

خواص مواد / فصل ۲ کتاب مواد دندانی پاورز

سطح اهمیت: A

موادی که برای جایگزینی بخش‌های از دست‌رفته دندانی 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 اندازه‌گیری دشوارتری دارد.

تغییرات ابعادی حرارتی

در محیط دهان تغییرات دمایی زیادی روی می‌دهد که باعث تغییرات ابعادی در مواد و ساختارهای دندان‌پاوری می‌شود. از آنجایی که معمولاً انبساط حرارتی مواد ترمیمی و بافت‌های دندان یکسان نیست، به یک میزان منبسط یا منقبض نمی‌شوند که می‌تواند به نشت مایعات دهانی در حفاصل ترمیم و دندان منجر شود. انبساط حرارتی خطی مواد را می‌توان با اندازه‌گیری طول یک ماده در دو دما محاسبه کرد. برای مقایسه راحت‌تر، انبساط حرارتی خطی به صورت ضریب انبساط حرارتی بیان می‌شود. (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 می‌دهد. (پس در واحد نهایی حتماً در مخرج واحد دما لحاظ شده است)

ضریب انبساط حرارتی برای یک ماده در تمام محدوده‌های دمایی یکسان نیست (مثل موم‌ها) و غالباً در مایعات از جامدات بیشتر است.

معمولاً ضریب انبساط خطی به جای ضریب انبساط حجمی حرارتی گزارش می‌شود. 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.

• **جمع‌بندی:** مواد از نظر ضریب انبساط حرارتی: پلیمرهای فاقد فیلر < آمالگام و کامپوزیت < دندان و آلیاژ طلا < سرامیک‌های دندان‌پاوری

اگر ترمیم کامپوزیتی با باند ضعیف به دندان متصل شده باشد یک نوشیدنی سرد، ترمیم را **بیشتر** از دندان منقبض می‌کند و درزهای کوچکی در حفاصل این دو ماده ایجاد می‌کند که مایعات دهانی می‌توانند به این فضا نفوذ کنند و وقتی دما به حالت عادی برگردد، این مایع به بیرون از این فضا هل داده می‌شود. این پدیده **Percolation** نامیده می‌شود 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 می‌شود.

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

در آمالگام دندانی (برخلاف سایر مواد) در اثر پر شدن فضای اینترفیشیال با محصولات ناشی از خوردگی آمالگام، به مرور زمان شاهد کاهش Percolation هستیم. (تنها مورد استثنا)

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

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

نکته جدول ۲-۱: از نظر ضریب انبساط حرارتی:

موم < پلیمرهای فاقد فیلر < کامپوزیت‌های دندانی < آمالگام < آلیاژ طلا < گلاس آینومر < دندان و سرامیک‌های دندانی

هدایت حرارتی

موادی که رسانایی حرارتی بالایی دارند به این معناست که رسانای خوبی برای گرما و سرما هستند. مواد هدایت حرارتی متفاوتی دارند: فلزات هدایت حرارتی **بالتری** نسبت به پلیمرها و سرامیک‌ها دارند به همین دلیل هنگامی که بخشی از دندان با یک ترمیم فلزی مانند آمالگام یا آلیاژ طلا جایگزین می‌شود، امکان دارد دندان موقتاً به تغییرات دمایی حساس شود. افرادی که اپلاینس‌های ارتودنسی و یا دنچر آکرلیک کامل دارند نیز متوجه اثرات دمایی این مواد می‌شوند.

از هدایت حرارتی به عنوان معیاری برای انتقال حرارت استفاده شده است و با سرعت انتقال (شار) گرما در ارتباط است.

مینا و عاج در مقایسه با آلیاژهای طلا و آمالگام رسانای حرارتی **ضعیف‌تری** هستند. (آمالگام از طلا بسیار **ضعیف‌تر** است) سمان گلاس آینومر از نظر هدایت حرارتی، **شبیه‌ترین** ماده به ساختار دندان است. دلیل استفاده از این سمان به عنوان عایق حرارتی در حفره‌های عمیق این است که هرچند عاج یک رسانای حرارتی ضعیف است، اما یک لایه نازک از آن محافظت حرارتی کافی برای پالپ فراهم نمی‌کند مگر اینکه از یک سمان به عنوان بیس در زیر ترمیم فلزی استفاده شود. ترمیم‌های کامپوزیتی رسانایی حرارتی **مشابهی** با ساختار دندان دارند. وارنیش‌ها و لاینرها رسانایی حرارتی **پایینی** دارند اما مقادیر به کار رفته از آنها به قدری نازک است که به عنوان عایق‌های حرارتی کاربردی ندارد.

جمع‌بندی: مواد از نظر هدایت حرارتی: طلا < آمالگام دندانی < بافت‌های دندانی و گلاس آینومر و کامپوزیت‌های

دندانی < وارنیش و لاینرها

TABLE 2-2 Thermal Conductivity of Dental Materials

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

نکات جدول ۲-۲:

- از نظر رسانایی حرارتی: طلا < آمالگام < زینک فسفات < سرامک‌های دندان‌پاوری و کامپوزیت‌ها < مینا < عاج < زینک اکساید اوژنول < آکريل بدون فیلر
- هرچه انتقال حرارتی یا رسانایی حرارتی **پایین‌تر** باشد، ماده در برابر حرارت عایق بهتری است.
- طلا و آمالگام حتماً نیاز به بیس و عایقی با رسانایی حرارتی پایین‌تر دارند.
- زینک فسفات و زینک اکساید اوژنول برای کف‌بندی ترکیبات مناسبی هستند.
- عاج نسبت به مینا عایق حرارتی **بهتری** است.

خواص الکتریکی

دو خاصیت الکتریکی مهم، گالوانیسم (galvanism) و خوردگی (کروژن) است.

گالوانیسم:

گالوانیسم تولید جریان‌های الکتریکی است که بیمار می‌تواند احساس کند و در اثر وجود فلزات گوناگون در دهان ایجاد می‌شود. فلزاتی که در یک الکترولیت قرار می‌گیرند (مایعی که حاوی یون است) تمایل یکسانی برای ورود به محلول به صورت یون (تمایل برای یونیزاسیون) ندارند.

آلومینیوم که از آلیاژهای آن به عنوان روکش موقت استفاده می‌شود، تمایل زیادی برای ورود به محلول دارد (پتانسیل الکترودی ۱/۳۳+ ولت) اما طلا تمایل چندانی برای ورود به حلال ندارد (پتانسیل الکترودی ۱/۳۶-) (شکل ۱-۲) مایعات دهانی به عنوان الکترولیت عمل می‌کنند و سیستم مشابه یک پیل الکتریکی است.

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

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.

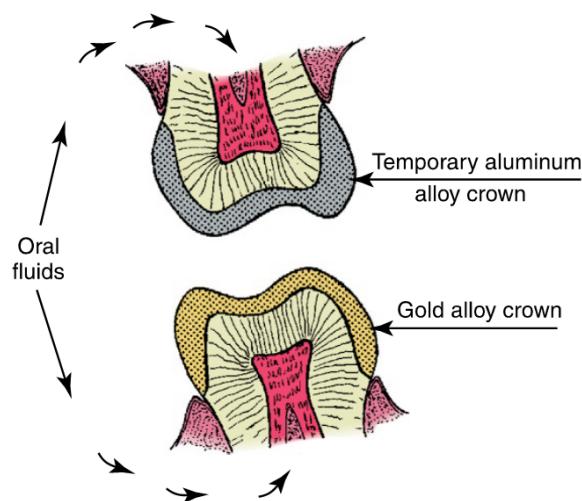


FIG 2-1 Diagrammatic sketch of opposing teeth with a gold crown and a temporary aluminum alloy crown indicating how galvanism can occur.

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 آکریلی 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 بالاتر 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)

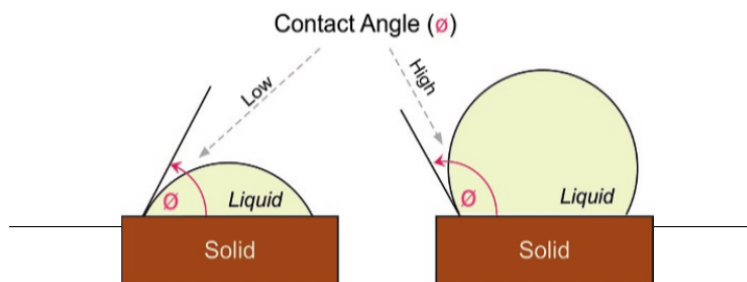


FIG 2-2 Good wetting of a solid by a liquid with a low contact angle (left); poor wetting by a liquid on a solid forming a high contact angle (right).

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.

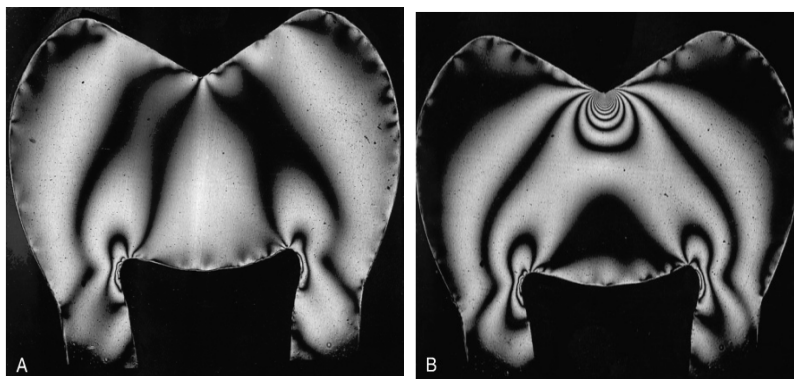


FIG 2-3 Cross-sectional model of a tooth under distributed force (A) and concentrated force (B).

نکته شکل ۲-۳: در شکل سمت چپ اعمال نیروی منتشر و در شکل سمت راست اعمال نیروی متمرکز با استفاده از نورهای پلاریزه نشان داده شده است.

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

نکته جدول ۲-۳: واحدها عبارتند از:

استرس: نیوتن = سطح متر مربع،

استرس: نیوتن بر متر مربع = پاسکال

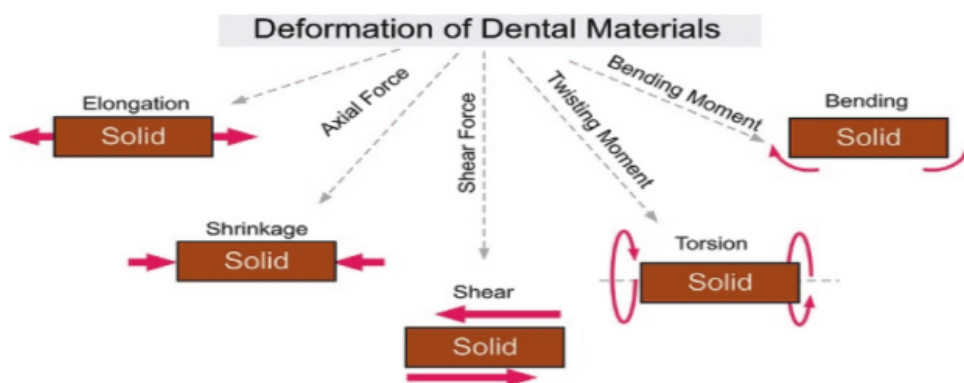


FIG 2-4 Schematic representation of tensile, compressive, shear, twisting, and bending forces and their corresponding deformations.

نکته شکل ۲-۴: نیروهای کششی و فشاری به عنوان نیروهای آگزیکال یا محوری شناخته می‌شوند.