# چکیده مراجع دندانپزشکی CDR

# مواد دندانی (اصول و کاربردها) پاورز


**به کوشش:**

دکتر مریم پیرمرادیان

| | | |
|---|---|---|
| **سرشناسه** | : | پیرمرادیان، مریم، ۱۳۶۴ - ، گردآورنده |
| **عنوان و نام پدیدآور** | : | چکیده مراجع دندانپزشکی CDR مواد دندانی (اصول و کاربردها)/ به کوشش مریم پیرمرادیان. |
| **مشخصات نشر** | : | تهران: شایان‌نمودار، ۱۳۹۹. |
| **مشخصات ظاهری** | : | ۱۷۳ ص. |
| **شابک** | : | ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷- ۵۰۴-۲ |
| **وضعیت فهرست نویسی** | : | فیپا |
| **یادداشت** | : | کتاب حاضر ترجمه و تلخیص کتاب»"Dental materials : foundations and applications, 11th.ed, 2017 اثرجان‌ام پاورز، جان‌سی واتاها است. |
| **موضوع** | : | دندانسازی -- مواد |
| **موضوع** | : | Dental materials |
| **شناسه افزوده** | : | پاورز، جان ام.، ۱۹۴۶ - م. |
| **شناسه افزوده** | : | Powers, John M. |
| **شناسه افزوده** | : | واتاها، جان سی. |
| **شناسه افزوده** | : | Wataha, John C. |
| **رده بندی کنگره** | : | RK۶۵۲/۵ |
| **رده بندی دیویی** | : | ۶۱۷/۶۹۵ |
| **شماره کتابشناسی ملی** | : | ۶۱۳۲۳۶۲ |

**نام کتاب**: چکیده مراجع دندانپزشکی CDR مواد دندانی (اصول و کاربردها) پاورز
**به کوشش**: 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**: ۵۰۰ جلد
**تاریخ چاپ**: بهار ۱۳۹۹
**شابک**: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۵۰۴-۲
**قیمت**: ۶۹۸،۰۰۰ ریال

**انتشارات شایان نمودار**
**دفتر مرکزی: تهران/ میدان فاطمی/ خیابان چهلستون/ خیابان دوم/ پلاک ۵۰/ بلوک B/ طبقه همکف/ تلفن: ۸۸۹۸۸۸۶۸**
**وب سایت :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.)**

# مقدمه

مـواد دندانـی یکـی از قدیمی‌تریـن رشـته‌های زیر مجموعـه علوم دندانپزشـکی به شـمار می‌رود و سال‌هاسـت کـه اغلـب پیشـرفت‌ها و نوآوری‌ها در علم و حرفه دندانپزشـکی به این رشـته وابسـته یـا بـا آن در ارتبـاط اسـت. کتاب‌هـای متعددی در زمینه زیسـت مواد دندانی نگاشـته شده‌اسـت که تعداد محدودی از آنها به زبان فارسـی برگردانده و به چاپ رسـیده که غالبا به دلیل محتوای علمی محض و دوری از مباحث روز دندانپزشـکی چندان مورد توجه دانش‌آموختگان رشـته دندانپزشکی و علـوم مرتبـط قـرار نگرفته‌انـد. کتـاب حاضـر، ترجمـه بخش‌هایـی از کتـاب Dental materials (Foundation and application) بـه قلـم J M.Powers و همکارانش اسـت که با هدف دردسـترس قرارگیـری منابـع آزمـون رزیدنتـی بـرای همه دانشـجویان رشـته دندانپزشـکی در سراسـر ایران تهیـه شـده اسـت. هرچند انتخاب ایـن کتاب بـرای ترجمه به واسـطه منابع منتخب آزمـون رزیدنتی صـورت گرفتـه امـا به‌حـق یکـی از شـیواترین و رسـاترین متـون نگاشـته شـده در زمینـه مـواد دندانـی بـه شـمار مـی‌رود. از دیگـر مزایـای کتـاب حاضـر، اشـاره به مـواد و محصـولات موجود در بازارهـای دندانپزشـکی دنیـا بـه فراخـور مباحـث علمی مطرح شـده اسـت کـه توانسـته ارتباط معنـادار و قابـل درکـی میـان علـوم محـض و مباحـث بالینی برقـرار نماید.

بـا توجـه بـه محدودیت زمانـی موجود، ترجمه و آماده سـازی کتاب حاضر بـدون کمک و همکاری خانـم دکتـر کیانا شـکفته مقدور نبـود و ضروری می‌دانم در اینجا از ایشـان تشـکر ویژه نمایم.

حتمـا انتشـار ایـن کتـاب و کتاب‌هایـی از ایـن دسـت کـه بـه صـورت تخصصـی بـه حـوزه علـوم دندانپزشـکی می‌پردازنـد بـدون همـت و کمـک مجموعـه انتشـارات شـایان نمـودار امـکان پذیـر نمی‌شـد. از ایـن رو در ابتـدا بـه عنـوان عضو کوچکـی از جامعه دندانپزشـکی و در ادامـه به عنوان گردآورنـده کتـاب حاضـر مراتـب قدردانـی خـود را از مجموعـه شـایان‌نمودار اعـلام می‌کنـم.

گردآوری کتاب حاضر ادای دینی اسـت به همه اسـاتید و پیشکسـوتان رشـته زیسـت مواد دندانی کـه در تمـام سـال‌های اخیر از هیچ تلاشـی بـرای معرفی و اعتلای این رشـته فروگـذار نکرده‌اند.

**مریم پیرمرادیان**

# فهرست مطالب


فصل دوم: خواص مواد ..... ۸

فصل سوم: مواد دندانی پیشگیرانه ..... ۱۷

فصل چهارم: مواد ترمیمی زیبایی مستقیم ..... ۳۱

فصل پنجم: آمالگام دندانی ..... ۴۸

فصل هفتم: سمان‌ها ..... ۶۱

فصل هشتم: مواد قالب گیری ..... ۷۷

فصل نهم: مواد مد لها و دا یها ..... ۹۷

فصل یازدهم: آلیاژهای کستینگ آلیاژهای Wrought و لحیم ها ..... ۱۱۱

فصل سیزدهم: پلیمرها در پروتز ..... ۱۲۹

فصل پانزدهم: ایمپلنت های دندانی ..... ۱۵۶

# خواص مواد

۲

مـوادی کـه بـرای جایگزینـی بخش‌هـای از دسـت رفتـه دندانـی اسـتفاده می‌شـوند در معرض چالش‌هـای متعددی از سـمت محیـط دهـان و نیروهـای اکلوزالـی قـرار دارند و ممکـن اسـت در اثـر فرایندهای کنترل بهداشـت (مسـواک و خمیـر دنـدان) نیـز دچـار آسـیب شـوند. خـواص مـواد معیـار مناسـبی برای انتخـاب آنها برای کاربردهـای درمانی گوناگـون اسـت. ارتبـاط میـان موفقیـت بالینـی یـک ماده بـا برخـی ویژگی‌هـای آن مـاده اثبـات شـده کـه از ایـن اطلاعـات می‌تـوان برای ارتقای مواد دندانپزشـکی اسـتفاده کـرد. در مـورد برخـی از مـواد، ویژگی‌هایی وجـود دارد که آن مـاده بایـد میـزان حداقلـی از آنهـا را داشـته باشـد تـا بتوانـد نتایـج قابل قبولـی ارائه دهد این مقادیـر حداقلی در اسـتانداردها یـا مشـخصات فنـی تبیین شـده اسـت.

انسـتیتوی اسـتاندارد ملـی آمریـکا (ANSI) و انجمـن دندانپزشـکی آمریـکا (ADA)، بـه همـراه سـازمان بین‌المللـی استانداردسـازی (ISO) و سـازمان‌های فـدرال، بیـش از ۱۰۰ اسـتاندارد برای مواد دندانپزشـکی تبییـن نموده‌انـد. ایـن اطلاعـات بـرای انتخـاب مـواد دندانپزشـکی و اطمینـان از کیفیـت آنهـا ضروری اسـت. انتخـاب یـک ماده دندانپزشـکی عـلاوه بر خـواص فیزیکی، مکانیکـی، حرارتـی و نـوری باید بـا توجه به تأثیـر آن ماده بـر بافت‌هـای دهانـی و اثرات سـمی احتمالی آن نیز باشـد.

## تغییرات ابعادی

✓ تغییرات ابعادی درصدی از انقباض یا انبساط ماده است.

ثبـات ابعـادی در تهیـه قالب‌هـا و مدل‌هـا بـر دقـت رستوریشـن‌های نهایـی اثـر دارد. تغییرات ابعادی ممکن اسـت در حیـن سـت شـدن در اثـر یـک واکنـش شـیمیایی (مـواد قالب‌گیری الاسـتومری یا مـواد ترمیمی رزیـن کامپوزیتی) و یا در اثـر سـرد شـدن (الگوهای مومـی یا رستوریشـن‌های طلا در حیـن سـاخت) رخ دهد. برای مقایسـه سـاده تر مـواد، تغییرات ابعـادی (dimensional change) معمـولاً بـه صورت درصدی

از طـول یـا حجم اصلی بیان می‌شـود. میـزان تغییـرات ابعادی یـک مـاده الاسـتومری نشـان دهنـده دقـت آن ماده اسـت. تغییـرات ابعادی حجمی سـه برابر تغییـرات ابعادی خطی همـان ماده اسـت و البته اندازه‌گیری دشـوارتری دارد.

## تغییرات ابعادی حرارتی

در محیـط دهـان تغییـرات دمایـی زیـادی روی می‌دهـد کـه باعـث تغییـرات ابعادی در مـواد و سـاختارهای دندانی می‌شـوند. از آنجایـی کـه معمـولاً انبسـاط حرارتـی مـواد ترمیمـی و بافت‌های دندان یکسـان نیسـت، بـه یک میزان منبسـط یـا منقبـض نمی‌شـوند کـه می‌توانـد بـه نشـت مایعـات دهانـی در حدفاصـل ترمیـم و دنـدان منجرشـود. انبسـاط حرارتـی خطـی مـواد را می‌تـوان بـا اندازه‌گیری طـول یـک مـاده در دو دمـا محاسـبه کرد. برای مقایسـه راحت‌تـر، انبسـاط حرارتـی خطـی بـه صـورت ضریـب انبسـاط حرارتـی بیـان می‌شـود. (جـدول ۲-۱ )

✓ ضریـب انبسـاط حرارتـی خطی یـک مـاده، میزانی از افزایـش طـول اسـت کـه بـه ازای ۱ درجـه افزایـش دما، در هـر واحـد از طـول مـاده روی مـی دهد.

ضریـب انبسـاط حرارتـی بـرای یـک مـاده در تمـام محدوده‌هـای دمایـی یکسـان نیسـت و غالبـاً در مایعـات از جامـدات بیشـتر اسـت. ضریب انبسـاط حرارتـی برای مـوم بـا افزایـش حـرارت در بعضـی از نقـاط افزایـش می‌یابـد. معمـولاً ضریـب انبسـاط خطی به جـای ضریب انبسـاط حجمـی حرارتـی گـزارش می‌شـود.

رابطـه میـان ضریب انبسـاط حرارتـی دندان و مـواد ترمیمی اهمیـت دارد. بـرای مثـال در آمالگام و کامپوزیت سـه تا پنج برابـر و در پلیمرهـای فاقـد فیلـر پنـج تـا هفـت برابـر دندان اسـت در حالیکـه بـرای سـرامیک یـک دوم تـا یـک سـوم و در مـورد آلیاژهـای طـلا تقریبـاً برابر با دندان انسـان اسـت. اگـر ترمیـم کامپوزیتـی بـا باند ضعیـف به دنـدان متصل شـده باشـد یک نوشیدنی سـرد، ترمیم را بیشتر از دندان منقبـض می‌کنـد و درزهـای کوچکـی در حدفاصـل ایـن دو مـاده ایجـاد می‌کنـد کـه مایعـات دهانـی می‌تواننـد بـه ایـن فضـا نفـوذ کننـد و وقتـی دمـا بـه حالـت عادی برگـردد، ایـن مایـع بـه بیـرون از ایـن فضـا هـل داده می‌شـود. ایـن پدیـده Percolation نامیـده می‌شـود و وقوعـش بـه رابطه ضریب انبسـاط حرارتی مـواد و دندان و قـدرت باند بین آنهـا بسـتگی دارد. Percolation به دلیـل تحریـک احتمالی پالـپ دندان و پوسـیدگی راجعه نامطلـوب درنظرگرفتـه می‌شـود. در آمالـگام دندانـی بـر (خـلأف سـایر مـواد) در اثر پر شـدن فضای اینترفشـیال بـا محصـولات ناشـی از خوردگـی آمالگام، به مـرور زمان شـاهد کاهش Percolation هسـتیم.

اگـر کامپوزیـت بـا قـدرت کافـی بـه دنـدان باند شـده باشـد، اختـلاف ضریب انبسـاط حرارتـی منجر بـه ایجاد اسـترس در اینترفیـس می‌شـود کـه بـه مـرور زمـان بـه شکسـت باند می‌انجامـد.

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

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

## هدایت حرارتی

✓ مـوادی کـه رسـانایی حرارتـی بالایی دارند، رسـانای خوبـی برای گرما و سـرما هسـتند.

مـواد هدایـت حرارتـی متفاوتـی دارنـد: فلـزات هدایـت حرارتـی بالاتری نسـبت بـه پلیمرها و سـرامیک‌ها دارند به همیـن دلیـل هنگامـی که بخشـی از دنـدان با یـک ترمیم فلـزی ماننـد آمالـگام یـا آلیـاژ طـلا جایگزیـن می‌شـود، امـکان دارد دنـدان موقتاً به تغییرات دمایی حسـاس شـود.

افـرادی کـه اپلاینـس های ارتودنسـی و یا دنچـر آکریلیک کامـل دارنـد نیز متوجـه اثرات دمایـی این مواد می‌شـوند. از هدایـت حرارتـی بـه عنـوان معیـاری بـرای انتقـال حـرارت اسـتفاده شـده اسـت و بـا سـرعت انتقال( شـار) گرمـا در ارتبـاط اسـت (جـدول ۲-۲)

مینـا و عـاج در مقایسـه بـا آلیاژهـای طلا و آمالگام رسـانای حرارتـی ضعیفـی هسـتند. (آمالـگام از طلا بسـیار ضعیف‌تر اسـت) سـمان گلاس‌آینومـر از نظـر هدایـت حرارتـی، شـبیه‌ترین مـاده به سـاختار دندان اسـت. دلیل اسـتفاده از ایـن سـمان بـه عنـوان عایـق حرارتـی در حفره‌هـای عمیق ایـن اسـت کـه هرچنـد عـاج یـک رسـانای حرارتـی ضعیف اسـت، امـا یـک لایـه نـازک از آن محافظـت حرارتـی کافی بـرای پالـپ فراهـم نمی‌کنـد مگـر اینکـه از یـک سـمان به عنـوان بیـس در زیر ترمیم فلزی اسـتفاده شـود. ترمیم‌های کامپوزیتـی رسـانایی حرارتـی مشـابهی بـا سـاختار دندان دارنـد. وارنیش‌هـا و لاینرهـا رسـانایی حرارتـی پایینـی دارنـد امـا مقادیـر بـه کار رفته از آنهـا به قدری نازک اسـت کـه به عنـوان عایـق هـای حرارتـی کاربردی نـدارد.

**TABLE 2-2 Thermal Conductivity of Dental Materials**

| Material | Thermal conductivity (cal/sec/cm²[°C/cm]) |
|---|---|
| Unfilled acrylics | 0.0005 |
| Zinc oxide–eugenol cement | 0.0011 |
| Human dentin | 0.0015 |
| Human enamel | 0.0022 |
| Composites | 0.0025 |
| Ceramic | 0.0025 |
| Zinc phosphate cement | 0.0028 |
| Dental amalgam | 0.055 |
| Gold alloys | 0.710 |

## خواص الکتریکی

✓گالوانیسـم تولیـد جریان‌هـای الکتریکـی اسـت کـه بیمـار می‌توانـد احسـاس کنـد.

دو خاصیـت الکتریکی مهـم، گالوانیسـم (galvanism) و خوردگـی (کـروژن) اسـت. گالوانیسـم در اثـر وجـود فلـزات گوناگـون در دهـان ایجـاد می‌شـود. فلزاتـی کـه در یـک الکترولیـت قـرار مـی گیرنـد (مایعـی کـه حاوی یـون اسـت) به یـک انـدازه بـرای ورود به محلـول تمایل ندارنـد. آلومینیـوم کـه از آلیاژهـای آن به عنـوان روکش موقـت اسـتفاده می‌شـود، تمایـل زیـادی بـرای ورود بـه محلـول دارد (پتانسـیل الکتـرودی ۱/۳۳+ ولـت ) اما طلا تمایـل چندانـی بـرای ورود بـه حـلال نـدارد (پتانسـیل الکتـرودی ۱/۳۶-) (شـکل ۲-۱) مایعـات دهانـی بـه عنـوان الکترولیـت عمـل می‌کنند و سیسـتم مشـابه یک پیـل الکتریکـی اسـت. وقتـی دو ترمیـم بـا هـم تمـاس می‌یابنـد، شـار الکتریکـی بـه دلیـل اختـلاف پتانسـیل ۲/۶۹ ولتـی جریـان می‌یابـد و بیمـار درد و غالبـاً طعـم فلـزی را گـزارش می‌کنـد. بـرای جلوگیـری از وقـوع این مشـکل از روکش‌هـای موقـت پلیمری اسـتفاده می‌شـود که رسـانایی الکتریکی ضعیفـی دارند. خوردگی(کروژن) نیز ناشـی از شـرایط مشابهی است. وقتی دو ترمیم مجاور از فلـزات گوناگونـی باشـند در اثر رویـداد گالوانیک، یکی از فلـزات شـروع بـه ورود بـه محلـول می‌کنـد و درنتیجه آن فلـز دچـار خشـونت سـطحی و تخلخـل می شـود. ایـن رویـداد می‌توانـد در اثـر آلـوده شـدن آلیـاژ طـلا به فلـزی ماننـد آهـن در لابراتـوار و یـا بـه دلیل تفـاوت در غلظـت عناصـر در بخش‌هـای مختلـف یـک ترمیـم نیـز ایجـاد شـود. عـلاوه برایـن خوردگـی (کـروژن) می‌توانـد در اثـر حملـه شـیمیایی ترکیبات موجود در مـواد غذایی یـا بـزاق بـه فلزات نیـز باشـد. بـه عنـوان مثـال، آمالگام دندانـی بـا سـولفیدها و کلریدهـای موجـود در دهـان وارد واکنـش می‌شـود، کـه بـه مـات شـدن و تغییر رنگ آمالـگام بـه مـرور زمـان منجـر می‌شـود این اثـر گاهی با عنـوان تارنیـش نیز شـناخته می‌شـود.

✓ خوردگی(کروژن) انحلال فلزات در دهان است.

✓ تارنیـش یـک واکنـش سـطحی فلـزات در دهـان، در اثـر ترکیبـات موجـود در بـزاق یا مـواد غذایی اسـت.

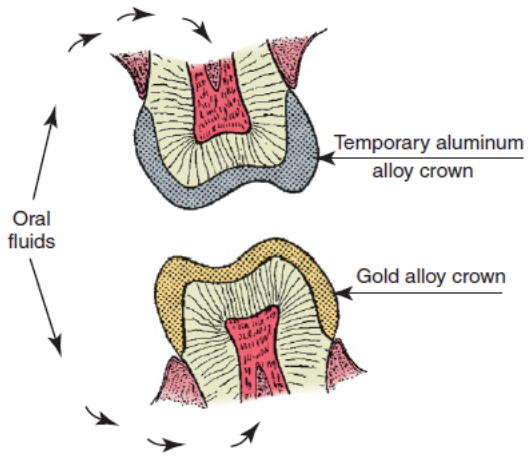


**FIG 2-1** Diagrammatic sketch of opposing teeth with a gold crown and a temporary aluminum alloy crown indicating how galvanism can occur.

## 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 پلاک باشد که باعث تماس انها با اسیدها و مواد ارگانیک مختلف می‌شود. حلالیت بالاتر سمان زینک فسفات در محیط دهان در مقایسه با ارزیابی‌های آزمایشگاهی از نمونه‌های این عدم تطابق است. علاوه بر این از بین رفتن سمان زینک فسفات یک روکش طلا در اثر این انحلال که به جدا شدن روکش منجر می‌شود. با این حال، ارزیابی‌های آزمایشگاهی غالباً مواد را به درستی رتبه بندی می‌کنند. حلالیت و جذب به دو روش گزارش می‌شوند: (۱) درصد وزنی حلال یا ماده جذب شده و (۲) وزن ماده حل شده یا جذب شده در واحد سطح (به عنوان مثال میلی‌گرم بر سانتی‌متر مربع).

جذب توده ای یا absorbtion به معنی جذب مایعات توسط توده جامد است. برای مثال، جذب تعادلی آب توسط پلیمرهای آکریلیک در محدوده ۲٪ است. جذب سطحی یا Adsorbtion غلظت مولکول‌ها در سطح یک جامد یا مایع را نشان می دهد مثل جذب سطحی ترکیبات بزاق در سطح دندان یا جذب یک ماده دترجنت بر روی سطح یک الگوی مومی.

## تر شوندگی

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

مصادیق اهمیت تر شوندگی در دندانپزشکی: تر شوندگی دنچرهای با بیس آکریلی توسط بزاق، تر شوندگی مینای دندان توسط پیت و فیشور سیلانت‌ها، تر شوندگی قالب‌های الاستومریک توسط آب مخلوط شده با ترکیبات گچی و تر شوندگی الگوهای مومی توسط اینوستمنت‌های دندانی.

تر شوندگی یک جامد توسط یک مایع را می‌توان با شکل قطره مایع روی سطح جامد ارزیابی کرد.(شکل ۲-۲) شکل قطره‌ها توسط زاویه تماس $\theta$ ، توصیف می‌شود: زاویه‌ای که از برخورد سطح جامد و خطی

کـه ممـاس بـر قطره اسـت بـه دسـت می‌آید.
اگـر زاویـه تمـاس کـم باشـد (شـکل ۲-۲ ، چـپ) جامد به راحتـی توسـط مایـع تـر شـده اسـت (اگـر مایـع آب باشـد سـطح هیدروفیـل اسـت). اگـر زاویـه تمـاس از ۹۰ درجـه بیشـتر باشد( شـکل ۲-۲ ، راست) تر شـوندگی ضعیف روی داده اسـت (اگـر مایـع آب باشـد سـطح هیدروفوب اسـت).
میـزان تر شـوندگی بـه انرژی سـطحی جامـدات و مایعات و جاذبـه بیـن مولکولـی آنهـا بسـتگی دارد. جامدات بـا انرژی بـالا و مایعـات بـا انـرژی پایین‌تـر شـوندگی خوبـی را رقـم می‌زننـد. مایعـات، جامـدات بـا انـرژی بالاتر را بهتـر مرطوب می‌کننـد (بـرای مثـال ، آب بـر روی فلـزات و اکسـیدها) و مایعـات روی مـواد جامـد کـم انـرژی ماننـد مـوم، تفلـون و بسـیاری از پلیمرهـا پخـش نمی‌شـوند. زاویـه تمـاس بـالای آب بـر روی ایـن جامـدات را می‌تـوان بـا افزودن یـک عامل ترکننـده ماننـد دترجنـت بـه آب(عامـل کاهـش کشـش و انـرژی) کاهـش داد.

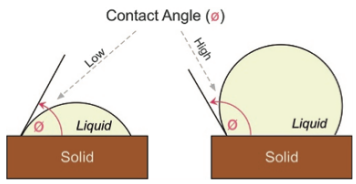


**FIG 2-2** Good wetting of a solid by a liquid with a low contact angle *(left)*; poor wetting by a liquid on a solid forming a high contact angle *(right)*.

## خواص مکانیکی

خـواص مکانیکی در مواد دندانپزشـکی بـه دلیل نیروهای اکلوزالی سـنگین حائز اهمیت هسـتند. حداکثر نیروهای اکلوزالـی از دنـدان مولـر بـه سـمت اینسـایزورها کاهش می‌یابـد. میانگیـن نیروهـای اکلوزالی در مولـر اول و دوم حـدود ۵۸۰ نیوتـن (N) اسـت و در پره‌مولرهـا، نیـش و اینسـایزورها بـه ترتیـب ۳۱۰ ، ۲۲۰ و ۱۸۰ نیوتن اسـت. (بـرای تبدیـل نیوتـن بـه پونـد، نیوتـن بـر ۴/۴۵تقسـیم می‌شـود).

در بریج‌هـا و دنچرهـا نسـبت بـه دندان‌هـای عـادی، نیروهـای اکلوزالـی کمتـری اعمـال می‌شـود. هنگامـی کـه یـک مولـر اول توسـط یـک بریـج ثابـت جایگزیـن می‌شـود، نیروهـای اکلوزالـی تقریبـاً ۲۲۰ نیوتن هسـتند کـه در صـورت طبیعـی بودن همـه دندان‌هـا ۵۸۰ نیوتن بـود. میانگیـن نیـروی اکلوزالـی در پروتزهـای پارسـیل و کامـل نیـز در حـدود ۱۱۱ نیوتـن بـرآورد شـده اسـت. بیمـاران دارای دنچـر تنهـا می‌تواننـد حـدود ۱۹٪ از نیـروی اکلوزالـی کـه در زمان داشـتن دندان‌های طبیعی خـود اعمـال مـی کردنـد را اعمـال نماینـد.

## استرس

✓ استرس نیرو در واحد سطح است.
هنگامـی کـه نیرویـی به مـاده ای اعمـال می‌شـود، ماده در برابـر نیـروی خارجـی مقاومـت می‌کنـد و نیـرو در ناحیـه‌ای کـه اعمـال شـده توزیـع می‌شـود. نسـبت نیرو بـه آن سـطح آن ناحیـه اسـترس نـام دارد.
بـرای یـک نیـروی مشـخص، هـر چه ناحیـه اعمـال نیرو کوچکتر باشـد، اسـترس بیشـتر خواهد بود. (شکل ۲-۳) در شـکل A نیـرو توزیـع شـده و در شـکل B همان نیرو بـه صـورت متمرکـز اعمال شـده. هنـگام بررسـی در نور پلاریـزه، تعـداد خطـوط، مسـتقیماً با اسـترس در ارتباط اسـت و اسـترس بـا سـطح اعمـال نیـرو رابطـه معکـوس دارد. (جـدول ۲-۳). در حیـن اعمـال نیرو بر مـاده، انواع مختلفی از اسـترس ایجاد می‌شـوند. این نیروها فشـاری، کششـی، برشـی، گشـتاور پیچشـی و گشـتاور خمـش نامیـده می‌شـوند (شـکل ۲-۴) یـک مـاده در صـورت فشـرده شـدن در معرض اسـترس فشـاری قـرار می‌گیرد و در صـورت کشـنده شـدن در معرض اسـترس کششـی قـرار می‌گیـرد. اسـترس برشـی وقتـی روی می‌دهـد که یـک بخـش (صفحـه) از ماده مجبـور به لغزیـدن بر روی بخـش دیگر شـود.

## استرین

✓ استرین تغییر طول در واحد طول یک ماده است که در اثر استرس ایجاد می‌شود.

تغییر در طول یا تغییر شکل در واحد طول یک ماده، وقتی در معرض نیرو قرار داشته باشد با عنوان استرین شناخته می‌شود. استرین ساده‌تر از استرس است زیرا قابل مشاهده است. استرین فاقد واحد است. برخی از مواد دندانی، مانند مواد قالب‌گیری الاستومری، هنگام اعمال استرس، استرین زیادی می‌یابند و برخی دیگر، مانند آلیاژهای طلا یا مینای دندان، استرین پایینی نشان می دهند.

## منحنی استرس- استرین

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

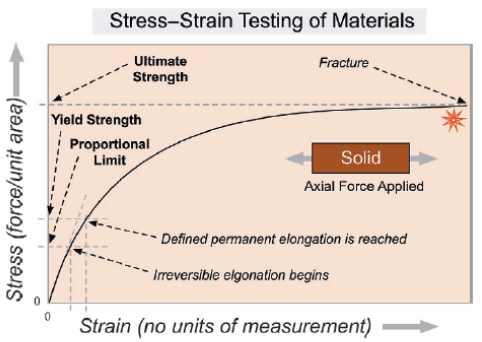


FIG 2-5 Stress–strain curve in tension for dental gold alloy with fracture point at asterisk (*).

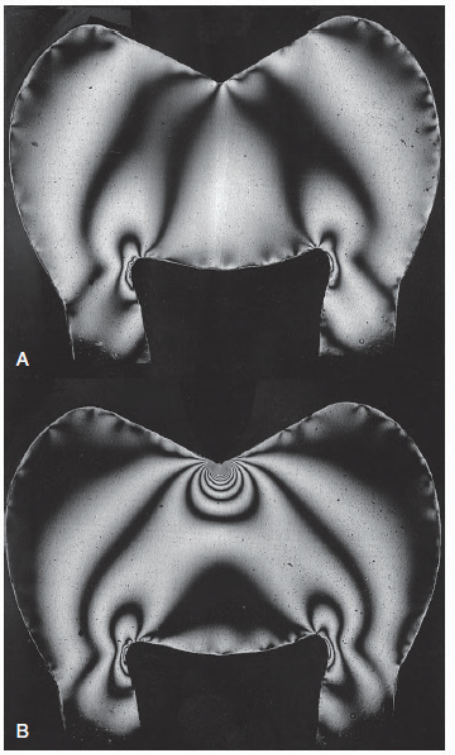


FIG 2-3 Cross-sectional model of a tooth under distributed force **(A)** and concentrated force **(B)**.

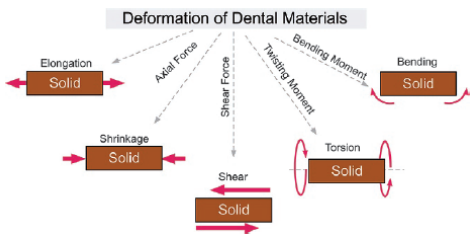


FIG 2-4 Schematic representation of tensile, compressive, shear, twisting, and bending forces and their corresponding deformations.

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

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

**TABLE 2-4 Elastic Moduli of Selected Dental Materials**

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

*1 GPa = 1000 MPa.

## مدول الاستیک

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

## حد الاستیک و استحکام تسلیم

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

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 ویژه ای 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.

پلیمرهای آکریلیک فاقد فیلر در استرسی بسیار پایین‌تر از کامپوزیت‌ها دچار تغییر شکل دائمی می‌شوند، اما هر دو، بسیار زودتر از مینای دندان دچار دفرمیشن می‌شوند. (جدول ۲-۵) هیچ یک از این مواد به راحتی دچار تغییر شکل دائمی نمی‌شوند اما باید توجه داشت که نیروهای اکلوزالی می‌توانند به راحتی استرس‌هایی را تولید کنند که از استحکام تسلیم این مواد بیشتر باشد. (به دلیل کوچک بودن نواحی اعمال نیرو)

**TABLE 2-5 Yield Strength of Selected Dental Materials**

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

*Yield strength in compression.
†Yield strength in tension.

**TABLE 2-6 Ultimate Strength of Selected Dental Materials**

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

## استحکام نهایی

✓ استرسی که در آن شکست روی می‌دهد، استحکام نهایی نامیده می‌شود.

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

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

کیفیت باند بین دو ماده معمولاً با کشش یا برش اندازه‌گیری می‌شود و به صورت استرس لازم برای شکست باند توصیف می‌شود. پیوندها می‌توانند شیمیایی، مکانیکی یا ترکیبی از هر دو باشد. باند بین دندان مصنوعی آکریلیک و بیس آکریلیک دنچر شیمیایی است و غالباً با استفاده از متد کششی اندازه‌گیری می‌شود (بیشتر از ۳۴ مگاپاسکال) اما باند بین کامپوزیت‌ها و مینای اچ شده اساساً مکانیکی است و به روش کششی اندازه‌گیری می‌شود( ۲۰ تا ۳۰ مگاپاسکال). استحکام باند کامپوزیت به عاج نیز ۱۵ تا ۳۵ مگاپاسکال برآورد شده است. این پیوندها از انتشار عامل باندینگ به داخل لایه سطحی عاج اچ شده ناشی می‌شوند.

## افزایش طول و فشردگی

✓ میزان تغییر شکلی که یک ماده قبل از پارگی می‌تواند متحمل شود، در صورتی که ماده در معرض استرس کششی باشد با عنوان درصد افزایش طول و اگر در معرض استرس فشاری باشد با عنوان درصد فشردگی نامیده می‌شود.

درصد افزایش طول (percent elongation) یک ماده در لحظه پارگی‌اش را می‌توان با ضرب استرین (تغییر شکل در طول واحد) در ۱۰۰ محاسبه کرد. 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 چکش‌خواری (malleability ) هستند. این دو ویژگی میزان استرین یا تغییر شکل پلاستیکی را نشان می‌دهند که یک ماده می‌تواند 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 می‌تواند به طرز قابل توجهی قبل از شکست دچار تغییر شکل شود و به عنوان یک

آلیـاژ داکتایـل طبقه‌بندی شـود کـه برنیش قابـل توجه و امـکان تطابـق مارجین رستوریشـن‌های کسـت شـده این آلیـاژ را توجیـه می‌کنـد. بـه طـور کلـی، آلیاژهـای طلای بـا افزایـش طول کمتـر از ۵٪ شـکننده و بالاتـر از ۵٪، به عنـوان داکتایـل طبقه‌بنـدی می‌شـوند.

کامپوزیت‌هـا در دسـته مواد شـکننده طبقه‌بندی می‌شـوند (درصـد فشرده‌سـازی ۲٪ تـا ۳٪ دارند) و غالبـاً در دهان به دلیل شکسـتگی ترد، دچار شکسـت می‌شـوند.

## ارتجاعیت و چقرمگی

✓ ارتجاعیـت و چقرمگـی به ترتیب معـادل انرژی جذب شـده توسـط مـاده تـا حـد تناسـب و اسـتحکام نهایـی هسـتند و بـا مقاومت در برابر تغییر شـکل و شکسـت در اثـر ضربـه در ارتباطند.

ارتجاعیـت ( resilience ) و چقرمگـی( toughness ) دو ویژگی هسـتند کـه با نواحی زیـر منحنی استرس-اسـترس در ارتباطنـد و در واقـع انـرژی لازم بـرای رسـیدن بـه نقاط مشـخصی از منحنـی را نشـان می‌دهنـد. انـرژی لازم بـرای تغییـر شـکل دائمـی یـک مـاده نشـان‌دهنده ارتجاعیت آن مـاده اسـت در حالـی کـه انـرژی لازم بـرای شکسـتن یـک مـاده نشـان‌دهنده چقرمگـی آن مـاده اسـت. ایـن مناطـق بـه صـورت هاشـورزده در شـکل ۲-۶ نشـان داده شـده اند.

ایـن دو ویژگـی پیچیده‌تـر از اسـتحکام یـا تغییـر شـکل هسـتند زیـرا مقـدار آنهـا محصـول مشـترک اسـترس و اسـترین است. دو ماده ممکن اسـت از ارتجاعیت یکسانی برخوردار باشـند، یکی از آنها دارای اسـتحکام تسـلیم بالا و اسـترین پاییـن و دیگـری اسـتحکام تسـلیم پایین ولی در عـوض اسـترین بالاتر باشـد. بـرای مثـال کامپوزیت‌ها و آکریل‌هـای فاقـد فیلـر بـا وجـود تفاوت‌هـای قابـل توجه در اسـتحکام تسـلیم، ارتجاعیـت تقریبـاً برابر دارند ($۷cm\text{-}kg/cm^۳$ ).کامپوزیت‌هـا نسـبت بـه آکریل‌هـای فاقـد فیلـر اسـتحکام تسـلیم به مراتـب بالاتـری دارند اما آکریل‌هـای فاقـد فیلـر قبـل از شکسـت خیلـی بیشـتر از کامپوزیت‌هـا متحمـل تغییـر شـکل می‌شـوند و به همین دلیـل چقرتر بـه شـمار می‌روند (شـکل ۲-۷).

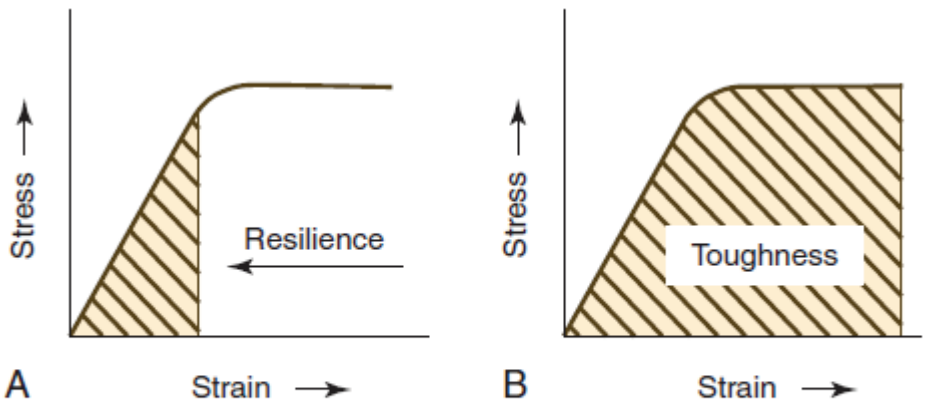


**FIG 2-6** Stress–strain curves illustrating the areas that give a measure of the resilience **(A)** and toughness **(B)**.

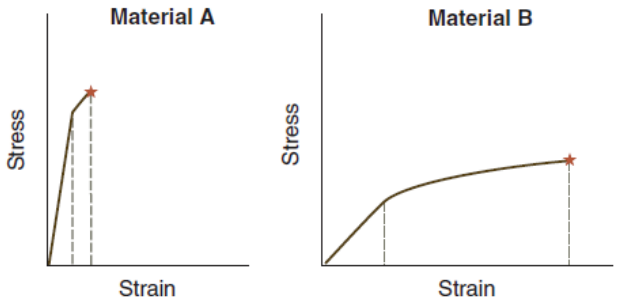


**FIG 2-7** Stress–strain curves for composite (material A) and unfilled acrylic (material B). The two materials have approximately the same resilience, but material B is considerably tougher.

## سختی

ماده‌ای سخت تلقی می‌شود که در برابر ایندنتیشن (نقطه گذاری توسط یک فرورونده) توسط یک ماده سخت همچون الماس مقاومت نماید. با وجود آنکه انتظار می‌رود سختی با استحکام تسلیم و مقاومت در برابر سایش در ارتباط باشد با این حال این پارامتر پیچیده است و به طور کلی، هیچ ارتباط مستقیمی بین سختی و این دو ویژگی وجود ندارد. تنها استثناء در زمان مقایسه مواد گوناگون از یک نوع است، مانند یک سری آلیاژهای طلای مشابه.

سختی مواد دندانپزشکی غالباً با سختی نوپ (Knoop hardness) گزارش می‌شود. سختی نوپ با اندازه‌گیری طول قطر بلندتر اثر بر جای مانده از یک فرورونده الماسی با سطح مقطع لوزی به دست می‌آید و به صورت میزان نیروی لازم (کیلوگرم) برای ایجاد یک فرورفتگی به مساحت یک میلی متر مربع محاسبه می‌شود. هرچه فرورفتگی بزرگتر باشد، سختی ماده کمتر است. در شکل ۲-۸ فرورفتگی‌های بزرگتر در سمنتوم و کوچکترها در عاج قرار دارند.(جدول ۲-۷ ) در متد نوپ فرورفتگی‌ها (ایندنتیشن‌ها) کوچک هستند اما به اندازه‌ای کوچک نیستند که بتوانند سختی محل اتصال (باند) رزین-عاج در کامپوزیت‌های دندانی را ارزیابی کنند. مطالعات برای سختی این ناحیه از یک روش nanoindentation استفاده می‌کنند. این تکنیک فرورفتگی‌های بسیار کوچکتر را در اثر نیروهای کوچک اندازه‌گیری می‌کند و امکان ارزیابی سختی مناطق بسیار کوچک را فراهم می‌کند. با این حال، مقادیر nanoindentation را نمی‌توان به طور مستقیم با مقادیر نوپ مقایسه کرد زیرا سختی نوپ براساس تغییر شکل دائمی سطح پس از حذف نیرو محاسبه می‌شود در حالیکه مقادیر nanoindentation براساس میزان نفوذ در زمان اعمال نیرو محاسبه می‌شود. علیرغم این تفاوت هر دو روش، مواد را به ترتیب یکسانی رتبه‌بندی می‌کنند. یک مزیت اضافی در روش nanoindentation امکان محاسبه مدول الاستیک است.

## منحنی استرین-زمان

منحنی‌های استرس-استرین برای موادی کاربرد دارند که استرین از زمان اعمال نیرو مستقل باشد. برای موادی که استرین به مدت زمان اعمال نیرو بستگی دارد، منحنی استرین-زمان نسبت به منحنی‌های استرس-استرین مفیدتر است. نمونه‌هایی از موادی که دارای استرین وابسته به زمان هستند عبارتند از آلژینات و مواد قالب‌گیری الاستومری، آمالگام دندانی و عاج.

در شکل ۲-۹ یک نیروی فشاری در $T_2$ اعمال می‌شود و یک افزایش سریع استرین از O به A رخ می‌دهد. نیرو تا $T_1$ حفظ شده و استرین به تدریج از A به B افزایش می‌یابد. این افزایش در اثر ترکیبی از استرین ویسکوالاستیک (وابسته به زمان اما قابل بازیابی) و جریان ویسکوز (وابسته به زمان و غیر قابل بازیابی) است. نیرو در $T_1$ برداشته شده، که منجر به کاهش سریع استرین از B به C شده. این بازیابی به دلیل آزادسازی استرین الاستیک روی می‌دهد. یک کاهش پیوسته استرین نیز از C به D روی می‌دهد که در نتیجه بازیابی استرین ویسکوالاستیک است. در $T_2$ ، هیچ کاهش دیگری در استرین روی نداده و یک استرین دائمی در ماده باقی مانده که بزرگی آن توسط DE نشان داده شده است. اگر نیرو برای مدت زمان طولانی‌تری (نسبت به $T_1$) اعمال می‌شد یا میزان نیرو بیشتر بود، میزان استرین دائمی بیشتر می‌شد. از نظر بالینی، این بدان معناست که هرچه زمان و نیروی کمتری در مواد قالب‌گیری حین خروج قالب از دهان یا ثبت قالب اعمال شود، استرین دائمی کمتری ایجاد شده و قالب دقیق‌تر خواهد بود.

استحکام چنین موادی نیز به سرعت اعمال نیرو بستگی دارد و در نیروهای سریعتر استحکام کششی افزایش می‌یابد. در نتیجه توصیه می‌شود قالب‌های آلژیناتی با یک حرکت سریع از دهان خارج شوند. هر چه سرعت اعمال نیرو بیشتر باشد، آمالگام دندانی نیز استحکام بالاتری از خود نشان می‌دهد. با این حال، مقادیر استحکام فشاری محاسبه شده در سرعت‌های پایین‌تر نسبت به اعمال نیرو در سرعت‌های بالاتر ارتباط بهتری با نتایج بالینی دارد. در نتیجه، برای ارزیابی آمالگام معمولاً از نیروی با سرعت پایین استفاده می‌شود.

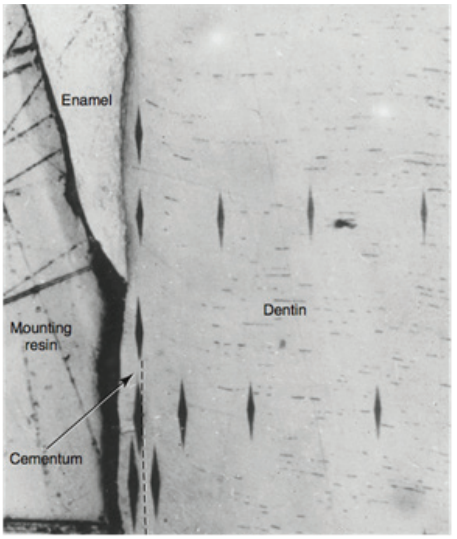


FIG 2-8 Knoop hardness indentations in dentin and cementum. Longer indentations are in cementum, indicating lower hardness than for dentin.

**TABLE 2-7 Hardness of Selected Dental Surfaces**

| Material | Knoop hardness ($kg/mm^2$) | Knoop hardness (GPa) | Nano-indentation hardness (GPa) |
|---|---|---|---|
| Unfilled acrylic resin | 20 | 0.20 | |
| Zinc phosphate cement | 40 | 0.39 | |
| Human cementum | 43 | 0.42 | |
| Human dentin | 68 | 0.67 | 0.49* |
| 22-Karat gold alloy | 85 | 0.83 | |
| Dental amalgam | 110 | 1.08 | |
| Human enamel | 343 | 3.36 | 3.39* |
| Ceramic | 460 | 4.51 | |
| Adhesive resin | | | 0.10* |
| Hybrid layer (composite/tooth) | | | 0.15–0.19* |
| Microfilled low-viscosity resin | | | 0.19* |
| Fillers in composites | | | 2.9–8.8* |

*Values determined by nano-indentation are not directly comparable to Knoop hardness values.

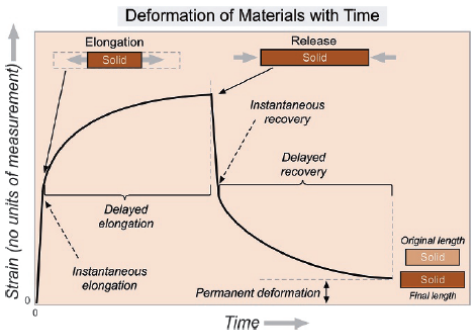


FIG 2-9 Strain–time curve for elastomeric impression material.

## خواص دینامیک

خواصی که تاکنون توضیح داده شد به دلیل سرعت نسبتاً کند اعمال نیرو، به عنوان خواص استاتیک طبقه‌بندی می‌شوند. ویژگی‌های مواد در زمان اعمال نیرو با سرعت‌های بسیار بالا مثل ضربه، در دندانپزشکی نیز حائز اهمیت هستند و با عنوان خواص دینامیک طبقه‌بندی می‌شوند و در ارزیابی موادی مانند محافظ دهان ورزشکار اهمیت دارند. از خواص دارای اهمیت ویژه مدول دینامیک و ارتجاعیت دینامیک هستند. مدول دینامیک معیاری از سفتی مواد در سرعت بالای استرین است و برای مواد محافظ دهان که خصوصیات مکانیکی‌شان وابسته به میزان کرنش است بسیار اهمیت دارد.

ارتجاعیت دینامیک انرژی جذب شده در استرین های با سرعت بالا مثل ضربه به یک محافظ دهان ورزشی را اندازه‌گیری می‌کند.

## ضمیمه:

### ❁ تغییرات ابعادی در زمان ستینگ:

برای ارزیابی تغییرات ابعادی خطی یک ماده قالب‌گیری سیلیکون افزایشی از زمان ست شدن تا ۲۴ ساعت پس از ستینگ از یک صفحه فلزی که دارای دو نقطه با فاصله ۵۱ میلی متری از یکدیگر هستند قالب گیری می‌شود. فاصله اثر برجای ماده از این دو نقطه بر روی قالب بلافاصله ($L_0$) و ۲۴ ساعت پس از ستینگ ($L_1$) اندازه‌گیری می‌شو و میزان تغییرات ابعادی با استفاده از فرمول زیر محاسبه می‌شود.

$$\frac{l_1 - l_0}{l_0} \times 100 = \%$$

### ❁ تغییرات ابعادی حرارتی:

که با استفاده از فرمول زیر محاسبه می‌شود که در آن ($Lt_2$) معادل طول ماده در دمای $t_2$ و ($Lt_1$) معادل طول ماده در دمای $t_1$ است. واحد مقادیر به دست امده per degree یا همان در هر درجه است! زیرا آیتم اول موجود در معادله فاقد واحد است.

$$\frac{l_{t2} - l_{t1}}{l_{t1}} \div (t_2 - t_1) = \text{Linear coefficient of thermal expansion}$$

### ❁ رسانایی حرارتی:

هدایت حرارتی معادل تعداد کالری‌هایی (number of calories) است که در ثانیه از سطح مقطع ۱ سانتی‌متر مربعی یک ماده در جریان است. در رسانایی حرارتی اختلاف دما در دو سوی ماده یک درجه سانتی‌گراد است.

### ❁ استرس:

بر اساس فرمول زیر محاسبه می‌شود.

$$\text{Stress} = \frac{\text{Force}}{\text{Area}}$$

### ❁ استرین:

بر اساس فرمول زیر محاسبه می‌شود.

$$\text{Strain} = \frac{\text{Deformation}}{\text{Length}}$$

### ❁ مدول الاستیک:

معادل شیب منحنی استرس- استرین در محدوده الاستیک است که براساس فرمول زیر محاسبه می‌شود

$$\text{Elastic modulus} = \frac{\text{Stress}}{\text{Strain}} = \frac{276\ \text{MPa}}{0.003} = 92{,}000\ \text{MPa}$$

# مواد دندانی پیشگیرانه

۳

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

✓ پلیمرها مولکول‌های آلی با وزن مولکولی بالا هستند که از واحدهای تکرار شونده زیادی تشکیل شده‌اند.

## ژل‌ها، فوم‌ها، دهانشویه‌ها و وارنیش‌های فلوراید

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

## 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 (۲/۶٪) اما هیدروژن فلوراید کمتری (۰/۱۶ ٪) هستند. غلظت یون فلوراید در اغلب ژل‌ها در محدوده ۱/۲۲٪ تا۱/۳۲٪ است. (جدول ۳-۱) محصولات APF برای بیماران مبتلا به حساسیت دندانی منع مصرف دارد زیرا می‌تواند باعث اروژن و تشدید حساسیت دندانی شود.

فوم‌ها، ژل و دهانشویه های سدیم فلوراید خنثی نیز موجود است. (pH بین ۶ تا ۸) یک محصول تیکسوتروپیک، حاوی سدیم فلوراید و ترکیبات قوام دهنده (اسید پلی آکریلیک و صمغ) است. مقادیر pH خنثی، باعث اچینگ کمتر مواد ترمیمی مثل کامپوزیت‌ها ، کامپومرها، گلاس آینومرهای اصلاح شده با رزین(هیبرید آینومر)، گلاس آینومرها و سرامیک‌ها می‌شوند.

وارنیش‌های حاوی ۵٪ سدیم فلوراید (۲۲۶۰۰ ppm فلوراید) نیز در دسترس است (۵٪ Duraflor Halo Sodium Fluoride White Varnish). برخی از محصولات (Enamel Pro Varnish) حاوی کلسیم فسفات آمورف (ACP) نیز می باشند، 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.

✓ ماده تیکسوتروپیک در صورت عدم اعمال نیرو سیلان اندکی دارد ولی وقتی در معرض نیرو قرار می‌گیرد به راحتی جریان می‌یابد.

## ویژگی ها

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

**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) |

✓ در مجموع به نظر می‌رسد برنامه استفاده ۴ دقیقه‌ای موثرتر از برنامه ۱ دقیقه ای 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 |