌های ونیری به کار رفته روی کوره‌های تمام - سرامیکی، باید جبران شود. انقباض زیاد ترمیم‌های زیرکونیای ماشین شده (در حدود ۲۵٪) در حین سینترینگ، در مرحله طراحی به وسیله بزرگنمایی کامپیوتری جبران می‌شود.

دانسیتته پرس‌لن فلدسپاتی با افزایش میزان تخلخل کاهش می‌یابد. دانسیته مواد سرامیکی به میزان و ماهیت فاز کریستالین موجود نیز وابسته است. دانسیته تئوریک سرامیک‌های 3Y-TZP دندانی با فرض بدون تخلخل بودن ماده 6.08 g/cm^3 است. یک دانسیته بیشتر از ۹۸/۷ درصدی از دانسیته تئوریک، برای سرامیک‌های 3Y-TZP گرید پزشکی مورد نیاز است. همه سرامیک‌های دندانی 3Y-TZP مورد استفاده فعلی این الزام استاندارد را دارند.

TABLE 11.2 Flexural Strength of Selected Dental Ceramics

Processing Technique	Crystalline Phase	Flexural Strength (MPa)	Percent Crystallinity
Soft machined	Zirconia (3Y-TZP)	1087 ± 173	Highly crystalline
	Zirconia (cubic + tetragonal)	≈700 ^a	Highly crystalline
Hard machined	Feldspar ([Na, K]AlSi ₃ O ₈)	122 ± 13	≈30
	Lithium disilicate (Li ₂ Si ₂ O ₅)	262 ± 88	65
	Lithium silicate (Li ₂ Si ₂ O ₅ and Li ₂ SiO ₃)	≈420 ^a	>50
	Leucite (KAlSi ₂ O ₆)	≈160 ^a	≈35
Heat pressed	Leucite (KAlSi ₂ O ₆)	106 ± 17	35
	Lithium disilicate (Li ₂ Si ₂ O ₅)	306 ± 29	65
Sintered	Leucite (KAlSi ₂ O ₆)	104	35-40
	Fluorapatite (Ca ₅ [PO ₄] ₃ F)	≈80 ^a	10
Sintered metal-ceramic	Leucite (KAlSi ₂ O ₆)	61 ± 5	15-25

خواص نوری سرامیک‌های دندانی

رنگ سمان، نقش مهمی در ظاهر نهایی ترمیم تمام - سرامیکی دارد. مواد تمام سرامیکی با بیس زیرکونیا به علت فقدان فاز شیشه‌ای قابل اچ کردن نیستند اما به دلیل اپاسیتته آن، می‌توانند بدون نیاز به تطابق رنگ خاصی با محدوده وسیعی از عوامل لوتینگ سمان شوند. اما برای ترمیم‌های تمام - سرامیکی ترانسلوسنت‌تر مانند لوسایت heat pressed باید از سمان‌های رزینی بارنگ مناسب استفاده کرد.

رنگ پودرهای پرس‌لن از قبل مخلوط شده، زرد تا زرد قرمز می‌باشد. پرس‌لن‌های اصلاح کننده (modifier) برای تنظیم رنگ استفاده می‌شوند. این اصلاح کننده‌ها پرس‌لن‌های بسیار پیگمانته هستند که در رنگ‌های آبی، زرد، صورتی، نارنجی، قهوه‌ای و خاکستری ارائه می‌شوند. پرس‌لن اصلاح کننده به پرس‌لن‌های اپک و بادی اضافه می‌شود. راه دیگر تغییر رنگ ترمیم سرامیکی رنگ آمیزی سطحی خارجی است که شامل کاربرد گلیز بسیار پیگمانته می‌باشد. عیب اصلی رنگ آمیزی

دیگر افزایش نسبت آب به پودر، دارد. شرط دیگر جهت رخ دادن انبساط هیگروسکوپیک این است که آب اضافی پیش از مشاهده از دست رفتن براقیت سطح، که نمایانگر خاتمه واکنش ستینگ بوده، در اختیار اینوستمنت قرار بگیرد تا این آب به آب باقیمانده در سطح افزوده شده و عمل کشش سطحی را به تأخیر انداخته یا متوقف متوقف کند.

اندازه ذرات سیلیکا

نکته اندازه ذرات کلسیم سولفات همی‌هیدرات، اثر اندکی بر انبساط هیگروسکوپیک داشته ولی ذرات سیلیکای ریزتر، انبساط ستینگ و هیگروسکوپیک بیشتری ایجاد می‌کند.

نسبت سیلیکا به بایندر

نکته اگر نسبت سیلیکا به استون افزایش یابد، انبساط هیگروسکوپیک اینوستمنت نیز افزایش خواهد یافت، اما استحکام آن کاهش می‌یابد.

نسبت آب به پودر

مانند انبساط ستینگ فرآورده‌های گچی، هر چه نسبت آب به پودر بیشتر باشد، انبساط طبیعی و هیگروسکوپیک کمتر خواهند بود. همچنین با افزایش نسبت آب به پودر و ایجاد مخلوط رقیق‌تر، انبساط حرارتی نیز کاهش می‌یابد.

اسپاچولیشن

اثر اسپاچولیشن را بر انبساط ستینگ و هیگروسکوپیک مانند اثر آن بر انبساط ستینگ فرآورده‌های گچی بوده و موجب افزایش آن می‌شود.

کهنه شدن اینوستمنت

اینوستمنت‌های ۲-۳ ساله به اندازه اینوستمنت‌های تازه تولید شده انبساط پیدا نمی‌کنند. به این دلیل ظروف حاوی اینوستمنت بایستی تا حد امکان بسته نگه داشته شده، بخصوص اگر در محیطی مرطوب نگهداری می‌شوند.

دمای حمام آب

نکته در هنگام غوطه وری در حمام آب، دمای بالاتر حمام آب موجب انبساط الگوی مومی شده و برای جبران انقباض کلی کستینگ، انبساط کمتری در اینوستمنت لازم خواهد بود. در دمای بالای حمام، موم نرم شده و مقاومت کمتری در برابر انبساط اینوستمنت خواهد داشت و در نتیجه انبساط ستینگ مؤثرتر خواهد بود. در مجموع، در دماهای بالاتر حمام آب، انبساط بیشتری رخ می‌دهد.

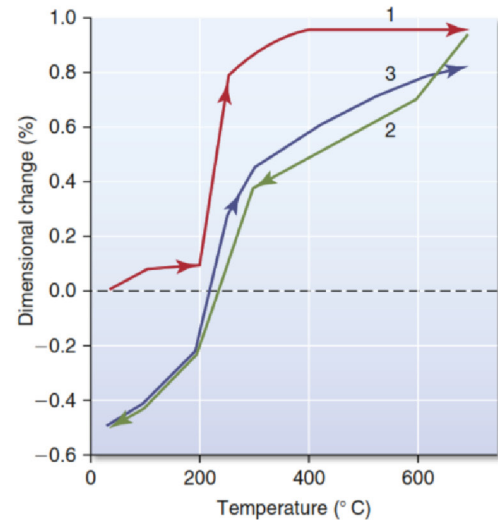


FIG. 12.28 Thermal expansion and contraction curves for calcium sulfate-bonded investment (thermal expansion type). Curve 1 is first heating, curve 2 is cooling, and curve 3 is reheating.

انبساط ستینگ اینوستمنت باند های کلسیم سولفات باند

تمام اینوستمنت‌های کلسیم سولفات باند دارای هر دو نوع انبساط ستینگ و حرارتی هستند و مجموع این دو انبساط، انقباض کستینگ آلیاژهای ریختگی را جبران می‌کند. انبساط ستینگ یک اینوستمنت، مانند سایر فرآورده‌های گچی، انبساطی خطی بوده که حین ستینگ رخ می‌دهد. اگر اینوستمنت در حین ستینگ با هوا احاطه شده باشد، انبساط ستینگ عادی رخ می‌دهد. از سویی دیگر، اگر اینوستمنت در حین ستینگ در تماس با آب باشد، انبساط بسیار بیشتر بوده و انبساط ستینگ هیگروسکوپیک رخ می‌دهد. انبساط هیگروسکوپیک و تماس با آب به دو روش ممکن می‌شود: (۱) قراردهی لاینری مرطوب در داخل رینگ کستینگ که اینوستمنت در آن ریخته می‌شود، یا (۲) قراردهی رینگ کستینگ، پس از اینوستینگ در حمام آب.

{مطالبی که درباره مکانیسم ستینگ عادی گچ ها ذکر شد مکمل این بخش است.} اساس مکانیسم انبساط هیگروسکوپیک، نقش کشش سطحی آب موجود در مخلوط است. پس از اختلاط اینوستمنت، آب اجزای اینوستمنت را احاطه کرده و در پی پیشرفت واکنش ستینگ بایندر کلسیم سولفات (مشابه واکنش ستینگ متداول گچ ها)، آب احاطه کننده مخلوط کاهش یافته و کریستال‌های گچی (کریستال‌های دی‌هیدراتی) در حال رشد به سطح آب باقیمانده برخورد کرده و کشش سطحی آب مانع از رشد کریستال‌ها به سمت خارج می‌شود. پس از مصرف آب مورد نیاز برای واکنش، واکنش تکمیل شده و رشد کریستال‌های گچی، در همین حالت مهار شده، متوقف می‌شود.

حال اگر اینوستمنت به داخل رینگی با لاینر مرطوب ریخته شود، کریستال‌های گچی می‌توانند تا زمانی که به سطح آب اضافی فراهم شده توسط لاینر برسند، بیشتر رشد کنند. سپس کریستال‌ها دوباره به سطحی ترین لایه آب رسیده و مجدداً کشش سطحی مانع رشد بیشتر می‌شود. حال در صورتی که آب اضافی با غوطه وری در حمام آب فراهم شود، سطحی ترین لایه آب آنچنان دور بوده که مانع از رشد کریستال‌ها به واسطه کشش سطحی نمی‌شود. انبساط ستینگ هیگروسکوپیک حاصل از غوطه وری در حمام آب کامل اینوستمنت در یک ظرف غیرمحصور بیش از دو برابر انبساط طبیعی است، اما زمانی که اینوستمنت در یک رینگ محصور شده در حال ست شدن باشد، انبساط هیگروسکوپیک بوسیله این رینگ محدود می‌شود. برای رخ دادن انبساط هیگروسکوپیک، آب اضافی بایستی در حین ستینگ در اختیار اینوستمنت قرار گیرد. این مورد تفاوتی بنیادین با افزودن آب بیشتر به پودر، پیش از اختلاط (به بیانی