

مواد دندانی پاورز

گردآوری:

دکتر مریم پیرمادیان

متخصص زیست مواد دندانی

سرشناسه	:	پیرمرادیان، مریم، ۱۳۶۴ -
عنوان و نام پدیدآور	:	درسنامه مواد دندانی پاورز/ گردآوری مریم پیرمرادیان.
مشخصات نشر	:	تهران : شایان نمودار، ۱۳۹۹.
مشخصات ظاهری	:	۳۰۲ ص.: مصور (رنگی): ۲۹×۲۲ س.م.
شابک	:	۹۶۴-۲۳۷۵۶۷-۷۹۷۸-
وضعیت فهرست نویسی	:	فیپا
یادداشت	:	کتاب حاضر ترجمه و اقتباس کتاب "Dental materials : foundations and applications" اثر جان ام پاورز، جان سی واتاها است.
موضوع	:	دندانسازی -- مواد
موضوع	:	Dental materials
شناسه افزوده	:	پاورز، جان ام، ۱۹۴۶ - م.
شناسه افزوده	:	Powers, John M., 1946-
شناسه افزوده	:	واتاها، جان سی.
شناسه افزوده	:	Wataha, John C.
رده بندی کنگره	:	۵/RK۶۵۲
رده بندی دیویی	:	۶۹۵/۶۱۷
شماره کتایشناسی ملی	:	۷۴۲۸۱۰۱
اطلاعات رکورد کتایشناسی	:	فیپا

نام کتاب: درسنامه مواد دندانی پاورز

گردآوری: دکتر مریم پیرمرادیان

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیرتولید: مهندس علی خزعلی

حروف چینی و صفحه آرایی: انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

نوبت چاپ: اول

شمارگان: ۱۰۰۰ جلد

تاریخ چاپ: پاییز ۱۳۹۹

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۵۶۷-۷



شایان نمودار

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



وبسایت: shayannemoodar.com



اینستاگرام: Shayannemoodar

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

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

به نام مهربان هستی بخش

مجموعه حاضر ترجمه و اقتباسی است از کتاب: مواد دندانپزشکی پاورز که در سال‌های اخیر به عنوان رفرنس درس زیست‌مواد دندانپزشکی برای آزمون رزیدنتی معرفی شده است.

کتاب مواد دندانپزشکی پاورز جز معدود کتب زیست‌مواد دندانپزشکی است که ضمن شرح و بسط مباحث مرتبط با مواد دندانپزشکی، به خوبی به ارتباط آنها با درمان‌های بالینی نیز پرداخته است. یکی دیگر از نقاط قوت این کتاب معرفی مواد دندانپزشکی موجود در بازار دندانپزشکی دنیا متناسب با مباحث مربوطه است که برای خوانندگان، بیش از پیش ارتباط میان مباحث تئوری و عملیاتی و بالینی را روشن می‌کند.

با توجه به اینکه کتاب حاضر با هدف آمادگی دانشجویان عزیز برای آزمون رزیدنتی تدوین و طراحی شده است، تلاش مضاعفی برای گره‌گشایی از تمام تصاویر، جداول و حتی مطالب ضمیمه صورت گرفته. به این امید که نکته‌ای مبهم و مغفول نمانده باشد.

در انتها بر خود فرض می‌دانم از جناب آقای مهندس خزعلی و همکارانشان در موسسه آوید کمال تشکر را داشته باشم. نیت و همت بلند ایشان به عنوان یکی از متولیان و بانیان اولیه‌ی امر انتشار کتب و مراجع مکتوب رشته دندانپزشکی همواره محل احترام و قدردانی خواهد بود.

دکتر مریم پیرمادیان

پاییز ۹۹

راهنمای استفاده از درسنامه

به نام خدا

دوست عزیز

افتخار بزرگی نصیب ما شده تا در مسیر موفقیت در آزمون دستیاری دندانپزشکی در کنار شما باشیم. مهمترین ملاک موفقیت در آزمون برنامه‌ریزی دقیق و استفاده از منابع جامع و در عین حال خلاصه است تا امکان دوره چندباره آن را داشته باشید. در این درسنامه تلاش شده است ضمن انتقال دقیق متون رفرنس اصلی و حفظ یکپارچگی مطالب، تاکید بیشتری روی نکاتی که احتمال طرح سوال از آن در آزمون وجود دارد انجام گیرد. لطفاً در مطالعه این درسنامه علاوه بر گرفتن راهنمایی از مشاوران موسسه آوید، به نکات و پیشنهادهای ذیل دقت کنید:

۱- در ابتدای هر فصل سطح اهمیت مطالب با توجه به در نظر گرفتن ضریب هر درس برای داوطلبان و سوالات مطرح شده از فصل در ۱۰ سال گذشته به سه سطح A، B و C تقسیم شده است:

A: فصولی که تقریباً هر سال از آن سوال طرح شده است و نسبت حجم و دشواری مطالب فصل به تعداد سوالی که از آن در آزمون مطرح می‌شود به شکلیست که خواندن فصل برای همه داوطلبان و با هر انتخاب رشته‌ای مقرون به صرفه است. اگر وقت کمتری برای دوره این درس دارید پیشنهاد نمی‌شود این فصول جزء فصول حذفی قرار گیرد.

B: فصولی که تقریباً یک سال در میان از آن‌ها سوال مطرح می‌شود. نسبت حجم و دشواری مطالب به تعداد سوالی که از آن در آزمون مطرح می‌شود به شکلیست که خواندن آن به همه داوطلبان توصیه می‌شود ولی در اولویت بعدی نسبت به فصول سطح A قرار دارند. در صورت کمبود وقت، حذف این فصول فقط در صورت اجبار و کمبود شدید وقت و فقط پس از هماهنگی با مشاور انجام می‌شود.

C: فصولی که کمتر در سال‌های گذشته از آن‌ها سوال طرح شده است یا نسبت حجم و دشواری مطالب به تعداد سوالی که از آن در آزمون مطرح می‌شود به شکلیست که خواندن آن برای داوطلبانی که وقت دوره کمتری دارند مقرون به صرفه نیست. این بدین معنی نیست که حذف این فصول برای همه داوطلبان پیشنهاد می‌شود، ولی اگر درسی برای شما ضریب ۱ یا ۵/۰ داشته و به دلایلی فرصت کمتری برای دوره دارید با راهنمایی مشاور می‌توانید فصول حذفی را از این فصول انتخاب کنید.

دقت داشته باشید که همه فصول درسنامه مهم بوده و امکان طرح سوال از همه فصول وجود دارد و سطح‌بندی فوق برای کمک در مواردی انجام شده که برنامه مطالعه داوطلبان عزیز از برنامه موسسه عقب افتاده است.

۲- در هر فصل قسمتهایی وجود دارد که احتمال مطرح شدن سوال از آن‌ها کم بوده یا میزان دشواری مطلب در

سطحی است که صرف وقت برای مطالعه آن‌ها به دوستانی پیشنهاد می‌شود که درس برای آن‌ها ضریب ۲ یا ۳ دارد. این قسمت از متن با علامت (+ II/III) مشخص شده‌اند.

۳- در هر فصل سوالات تالیفی و سوالات مطرح شده در آزمون‌های سال‌های گذشته آورده شده است. دقت کنید که این تست‌ها صرفاً برای کمک به یادگیری بهتر درسنامه طراحی شده‌اند و داوطلبان باید حتماً پس از هماهنگی با مشاور از سایر منابع تست برای آمادگی آزمون نیز استفاده کنند.

۴- پیشنهاد می‌کنیم از چند منبع یا درسنامه مختلف استفاده نکنید. متعهد هستیم که میزان انطباق سوالات آزمون با مطالب درسنامه اگر نه کامل، نزدیک به کامل است.

۵- فیلم آموزشی که همراه با درسنامه خدمت شما ارسال شده است برای کمک به درک مطالب کتاب و آشنایی با روش مطالعه صحیح درس است و استفاده از آن در دور اول مطالعه پیشنهاد می‌شود. هر چند مطالب درسنامه کامل بوده و محتوایی از درس برای ایجاد اجبار برای شما عزیزان در تهیه فیلم حذف نشده است.

بدون شک هیچ نگارشی فاقد اشتباه نیست. خواهشمندیم اگر هر مشکلی در متن پیش رو وجود دارد با بزرگواری به ما تذکر دهید تا بتوانیم نقص‌های احتمالی موجود را برطرف نماییم.

با آرزوی کامیابی

واحد آموزش و مشاوره آوید

فصل ۱: خواص مواد / فصل ۲ کتاب مواد دندانی پاورز

۹.....	تغییرات ابعادی.....
۱۰.....	تغییرات ابعادی حرارتی.....
۱۱.....	هدایت حرارتی.....
۱۲.....	خواص الکتریکی.....
۱۴.....	حلالیت و جذب.....
۱۴.....	تر شونده گی.....
۱۵.....	خواص مکانیکی.....
۱۶.....	استرس.....
۱۸.....	استرین.....
۱۸.....	منحنی استرس- استرین.....
۱۹.....	مدول الاستیک.....
۱۹.....	حد الاستیک و استحکام تسلیم.....
۲۰.....	استحکام نهایی.....
۲۱.....	افزایش طول و فشردگی.....
۲۲.....	ارتجاعیت و چقرمگی.....
۲۳.....	سختی.....
۲۵.....	منحنی استرین-زمان.....
۲۷.....	خواص دینامیک.....

فصل ۲: مواد دندانی پیشگیرانه / فصل ۳ از کتاب مواد دندانی پاورز

۳۳.....	ژل ها، فوم ها، دهانشویه ها و وارنیش های فلوراید.....
۳۶.....	پیت و فیشور سیلانت.....
۴۱.....	سیلانت های فعال شونده با نور مرئی.....
۴۳.....	سیلانت های دارای اکسلریتور آمینی.....
۴۳.....	محافظ های دهانی.....

فصل ۳: مواد ترمیمی زیبایی مستقیم / فصل ۴ کتاب مواد دندانی پاورز

۵۷.....	کامپوزیت ها.....
۷۵.....	کامپومرها.....
۷۷.....	گلاس آینومرها.....
۷۸.....	رزین مدیفاید گلاس آینومرها.....

عوامل باندینگ.....	۸۰
دستگاه‌های لایت کیور.....	۸۴

فصل ۴: آمالگام دندان / فصل ۵ از کتاب مواد دندان پاورز

آلیاژهای نقره برای آمالگام‌های دندان.....	۸۹
خواص آمالگام.....	۹۶
واکنش آلیاژهای نقره با جیوه.....	۹۴
خواص آمالگام.....	۹۶
تارنیش و کروژن.....	۹۸
نحوه کار با آمالگام.....	۱۰۰
محدود نمودن اکسپوزر جیوه.....	۱۰۷

فصل ۵: سمان ها / فصل ۷ کتاب مواد دندان پاورز

سمان‌های با بیس آبی.....	۱۱۳
سمان‌های با بیس روغنی.....	۱۱۸
سمان‌های با بیس رزینی.....	۱۲۱
بیس‌های با استحکام بالا.....	۱۲۶
بیس‌های با استحکام پایین.....	۱۲۹
لایرهای حفره و وارنیش‌ها.....	۱۳۰

فصل ۶: مواد قالب گیری / فصل ۸ از کتاب مواد دندان پاورز

ماده قالب گیری هیدروکلئید آلژینات.....	۱۴۵
مواد قالب گیری الاستومری.....	۱۵۸
مواد قالب گیری سیلیکون افزایشی.....	۱۵۸
مواد قالب گیری پلی اتری.....	۱۶۱
قالب‌های دیجیتالی.....	۱۶۵

فصل ۷: مواد مدل ها و دای ها / فصل ۹ از کتاب مواد دندان پاورز

محصولات گچی.....	۱۷۴
محصولات اپوکسی.....	۱۹۱

فصل ۸: آلیاژهای کستینگ آلیاژهای Wrought و لحیم ها / فصل ۱۱ از کتاب مواد دندان پاورز

عناصر موجود در آلیاژهای دندانپزشکی.....	۱۹۸
ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی مهم آلیاژها.....	۲۰۱
آلیاژهای کستینگ.....	۲۰۴
آلیاژهای کستینگ باند شونده به سرامیک.....	۲۰۸

۲۱۳	آلیاژهای wrought (مفتولی).....
۲۱۴	لحیمها.....

فصل ۹: پلیمرها در پروتز / فصل ۱۳ از کتاب مواد دندانی پاورز

۲۲۱	پلیمریزاسیون.....
۲۲۳	متیل متاکریلات، پلیمرهای آکریلیک (PMMA) و پلیمریزاسیون رادیکال آزاد.....
۲۲۵	کراس لینک، کوپلیمر، پلاستی سایزر و فیلر.....
۲۲۸	دنچر کامل
۲۲۹	ساخت دنچر کامل: یک مرور کلی
۲۳۰	کار با پلی (متیل متاکریلات) در ساخت پروتز کامل
۲۳۳	ویژگی های پلیمرهای آکریلی (PMMA).....
۲۳۸	تعمیر پروتز.....
۲۴۳	پلیمرهای دندان مصنوعی
۲۴۵	سایر کاربردهای پلیمر در پروتز
۲۴۷	رستوریشن های موقتی
۲۴۸	تری های قالب گیری

فصل ۱۰: ایمپلنت های دندانی / فصل ۱۵ از کتاب مواد دندانی پاورز

۲۵۸	Osseointegration و Biointegration.....
۲۶۰	ایمپلنت ها و نیرو.....
۲۶۲	موضوعات بالینی.....
۲۶۵	مواد مورد استفاده در ایمپلنت ها.....

فصل ۱۱: سرامیک های دندانی

۲۷۵	فصل ۳-۴ کتاب ون نورت / سرامیک های دندانی.....
۲۸۰	فصل ۳-۵ / سرامیک های باند شونده به فلز.....
۲۸۸	فصل ۳-۶: رستوریشن های تمام سرامیکی: کورهای سرامیکی با استحکام بالا.....
۲۹۳	فصل ۳-۷: رستوریشن های تمام سرامیکی: سرامیک های باندشونده با رزین.....

خواص مواد / فصل ۲ کتاب مواد دندانپزشکی پاورز

سطح اهمیت: A

موادی که برای جایگزینی بخش‌های از دست‌رفته دندان استفاده می‌شوند از سمت محیط دهان، نیروهای اکلوژالی و فرایندهای کنترل بهداشت (مسواک و خمیر دندان) در معرض چالش‌های متعددی قرار دارند. خواص مواد معیاری برای انتخاب آنها برای کاربردهای درمانی گوناگون است. ارتباط میان موفقیت بالینی یک ماده با برخی ویژگی‌های آن ماده اثبات شده که از این اطلاعات می‌توان برای ارتقای مواد دندانپزشکی استفاده کرد. در مورد برخی از مواد، ویژگی‌هایی 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)، انجمن دندانپزشکی آمریکا (ADA)، سازمان بین‌المللی استانداردسازی (ISO) و سازمان‌های فدرال، بیش از ۱۰۰ استاندارد برای مواد دندانپزشکی تبیین نموده‌اند. این اطلاعات برای انتخاب مواد دندانپزشکی و اطمینان از کیفیت آنها ضروری است.

انتخاب یک ماده دندانپزشکی بر اساس خواص فیزیکی، مکانیکی، حرارتی، نوری و تأثیر آن ماده بر بافت‌های دهانی و اثرات سمی احتمالی (زیست سازگاری) آن صورت می‌گیرد.

تغییرات ابعادی

تغییرات ابعادی درصدی از انقباض یا انبساط ماده است.

ثبات ابعادی در تهیه قالب‌ها و مدل‌ها بر دقت رستوریشن‌های نهایی اثر دارد.

تغییرات ابعادی ممکن است در حین:

- ست شدن در اثر یک واکنش شیمیایی (مواد قالب‌گیری الاستومری یا مواد ترمیمی رزین کامپوزیتی)
- در اثر سرد شدن (الگوهای مومی یا رستوریشن‌های طلا در حین ساخت) رخ دهد.

نکته: میزان تغییرات ابعادی یک ماده‌ی قالب‌گیری الاستومری نشان دهنده دقت آن ماده است.

برای مقایسه ساده‌تر مواد، تغییرات ابعادی (dimensional change) معمولاً به صورت درصدی از طول یا حجم

اصلی بیان می‌شود پس این پارامتر فاقد واحد است.

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

تغییرات ابعادی حرارتی

در محیط دهان تغییرات دمایی زیادی روی می دهد که باعث تغییرات ابعادی در مواد و ساختارهای دندانی می شود. از آنجایی که معمولاً انبساط حرارتی مواد ترمیمی و بافت های دندان یکسان نیست، به یک میزان منبسط یا منقبض نمی شوند که می تواند به نشت مایعات دهانی در حفاصل ترمیم و دندان منجر شود. انبساط حرارتی خطی مواد را می توان با اندازه گیری طول یک ماده در دو دما محاسبه کرد. برای مقایسه راحت تر، انبساط حرارتی خطی به صورت ضریب انبساط حرارتی بیان می شود. (جدول ۱-۲)

نکته: 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. (پس در واحد نهایی حتما در مخرج واحد دما لحاظ شده است)

ضریب انبساط حرارتی برای یک ماده در تمام محدوده های دمایی یکسان نیست (مثل موم ها) و غالباً در مایعات از جامدات بیشتر است.

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.

• **جمع بندی:** مواد از نظر ضریب انبساط حرارتی: پلیمرهای فاقد فیلر < آمالگام و کامپوزیت < دندان و آلیاژ طلا < سرامیک های دندانی

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 حفاصل این دو ماده ایجاد می کند که مایعات دهانی می توانند به این فضا نفوذ کنند و وقتی دما به حالت عادی برگردد، این مایع به بیرون از این فضا هل داده می شود. این پدیده **Percolation** نامیده می شود و وقوعش به رابطه ضریب انبساط حرارتی مواد و دندان و قدرت باند بین آنها بستگی دارد. **Percolation** به دلیل:

- تحریک احتمالی پالپ دندان
- پوسیدگی راجعه

نامطلوب در نظر گرفته می شود.

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

وقتی دو ترمیم با هم تماس می‌یابند، شار الکتریکی به دلیل اختلاف پتانسیل ۲/۶۹ ولتی جریان می‌یابد و بیمار درد و غالباً طعم فلزی را گزارش می‌کند. برای جلوگیری از وقوع این مشکل از روکش‌های موقت پلیمری استفاده می‌شود که رسانایی الکتریکی ضعیفی دارند.

خوردگی (کروژن):

ناشی از شرایط مشابهی اگالوانیسم است. وقتی دو ترمیم مجاور از فلزات گوناگونی باشند در اثر رویداد گالوانیک، یکی از فلزات شروع به ورود به محلول می‌کند و در نتیجه آن فلز دچار خشونت سطحی و تخلخل می‌شود. این رویداد می‌تواند در اثر:

- آلوده شدن آلیاژ طلا به فلزی مانند آهن در لابراتوار
- تفاوت در غلظت عناصر در بخش‌های مختلف یک ترمیم
- حمله شیمیایی ترکیبات موجود در مواد غذایی یا بزاق به فلزات

روی دهد. آمالگام دندانی با سولفیدها و کلریدهای موجود در دهان وارد واکنش می‌شود، که به مات شدن و تغییر رنگ آمالگام به مرور زمان منجر می‌شود این اثر گاهی با عنوان تارنیش نیز شناخته می‌شود.

تارنیش یک واکنش سطحی فلزات در دهان، در اثر ترکیبات موجود در بزاق یا مواد غذایی است.

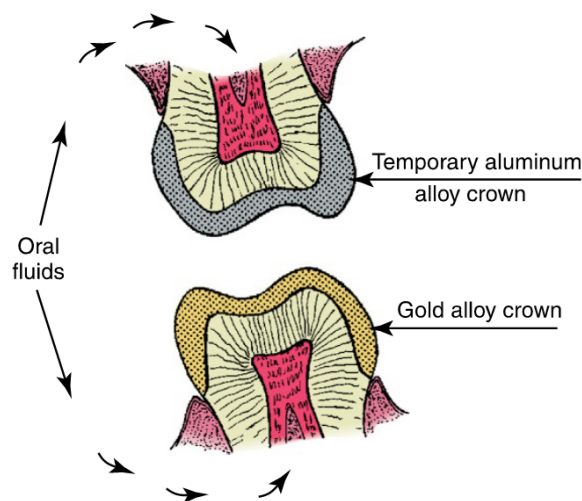


FIG 2-1 Diagrammatic sketch of opposing teeth with a gold crown and a temporary aluminum alloy crown indicating how galvanism can occur.

نکات شکل ۲-۱:

- برای وقوع واکنش گالوانیک در دهان لزوماً نیاز به تماس مستقیم اکلوژالی نیست و حتی در تماس‌های پروگزیمالی احتمال وقوع این واکنش **بالتر** است.
- پتانسیل الکترودی آلومینیوم از طلا **بالتر** است.

حلالیت و جذب

حلالیت مواد در دهان و جذب (sorption) مایعات دهانی توسط مواد (سطحی و توده‌ای)، معیارهای مهمی در انتخاب مواد هستند. مطالعات آزمایشگاهی مواد را به صورت غوطه‌ور در آب مقطر ارزیابی می‌کنند. که گاهی نتایج به دست آمده با مشاهدات بالینی در تناقض است، که می‌تواند به دلیل پوشش مواد در محیط دهان با پلاک‌های باکتریال باشد که باعث تماس آنها با اسیدها و مواد ارگانیک مختلف می‌شود. (به این معنا که احتمال بروز حلالیت در محیط دهان از محیط‌های آزمایشگاهی بالاتر است)

سمان زینک فسفات در محیط دهان در مقایسه با ارزیابی‌های آزمایشگاهی حلالیت بالاتری از خود نشان می‌دهند.

با این حال، ارزیابی‌های آزمایشگاهی غالباً مواد را به درستی رتبه بندی می‌کنند.

حلالیت و جذب به دو روش گزارش می‌شوند:

(۱) درصد وزنی (نسبت به وزن اولیه) حلال یا ماده جذب شده

(۲) وزن ماده حل شده یا جذب شده در واحد سطح (به عنوان مثال میلی گرم بر سانتی متر مربع).

جذب توده ای یا Absorption:

به معنی جذب مایعات توسط توده جامد است. مثل جذب تعادلی آب توسط پلیمرهای آکرلیک در محدوده ۲٪ است.

جذب سطحی یا Adsorption:

غلظت مولکول‌های آب در سطح یک جامد را نشان می‌دهد. مثل جذب سطحی ترکیبات بزاقي در سطح دندان یا جذب یک ماده دترجنت بر روی سطح یک الگوی مومی.

ترشوندگی

ترشوندگی، میزان تمایل یک مایع به یک جامد است و با پخش شدن یک قطره از مایع نشان داده می‌شود.

مصادیق اهمیت ترشوندگی در دندانپزشکی:

- ترشوندگی دنچه‌های با بیس آکرلیکی توسط بزاقي (به دلیل اهمیت بزاقي و نیروهای موینگی در گیر دنچه)
- ترشوندگی مینای دندان توسط پیت و فیشر سیلانت‌ها
- ترشوندگی قالب‌های الاستومریک توسط آب مخلوط شده با ترکیبات گچی (و بافت‌های دهانی)
- ترشوندگی الگوهای مومی توسط اینوسمنت‌های دندان‌پاوری.

تر شونده‌گی یک جامد توسط یک مایع را می‌توان با شکل قطره مایع روی سطح جامد ارزیابی کرد. (شکل ۲-۲) شکل قطره‌ها توسط زاویه تماس θ ، توصیف می‌شود: زاویه‌ای که از برخورد سطح جامد و خطی که مماس بر قطره است به دست می‌آید. (زاویه داخلی)

اگر زاویه تماس **کم** باشد (شکل ۲-۲، چپ) جامد به راحتی توسط مایع تر شده است (اگر مایع آب باشد سطح هیدروفیل است). اگر زاویه تماس از ۹۰ درجه بیشتر باشد (شکل ۲-۲، راست) تر شونده‌گی ضعیف روی داده است (اگر مایع آب باشد سطح هیدروفوب است).

میزان تر شونده‌گی به انرژی سطحی جامدات و مایعات و جاذبه بین مولکولی آنها بستگی دارد.

جامدات با انرژی بالا و مایعات با انرژی پایین تر شونده‌گی خوبی را رقم می‌زنند.

مایعات، جامدات با انرژی **بالا تر** را **بهتر** مرطوب می‌کنند (برای مثال، آب بر روی فلزات و اکسیدها) و مایعات روی مواد جامد کم انرژی مانند موم، تفلون و بسیاری از پلیمرها پخش نمی‌شوند. زاویه تماس بالای آب بر روی این جامدات را می‌توان با افزودن یک عامل ترکننده مانند دترجنت به آب (عامل کاهش کشش و انرژی) **کاهش** داد.

نکته: دترجنت‌ها یا به آب اضافه می‌شوند و یا روی سطوح اسپری می‌شوند و یا به مواد (مثلاً مواد قالب‌گیری) افزوده می‌شوند. **جمع‌بندی:** از نظر انرژی سطحی: فلزات و اکسیدها (سرامیک‌های دندانی) < موم < تفلون < پلیمر (کامپوزیت‌های دندانی)

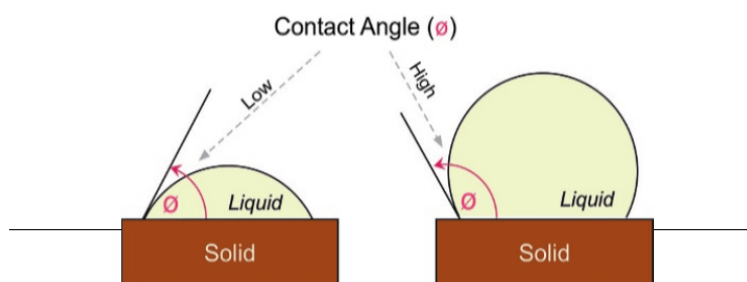


FIG 2-2 Good wetting of a solid by a liquid with a low contact angle (left); poor wetting by a liquid on a solid forming a high contact angle (right).

نکته شکل ۲-۲: زاویه تماس **بیشتر**، ترکنندگی و تر شونده‌گی **کمتر**

خواص مکانیکی

خواص مکانیکی در مواد دندانپزشکی به دلیل نیروهای اکلوزالی سنگین حائز اهمیت هستند. **حداکثر** نیروهای اکلوزالی از دندان مولر به سمت اینسایزورها **کاهش** می‌یابد. (متناسب با فاصله از مفصل TMJ به عنوان تکیه‌گاه) میانگین نیروهای اکلوزالی در مولر اول و دوم حدود ۵۸۰ نیوتن (N) است و در پرمولرها، نیش و اینسایزورها به ترتیب ۳۱۰، ۲۲۰ و ۱۸۰ نیوتن است.

(برای تبدیل نیوتن به پوند، نیوتن بر ۴/۴۵ تقسیم می‌شود).

در بریج‌ها و دینچرها نسبت به دندان‌های عادی، نیروهای اکلوزالی **کمتری** اعمال می‌شود. هنگامی که یک مولر اول توسط یک بریج ثابت جایگزین می‌شود، نیروهای اکلوزالی تقریباً ۲۲۰ نیوتن هستند که در صورت طبیعی بودن همه دندان‌ها ۵۸۰ نیوتن بود. میانگین نیروی اکلوزالی در پروتزهای پارسیل و کامل نیز در حدود ۱۱۱ نیوتن برآورد شده است. بیماران دارای دینچر تنها می‌توانند حدود ۱۹٪ از نیروی اکلوزالی که در زمان داشتن دندان‌های طبیعی خود اعمال می‌کردند را اعمال نمایند.

جمع‌بندی: از نظر قدرت اعمال نیرو: مولر طبیعی < پره مولر طبیعی و بریج مولر < کانین < اینسایزورهای طبیعی < پروتزهای پارسیل < پروتز کامل

استرس

استرس نیرو در واحد سطح است.

هنگامی که نیرویی به ماده‌ای اعمال می‌شود، ماده در برابر نیروی خارجی مقاومت می‌کند و نیرو در ناحیه‌ای که اعمال شده توزیع می‌شود.

برای یک نیروی مشخص، هر چه ناحیه اعمال نیرو **کوچکتر** باشد، استرس **بیشتر** خواهد بود. (شکل ۲-۳) در شکل A نیرو توزیع شده و در شکل B همان نیرو به صورت متمرکز اعمال شده.

هنگام بررسی در نور پلاریزه، تعداد خطوط، مستقیماً با استرس در ارتباط است و استرس با سطح اعمال نیرو رابطه معکوس دارد.

در حین اعمال نیرو بر ماده، انواع مختلفی از استرس ایجاد می‌شوند. این نیروها فشاری، کششی، برشی، گشتاور پیچشی و گشتاور خمشی نامیده می‌شوند (استرس‌های ناشی از این نیروها نیز با همین اسامی نام‌گذاری می‌شوند). (شکل ۲-۴)

- یک ماده در صورت فشرده شدن در معرض استرس فشاری قرار می‌گیرد
- در صورت کشنده شدن در معرض استرس کششی قرار می‌گیرد.
- استرس برشی وقتی روی می‌دهد که یک بخش (صفحه) از ماده مجبور به لغزیدن بر روی بخش دیگر شود.

استرین

استرین تغییر طول در واحد طول یک ماده است که در اثر استرس ایجاد می‌شود. (پس فاقد واحد است) استرین ساده‌تر از استرس است زیرا قابل مشاهده است.

برخی از مواد دندان‌پاوری، مانند مواد قالب‌گیری الاستومری، هنگام اعمال استرس، استرین زیادی می‌یابند و برخی دیگر، مانند آلیاژهای طلا یا مینای دندان، استرین پایینی نشان می‌دهند.

نکته: آلیاژ طلا یک ماده داکتایل است و مینای دندان یک ماده ترد و بریتل! اما هر دو می‌توانند سفتی بالایی داشته باشند.

منحنی استرس-استرین

یک ابزار مناسب برای مقایسه ویژگی‌های مکانیکی مواد، اعمال نیروهای مختلف به مواد و تعیین مقادیر استرس و استرین و مقایسه آنهاست. به نموداری که از مقادیر استرس و استرین به دست می‌آید منحنی استرس-استرین می‌گوییم. چنین منحنی می‌تواند به دنبال فشار، کشش یا اعمال نیروهای برشی تهیه شود (هرچند نمودارها تنها در حالت کششی غالباً رسم می‌شوند). (شکل ۲-۵).

شکل و بزرگی منحنی استرس-استرین در انتخاب مواد دندان‌پاوری حائز اهمیت است. در شکل ۲-۵، منحنی تا استرس ۲۷۶ مگاپاسکال، یک خط مستقیم یا (linear) است و پس از آن به فرم منحنی در می‌آید. این منحنی در استرس ۵۹۰ مگاپاسکال و استرین ۰/۲ در اثر پارگی نمونه به پایان می‌رسد.

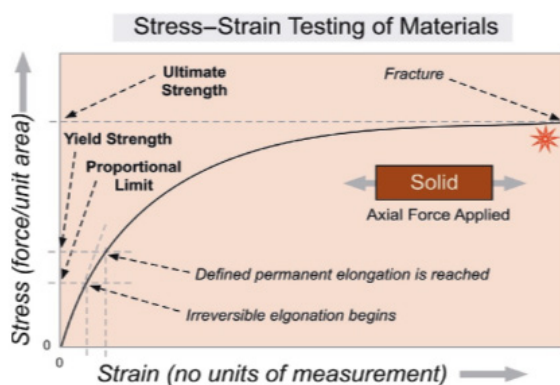


FIG 2-5 Stress-strain curve in tension for dental gold alloy with fracture point at asterisk (*).

نکات شکل ۲-۵: منحنی استرس-استرین برای یک آلیاژ طلای دندان‌پاوری

توضیحات نمودار به طور مفصل در متن آورده شده است!

مدول الاستیک

مدول الاستیک معادل نسبت استرس به استرین در محدوده خطی یا الاستیک منحنی استرس-استرین است.

مدول الاستیک میزان سفتی یک ماده را نشان می‌دهد.

آلیاژهای طلا تقریباً سفتی **مشابهی** با مینای دندان دارند و کامپوزیت‌ها و سمان زینک فسفات در محدوده عاج هستند. آکریل‌های فاقد فیلر بسیار انعطاف‌پذیر هستند و مواد قالب‌گیری سیلیکونی **انعطاف‌پذیرترین** ترکیب هستند. از آنجا که تغییر شکل و خمش زیاد در اثر اعمال استرس مطلوب نیست، مواد قالب‌گیری الاستیک برای خروج راحت از دهان به مقادیر پایین مدول الاستیک نیاز دارند.

جمع‌بندی: از نظر سفتی و مدول الاستیک: مینا و آلیاژهای طلا < سمان زینک فسفات، عاج و کامپوزیت‌های دندانی < آکریل‌های فاقد فیلر < مواد قالب‌گیری الاستومری

حد الاستیک و استحکام تسلیم

حد تناسب و استحکام تسلیم، میزان استرسی هستند که در آن ماده دیگر به صورت یک جامد الاستیک رفتار نمی‌کند. در استرسی پایین‌تر از این مقدار، اگر نیرو حذف شود استرین به حالت اولیه باز می‌گردد. تغییر شکل دائمی مواد در استرسی بالاتر از این مقادیر روی می‌دهد.

حد تناسب (proportional limit):

میزان استرسی است که بعد از آن منحنی دیگر خطی نباشد یا به عبارت دیگر تغییرات استرین و استرس متناسب

نباشد. استحکام تسلیم (yield strength):

مقدار استرس در زمان وقوع میزان مشخصی از تغییر شکل دائمی است، (مثلاً ۰/۰۰۱) بنابراین همیشه کمی **بالاتر** از حد تناسب است.

این دو ویژگی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند زیرا یک رستوریشن اگر دچار تغییر شکل دائمی شدیدی شود حتی اگر دچار شکست نشده باشد می‌تواند به عنوان یک درمان شکست خورده طبقه‌بندی شود.

مواد در حین عملکرد در زیر حد تناسب یا استحکام تسلیم، الاستیک در نظر گرفته می‌شوند و در مقادیر بالاتر به صورت پلاستیک رفتار می‌کنند.

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

درصد افزایش طول (percent elongation) یک ماده در لحظه پارگی اش را می توان با ضرب استرین (تغییر شکل در طول واحد) در ۱۰۰ محاسبه کرد. (پس واحد ندارد) محاسبات مشابهی برای مواد در زمان فشرده سازی نیز وجود دارد.

درصد افزایش طول و فشردگی به ترتیب معیارهایی برای داکتیلیتی یا سیم شوندگی (ductility) و چکش خواری (malleability) هستند.

این دو ویژگی میزان استرین یا تغییر شکل پلاستیکی را نشان می دهند که یک ماده می تواند قبل از شکستگی از خود نشان دهد و به این ترتیب، نشان می دهد که آیا ماده شکننده است یا خیر. به عنوان مثال، آلیاژ طلا با ۱۹٪ افزایش طول می تواند به طرز قابل توجهی قبل از شکست دچار تغییر شکل شود و به عنوان یک آلیاژ داکتایل طبقه بندی شود که برنیش قابل توجه و امکان تطابق مارچین رستوریشن های کست شده این آلیاژ را توجیه می کند.

به طور کلی، آلیاژهای طلای با افزایش طول کمتر از ۵٪ شکننده و بالاتر از ۵٪، به عنوان داکتایل طبقه بندی می شوند. کامپوزیت ها در دسته مواد شکننده طبقه بندی می شوند (درصد فشرده سازی ۲٪ تا ۳٪ دارند) و غالباً در دهان به دلیل شکستگی ترد، دچار شکست می شوند.

ارتجاعیت و چقرمگی

ارتجاعیت (resilience) و چقرمگی (toughness) دو ویژگی هستند که با نواحی زیر منحنی استرس-استرین در ارتباطند و در واقع انرژی لازم برای رسیدن به نقاط مشخصی از منحنی را نشان می دهند. انرژی لازم برای تغییر شکل دائمی یک ماده نشان دهنده ارتجاعیت آن ماده است در حالی که انرژی لازم برای شکستن یک ماده نشان دهنده چقرمگی آن ماده است. این مناطق به صورت هاشورزده در شکل ۲-۶ نشان داده شده اند.

ارتجاعیت و چقرمگی به ترتیب معادل انرژی جذب شده توسط ماده تا حد تناسب و استحکام نهایی هستند و با مقاومت در برابر تغییر شکل و شکست در اثر ضربه در ارتباطند. (انرژی که ما صرف می کنیم معادل مقاومتی است که ماده از خود نشان می دهد).

این دو ویژگی پیچیده تر از استحکام یا تغییر شکل هستند زیرا مقدار آنها محصول مشترک استرین و استرین است. دو ماده ممکن است از ارتجاعیت یکسانی برخوردار باشند اما یکی از آنها دارای استحکام تسلیم بالا و استرین پایین و دیگری استحکام تسلیم پایین ولی در عوض استرین بالاتر باشد. برای مثال کامپوزیت ها و آکریل های فاقد فیلر با وجود تفاوت های قابل توجه در استحکام تسلیم، ارتجاعیت تقریباً برابر دارند (kg/cm^2). کامپوزیت ها نسبت به آکریل های فاقد فیلر استحکام تسلیم به مراتب بالاتری دارند اما آکریل های فاقد فیلر قبل از شکست خیلی بیشتر از کامپوزیت ها متحمل تغییر شکل می شوند و به همین دلیل چقرتر به شمار می روند (شکل ۲-۷). (سوال آزمون رزیدنتی سال ۱۳۹۹)

سوالات فصل ۱

۱- کدام یک از مواد زیر به عنوان عایق حرارتی کاربرد ندارند؟

الف. زینک اکساید اوژنول

ب. گلاس اینومر

ج. کوپال وارنیش

د. زینک فسفات

پاسخ درست: ج

۲- کدام یک از عبارات زیر در مورد تارنیش آمالگام درست است؟

الف. در اثر واکنش امالگام با سولفیدها و کلریدها ایجاد می شود.

ب. باعث تخریب توده‌ای امالگام می‌شود.

ج. باعث برافیت سطحی و جلای ترمیم آمالگامی می‌شود.

د. منجر به افت شدید خواص فیزیکی و مکانیکی آمالگام می‌شود.

پاسخ درست: الف

۳- کدام یک از موارد زیر در مورد توالی انرژی سطحی مواد درست است؟

الف. تفلون < پلیمرها < فلزات

ب. کامپوزیت های دندان‌ی < تفلون < فلزات

ج. فلزات < کامپوزیت های دندان‌ی < موم

د. کامپوزیت های دندان‌ی < فلزات < تفلون

پاسخ درست: ج

۴. کدام یک از پارامترهای زیر مقدار استرس برابری را نشان می‌دهند؟

الف. حد تناسب و استحکام تسلیم.

ب. استحکام تسلیم و حد الاستیک.

ج. حد الاستیک و حد تناسب.

د. حد الاستیک و استحکام تسلیم.

پاسخ درست: ج

مواد دندان‌پیشگیرانه / فصل ۳ از کتاب مواد دندان‌پاوری

سطح اهمیت: A

- مواد دندان‌پیشگیرانه برای جلوگیری از بیماری و آسیب دندان‌ها و بافت‌های 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 می‌روند.
 - پیت و فیشور سیلانت‌ها، پلیمرهایی هستند که برای جلوگیری از پوسیدگی پیت و فیشورها، روی سطح اکلوژال دندان‌های خلفی استفاده می‌شوند.
 - محافظ دهانی از پلیمرهایی ساخته می‌شود که توسط حرارت فرم داده می‌شود تا روی دندان‌های ماگزینا فیت شوند و دهان را از ضربات ناگهانی که می‌توانند باعث شکستگی یا جابجایی دندان‌ها شود محافظت نمایند.
- محافظ دهانی می‌تواند به عنوان:
- تری برای فلورایدتراپی موضعی یا ماده بلیچینگ
 - محافظی برای پیشگیری از صدمات ناشی از براکسیسم
- نیز استفاده شود.

پلیمرها مولکول‌های آلی با وزن مولکولی بالا هستند که از واحدهای تکرار شونده زیادی (به نام مر) تشکیل شده‌اند.

ژل‌ها، فوم‌ها، دهانشویه‌ها و وارنیش‌های فلوراید

اثر بخشی یون فلوراید در کاهش بروز پوسیدگی دندان به اثبات رسیده است. فلوراید در ژل‌ها با استفاده از تری‌ها و دهانشویه‌ها و وارنیش‌ها به کار می‌رود.

ترکیب

ژل‌های تجاری اسیدولیت فسفات-فلوراید (APF)، (۱۲۳۰۰ 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 (۰/۲۶٪) اما هیدروژن فلوراید کمتری (۰/۱۶٪) هستند.

غلظت یون فلوراید در اغلب ژل‌ها در محدوده ۱/۲۲٪ تا ۱/۳۲٪ است.

محصولات APF برای بیماران مبتلا به حساسیت دندان‌ی منع مصرف دارد زیرا می‌تواند باعث آروژن و تشدید حساسیت دندان‌ی شود.

فوم‌ها، ژل و دهانشویه‌های سدیم فلوراید خنثی نیز موجود است. (pH بین ۶ تا ۸) یک محصول **تیکسوتروپیک**، حاوی سدیم فلوراید و ترکیبات قوام‌دهنده (اسید پلی‌آکرلیک و صمغ) است.

pH خنثی، باعث **اچینگ کمتر** مواد ترمیمی مثل کامپوزیت‌ها، کامپومرها، گلاس آینومرها، اصلاح شده با رزین (هیبرید آینومر)، گلاس آینومرها و سرامیک‌ها می‌شوند.

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

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

سوال امتحان رزیدنتی سال ۱۳۹۹

نکته: ماده تیکسوتروپیک در صورت عدم اعمال نیرو سیلان اندکی دارد ولی وقتی در معرض نیرو قرار می‌گیرد به راحتی جریان می‌یابد. (به این دسته از مواد سودو الاستیک نیز گفته می‌شود)

جمع‌بندی:

ژل حاوی APF: حاوی ۲٪ NaF و ۰.۳۴٪ HF و ۰.۹۸٪ اسید فسفریک

ژل حاوی APF: حاوی ۲.۶٪ NaF و ۰.۱۶٪ HF

فوم و ژل و دهانشویه NaF خنثی

وارنیش NaF: حاوی ۵٪ NaF

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)

نکته‌های جدول ۱-۳:

- اسیدولیت فسفوفلوراید به فرم فوم بوده و تنها امکان کاربرد در مطب را دارد.
- سدیم فلوراید به صورت فوم در مطب و به صورت دهانشویه امکان کاربرد در منزل را دارد.
- استانوس فلوراید به فرم ژل امکان کاربرد در منزل را دارد.
- **بیشترین** میزان فلوراید مربوط به فوم سدیم فلوراید به میزان ۲٪ است.
- **بیشترین** تنوع محصول، اعم از : فوم، ژل، دهانشویه و وارنیش به سدیم فلوراید تعلق دارد.

ویژگی‌ها

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 دقیقه‌ای موثرتر از برنامه ۱ دقیقه‌ای است.

وارنیش حاوی ۵٪ سدیم فلوراید در کاهش پوسیدگی در دندان‌های 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 و ۳۰ 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

نکته‌های جدول ۲-۳:

- اسیدولیت فسفوفلوراید و استانوس فلوراید اسیدی بوده و سدیم فلوراید خنثی است.
- اسیدولیت فسفوفلوراید و سدیم فلوراید هر دو به صورت‌های ژل، دهانشویه و فوم در دسترس هستند اما استانوس فلوراید تنها به فرم ژل و دهانشوی در دسترس است.

هدف یک پیت و فیشور سیلانت:

نفوذ به تمام ترک‌ها، پیت‌ها و فیشورها در سطوح اکلوژی دندان‌های شیری و دائمی به منظور سیل نمودن این مناطق و تأمین حفاظت مؤثر در برابر پوسیدگی است.

اگر پیت و فیشورها مشکوک به پوسیدگی اولیه باشند، فیشورها معمولاً با یک فرز کار باید کوچک و یا با فرزهای تخصصی فیشوروتومی و یا با ایر ابریشن با ذرات آلومینا آماده می‌شوند. فیشورهای آماده شده بسته به عمق تراش (آماده‌سازی)، با ترکیبی از کامپوزیت‌های فلو (flowable)، کامپوزیت‌های سنتی یا سیلانت‌ها پر می‌شوند.

این روش ترمیم رزینی پیشگیرانه (PRR) نامیده می‌شود. عبارت PRR مخفف: Preventive resin restoration است.

ترکیب و واکنش

یک مونومر یک مولکول آلی منفرد است که می‌تواند یک پلیمر با وزن مولکولی بالا بسازد. اغلب پیت و فیشور سیلانت‌های تجاری (جدول ۳-۳) رزین‌هایی هستند که پلیمریزاسیون آنها با نور آغاز می‌شود. 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 تأمین گیر) سیلان بالاتری دارند.

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

urethane dimethacrylate [UDMA] یا bisphenol A-glycidyl methacrylate [Bis-GMA])

است، که پلیمریزاسیونش با فعال سازی یک دی‌کتون در حضور یک آمین آلی با نور مرئی آغاز می‌شود.

سیلانت‌های متعددی با هدف 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 می‌گیرند پلیمریزه می‌شوند و به یک پلیمر کراس لینک شده تبدیل می‌شوند.

Dimethacrylate + Diluent + Activator + Light = Sealant

سیلانت‌های پلیمریزه شونده با یک اکسلریتور آمین آلی، به صورت سیستم‌های دو جزئی عرضه می‌شوند:

- یک جز حاوی یک مونومر و یک آغازکننده بنزوئیل پراکسیدی است
 - جز دوم حاوی یک مونومر رقیق شده با ۵٪ اکسلریتور آلی آمینی است.
- جمع‌بندی: جز اول: مونومر + بنزوئیل پراکساید / جز دوم: مونومر رقیق شده + ۵٪ آمین آلی
(II/III+)

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)

ویژگی‌ها

گیر یک سیلانت در یک فیشور از باند مکانیکی ناشی می‌شود.

- سیلانت به درون فیشور و نواحی اچ شده مینایی نفوذ کرده و تگ‌ها را می‌سازد. به دلیل:
- به دام افتادن هوا در کف فیشور (شکل ۲-۳ ، A)
 - یا تجمع دبری‌ها در کف فیشور
- پر کردن و سیل کامل فیشور دشوار است (شکل ۲-۳ ، B) اچینگ سطح مینا با تمیز کردن محل قرارگیری سیلانت، ارتقای تر شونده‌گی مینا، افزایش سطح تماس (surface area) و ایجاد فضاهای با قابلیت نفوذ برای سیلانت برای شکل‌گیری تگ‌ها، گیر سیلانت را ارتقا می‌دهند (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.

بسته‌بندی سیلانت در حین نگهداری باید به شدت محکم باش تا تبخیر مونومرهای فرار به حداقل برسد، زیرا باعث ویسکوزتر شدن سیلانت و کاهش نفوذ آن به داخل پیت یا فیشور می‌شود.

جمع‌بندی:

- نقش اچینگ مینا بر افزایش گیر سیلانت عبارت است از : تمییز کردن سطح: افزایش کشش سطحی: ارتقای تر شونده‌گی مینا
- ایجاد خشونت سطحی: افزایش سطح: افزایش انرژی سطحی: افزایش تر شونده‌گی مینا
- ایجاد خشونت سطحی: امکان نفوذ سیلانت: افزایش تعداد تگ‌ها
- میزان نفوذ یک سیلانت بستگی دارد به:
- پیت یا شیار: طول و شعاع (اثر مویینگی)
- سیلانت: ضریب نفوذ: کشش سطحی سیلانت و انرژی سطحی مینا (زاویه تماس) + ویسکوزیته سیلانت (مونومرهای رقیق کننده فرار)

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.

نکات جدول ۳-۴:

- در این جدول‌ها مقادیر عددی چندان حایز اهمیت نیستند اما پارامترها و ویژگی‌های مهم و قابل توجه برای یک فیشورسیلانت و واحد هر یک از پارامترها از جدول مهم است.
 - ضریب نفوذ، برای ارزیابی میزان نفوذ یک سیلانت به درون یک پیت یا شیار اهمیت دارد و دما بر این پارامتر موثر است. برای ارزیابی‌های استاندارد این دما ۲۲ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته شده است.
- امکان مقایسه مطالعات بالینی محدود است زیرا مواد، تکنیک‌ها، دندان‌های مورد مطالعه و معیارهای بالینی مورد قضاوت برای موفقیت یا شکست در مطالعات گوناگون متفاوت است.

سه پارامتر مهم در ارزیابی یک مطالعه بالینی در مورد یک سیلانت عبارتند از

(۱) تست آماری مورد استفاده

(۲) دست‌آورد خالص به عنوان نتیجه درمان

(۳) درصد اثربخشی.

پس در صورت حفظ معاینات بالینی مناسب، سیل یک پیت و فیشور مشکوک به پوسیدگی یک اقدام درمانی مناسب است.

درمان پیت و فیشور سیلانت نیاز به قضاوت بالینی و معاینات مداوم دارد.

انواع شکست در این درمان عبارت است از:

- از بین رفتن سیلانت
- از دست رفتن باند در یک ناحیه حتی با وجود دست نخورده بودن سیلانت
- سایشی که منجر به عریان شدن کف شیار شده باشد.

سیلانت‌ها نباید روی دندان‌های بیماری که در حفظ بهداشت دهان و دندان خوب همکاری نمی‌کند، روی سطوح اکلوزالی که فاقد پیت و فیشور است، روی دندان‌هایی که چندین سال عاری از پوسیدگی باقی مانده‌اند و روی دندان‌هایی که ضایعات پروگزیمالی زیادی دارند استفاده شوند.

کاربرد سیلانت‌ها

به کارگیری پیت و فیشور سیلانت‌ها شامل شش مرحله است که باید به صورت متوالی انجام شوند: تمیز کردن و اچینگ سطوح اکلوزالی، شستشو، خشک کردن، اعمال سیلانت در پیت و فیشورها، پلیمریزاسیون و فینیشینگ.

سیلانت‌های فعال شونده با نور مرئی

اچنت‌ها غالباً محلول ۳۷٪ اسید فسفریک در آب هستند. (به فرم ژل) سطح مینای دندان قبل از اچینگ با استفاده از پامپس تمیز می‌شود.

اسید فسفریک در ناحیه شیار مرکزی سطح اکلوزال اعمال می‌شود. پیش از شستشو با آب (حداقل ۱۵ ثانیه) اجازه داده می‌شود که محلول اسیدی بر روی دندان باقی بماند (۶۰ ثانیه).

شستشو بسیار مهم است زیرا اسید فسفریک باقیمانده می‌تواند با باند سیلانت تداخل ایجاد کند.

اچنت نباید روی سایر سطوح دندان اعمال شود و نباید مینا را بیش از حد اچ کرد.

اگر دندان اچ شده با بزاق آلوده شود، مراحل اچ و شستشو باید تکرار شود.

سطح شسته شده دندان، خشک می‌شود (۱۵ ثانیه). این مرحله برای موفقیت سیلانت بسیار مهم است زیرا رطوبت با گیر سیلانت در شکاف تداخل ایجاد می‌کند. در حین استفاده از سیلانت، با استفاده از رول پنبه و ساکشن با قدرت بالا یا توسط رابردم، ایزولاسیون ناحیه حفظ می‌شود.

پیت و فیشور سیلانت روی سطح اکلوزال اعمال می‌شود.

بیشترین آسیب‌ها در بسکتبال، بیسبال و فوتبال رخ می‌دهد و اغلب مصدومیت‌ها در شرایطی رخ می‌دهد که ورزشکار در آن زمان از محافظ دهانی استفاده نکرده بوده است.

واکنش‌های معمول دندان‌پاوری به تروما عبارت‌است از: پالپیت، نکروز پالپ، تحلیل‌های دندان‌پاوری، تحلیل‌های جایگزینی، خونریزی داخلی، محو شدن کانال پالپ و تحلیل التهای.

انواع و ترکیب

سه نوع محافظ دهانی عبارتند از:

- از پیش آماده
- mouth formed
- سفارشی/اختصاصی (شکل ۳-۷).

استفاده از هر یک از این محافظ‌های دهانی باعث کاهش آسیب‌های وارده به دهان می‌شود.

محافظ‌های سفارشی/اختصاصی به دلیل تمیزی، نداشتن طعم و بو، ماندگاری، اختلال گفتاری کمتر و راحتی محبوبیت بیشتری دارند.

یک ماده ترموپلاستیک، ماده‌ای است که با دریافت گرما نرم‌تر و با سرد شدن سخت‌تر می‌شود. این روند برگشت پذیر است.

محافظ‌های دهانی سفارشی/اختصاصی معمولاً از پلیمرهای ترموپلاستیک ساخته می‌شوند که به شکل ورق‌های شفاف یا رنگی در ابعاد ۱۴ سانتی متر مربع تولید می‌شوند. ضخامت این ورق‌ها بسته به نوع محصول از ۱/۶ تا ۳ میلی متر متغیر است. **متداول‌ترین** ماده مورد استفاده در محافظ‌های سفارشی/اختصاصی، پلیمر پلی (وینیل استات) - پلی اتیلن است که به آن اتیلن وینیل استات (EVA) نیز گفته می‌شود. سایر محصولات از ورقه‌هایی از پلی یورتان، رابر لاتکس و وینیل پلاستیسول استفاده می‌کنند.

ویژگی‌ها

ویژگی‌های حائز اهمیت برای محافظ‌های دهانی که در مطالعات نیز مورد بررسی قرار گرفته‌اند عبارتند از: استحکام کششی، درصد افزایش طول، استحکام پارگی، سختی، جذب آب، حلالیت، مدول دینامیک و رزیلیانس دینامیک. موسسه ملی استاندارد آمریکا (ANSI) / انجمن دندانپزشکان آمریکا (ADA) استاندارد شماره ۹۹ را به محافظ‌های دهانی اختصاص داده‌اند که شامل الزامات زیست سازگاری، سختی شورا، استحکام پارگی، جذب ضربه، بازگشت ضربه و جذب آب می‌باشد (جدول ۳-۷)

پس از قرارگیری در محیط دهان، محافظ دهانی انعطاف پذیرتر می‌شود و بهتر می‌تواند انرژی یک ضربه را جذب نماید اما نسبت به قبل استحکام کششی **کمتری** از خود نشان می‌دهد.

در مقایسه با مواد پلی (وینیل استات) - پلی اتیلن، پلی یورتان‌ها از استحکام، سختی و جذب انرژی **بالتری** برخوردار هستند، اما جذب آب **بالتری** نیز دارند و در حین ساخت به دمای **بالتری** نیز نیاز دارند. وینیل پلاستیسول‌ها و لاتکس‌ها نسبت به مواد پلی (وینیل استات) - پلی اتیلن تنها اندکی استحکام، سختی و جذب انرژی **کمتری** دارند اما **بزرگترین** نقطه ضعف آنها دشواری ساخت است.

در کل مواد پلی (وینیل استات) - پلی اتیلن ساده‌ترین پروسه ساخت را دارند.

عوارض مطرح شده برای محافظ‌های دهانی پلی (وینیل استات) - پلی اتیلن عبارتند از: ایجاد تهوع (رفلکس گگ)، طعم و حس نامطبوع، سوزش، اختلال در گفتار، رنگ پذیری و تغییر شکل. در محافظی که به خوبی ساخته شده است نباید شاهد تهوع، طعم ناخوشایند، سوزش و اختلال در گفتار باشیم.

رنگ‌پذیری مشکلی است که در هر نوع ماده مورد استفاده، قابل انتظار است.

در مورد سفتی و دشواری استفاده استانداردی وجود ندارد و هر فردی ممکن است نظرات متفاوتی نسبت به یک ماده داشته باشد.

جمع‌بندی:

- از نظر استحکام، سختی و جذب انرژی: پلی یورتان < پلی اتیلن وینیل استات < پلی وینیل پلاستیسول و لاتکس
- از نظر جذب آب: پلی یورتان < پلی وینیل استات
- در کل پلی وینیل استات **رایج‌ترین** ماده مورد استفاده بوده و **ساده‌ترین** پروسه ساخت را دارد.

مواد ترمیمی زیبایی مستقیم / فصل ۴ کتاب مواد دندان‌پاوری

سطح اهمیت: A

استفاده از یک ماده ترمیمی مستقیم می‌تواند مدت زمان درمان و هزینه درمان را کاهش دهد.

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 عبارتند از: (۱) کامپوزیت‌ها، (۲) کامپومرها؛ (۳) گلاس آینومرها؛ اصلاح شده با رزین و (۴) گلاس آینومرها (شکل ۴-۱).

کامپوزیت‌ها امروزه **اصلی‌ترین** ماده مورد استفاده در ترمیم‌های مستقیم زیبایی به شمار می‌روند. (از سال ۱۹۶۰) گلاس آینومرها در ابتدا برای ترمیم نواحی دچار اروژن سرویکالی (سال ۱۹۷۲) گلاس آینومرها؛ اصلاح شده با رزین با خواص زیبایی ارتقا یافته معرفی شدند. (سال ۱۹۹۰) در ادامه کامپومرها معرفی شدند تا کاربرد ساده‌تر و امکان آزادسازی فلوراید داشته باشند. (سال ۱۹۹۵) کامپوزیت‌ها مستحکم، مقاوم در برابر سایش و از نظر زیبایی مطلوب هستند اما یا **اصلا** فلوراید آزاد نمی‌کنند یا به میزان **کمی** آزاد می‌کنند. کامپومرها مقاومت به سایش **پایین‌تری** دارند اما از نظر زیبایی مطلوب بوده و فلوراید آزاد می‌کنند. گلاس آینومرها؛ اصلاح شده با رزین نسبت به کامپومرها فلوراید **بیشتری** آزاد می‌کنند اما به آن اندازه در برابر سایش مقاوم نیستند و در ترمیم‌های خلفی استفاده نمی‌شوند.

گلاس آینومرها بیشترین میزان فلوراید را آزاد می‌کنند و برای بیمارانی که ریسک پوسیدگی بالایی دارند بهترین گزینه‌اند.

جمع‌بندی:

- از نظر میزان آزادسازی فلوراید: گلاس آینومرها < گلاس آینومرها؛ اصلاح شده با رزین < کامپومرها < کامپوزیت‌ها
- از نظر استحکام و مقاومت به سایش: کامپوزیت < کامپومرها < گلاس آینومرها؛ اصلاح شده با رزین < گلاس آینومرها

کامپوزیت‌ها

ترمیم‌های کامپوزیتی غالباً برای حفرات کلاس‌های III تا V و کلاس I مشروط بر اینکه در معرض تنش‌های اکلوزالی نباشند و ظاهر ترمیم اهمیت داشته باشد استفاده می‌شوند.

کامپوزیت‌ها نسبت به آمالگام از دوام **کمتری** برخوردار هستند.

کامپوزیت‌های طراحی شده برای کاربرد در حفرات کلاس II خلفی در حدود ۵۰٪ این ترمیم‌ها را پوشش می‌دهند. کامپوزیت‌ها می‌توانند به صورت کامپوزیت‌های یونیورسال، فلو، لابراتواری، میکروفیلد و نانوفیلد طبقه‌بندی شوند (جدول ۴-۱). از کامپوزیت‌ها برای ترمیم‌های موقت، ساخت کوریلدآپ و پست‌های تقویت شده با فایبر نیز استفاده می‌شود.

جمع‌بندی: کلاس I (به شرط دوری از تنش‌های اکلوزالی)، کلاس II (در ۵۰٪ موارد مشروط بر استفاده از کامپوزیت مناسب)، کلاس‌های III و IV و V.

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 ۰/۴ میکرومتر (ذرات میکروفااین) هستند. محتوای ذرات با قطر ۰/۴ 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.

جمع‌بندی: از نظر سایز فیلری:

فاین: ۰/۲ تا ۳ میکرومتر

میکروفااین: ۰/۴ میکرومتر (از چند درصد تا ۳۵٪)

نانو: ۱ تا ۱۰ نانومتر (به فرم خوشه‌ای با ابعاد بزرگ‌تر)

پره پلیمر: ۱۰ تا ۲۰ میکرومتر

نکته شکل ۴-۱: برای تامین دو هدف از سیستم‌های باندینگ در ترمیم‌های رستوریتو استفاده می‌شود: اتصال و باند با دیواره‌های دندان و ایجاد سیل

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.

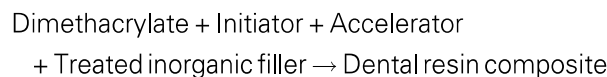
آغازگرها و تسریع کننده‌ها

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 می‌شود. 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 سیستم‌های سلف کیور، پلیمریزاسیون به واسطه یک آغازگر آلی پراکسایدی و یک تسریع کننده (accelerator) آلی آمینی انجام می‌شود. 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 می‌گیرد:



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 می‌توانند 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.