فصل ۲

اصول علم مواد (فصل ۴ رفرنس)

اصول علم مواد

مواد دندانی ترمیمی، در معرض محیط بسیار ناسازگاری قرار دارند که در آن pH، جریان بزاق و بارگذاری مکانیکی به طور مداوم و اغلب سریع در حال نوسان باشد.

درک خصوصیات پلیمرها، سرامیک ها و فلزات در انتخاب و طراحی ترمیم های دندان پزشکی بسیار مهم است.

هیچ خصوصیتی به تنهایی معرف کیفیت یک ماده نیست. چندین ویژگی که به وسیله ی تست های بالینی و آزمایشگاهی استاندارد تعیین شده‌اند، اغلب جهت توصیف کیفیت استفاده می‌شوند.

تست‌های بالینی گران قیمت بوده و انجام آن ها دشوار است. بنابراین تست های آزمایشگاهی معمولا قبل از آزمایشات بالینی انجام می شوند تا مقادیر استانداردی برای مقایسه ی مواد و راهنمایی جهت تفسیر کارآزمایی های بالینی را فراهم کنند. با این حال، استاندارد سازی تست های آزمایشگاهی جهت کنترل کیفیت و امکان مقایسه ی نتایج در بین محققین ضروری است. در صورت امکان نمونه‌های آزمایش بایستی شکل و اندازه ی آن ساختار در محیط بالینی را شبیه سازی کند و فرآیندهای اختلاط و کار با ماده نیز مشابه شرایط معمول کلینیکی باشد.

از نظر بالینی، بسیاری **از ترمیم‌ها به علت شکستگی** یا **تغییر شکل** منجر به شکست می‌شوند. بعضی از ترمیم‌های خوب ساخته شده، به علت شکست مینا یا عاج غیرقابل استفاده می‌شوند. این شکست، **شکست اینترفیس یا سوبسترا** است.

> موفقیت یک ترمیم **تنها به کیفیت فیزیکی** آن بستگی ندارد بلکه به کیفیت **بیوفیزیکی و فیزیولوژیکی** بافت‌های حمایت کننده نیز بستگی خواهد داشت.

خواص فیزیکی شرح داده شده در این فصل شامل خواص مکانیکی، حرارتی، الکتریکی و الکترو شیمیایی، رنگ و خواص نوری می باشد.

خواص مکانیکی

علم مطالعه ی چگونگی تعامل مواد بیولوژیکی و تغییر شکل آن ها، **بیومکانیک** نامیده می شود.

نیرو

نتیجه ی اعمال یک نیرو به جسم، انتقال یا تغییر شکل ماده است که بستگی به سخت یا تغییر شکل پذیر بودن جسم و مهار شدن و یا نشدن آن دارد. اگر جسم مهار شده باشد (مثلا حرکت نکند)، نیرو باعث **دفرمه شدن یا تغییر در شکل** آن می‌شود.

اگر جسم مهار نشده باشد، نیروی اعمال شده باعث حرکت آن می شود.

نیرو بوسیله ی سه ویژگی تعریف می شود: **نقطه‌ی اعمال نیرو**، **بزرگی** و **جهت** اعمال نیرو.

جهت اعمال نیرو، مشخصه‌ی نوع نیرو می باشد. واحد نیرو در سیستم بین المللی واحدها (SI)، نیوتن (N) است.

نیروهای اکلوزالی

حداکثر نیروهای اکلوزالی در محدوده ی 200-3500 نیوتون هستند.

بیشترین میزان نیروهای اکلوزالی در بین دندان‌های بالغین و در ناحیه‌ی **خلفی**، نزدیک به محور مفصل فک پایین می‌باشد که از ناحیه ی مولر به سمت اینسایزورها کاهش می یابد.

در محل **مولرهای اول و دوم** نیرو **از۴۰۰ تا ۸۰۰** نیوتون متغییر بوده و میانگین نیرو در **پرمولرها، کانین و اینسایزورها** به ترتیب در حدود **۳۰۰، ۲۰۰ و ۱۵۰** نیوتن می باشد.

افزایش غیر خطی اما قطعی نیرو از ۲۳۵ تا ۴۹۴ نیوتن در کودکان درحال رشد با افزایش به طور متوسط سالیانه **۲۲ نیوتن** رخ می دهد.

نیروهای وارده بر ترمیم ها

نیروهای اکلوزالی ایجاد شده در بیماران دارای **دنچر پارسیل متحرک** در محدوده‌ی **۲۳۵-۶۵** نیوتن است.

در بیماران با **دنچر کامل متحرک**، متوسط نیرو روی دندان‌های خلفی حدود **۱۰۰** نیوتون و در **اینسایزورها ۴۰** نیوتون می‌باشد. تفاوت سن و جنس در بیماران و همچنین فرم صورت و قدرت عضلات تنوع زیادی در مقادیر نیرو را موجب می‌شوند.

در نظر گرفتن موقعیت در قوس دندانی، دندان‌های مقابل و ظرفیت تولید نیروی بیمار، حین طراحی ترمیم‌ها و **انتخاب مواد** مهم است.

استرس

هنگامی که نیرو به یک جسم مهار شده وارد می شود، جسم در برابر نیرو مقاومت می کند. این واکنش داخلی، دارای مقدار مشابه ولی جهتی مخالف نیروی اعمال شده خارجی می‌باشد و استرس نامیده می شود که معمولا آن را با S یا Q نشان می‌دهند.

هم نیروی وارد شده و هم مقاومت داخلی (استرس)، هر دو بر روی یک سطح از جسم توزیع می شوند.

استرس در یک جسم به عنوان **نیرو بر سطح** تعریف می شود یا استرس برابر است با حاصل تقسیم نیرو بر سطح (stress = force/area).

اندازه گیری مستقیم استرس مشکل است. بنابراین نیرو و سطحی که نیرو به آن وارد شده است اندازه گیری شده و استرس از تقسیم نیرو برسطح محاسبه می شود. بنابراین واحد استرس، واحد نیرو (N) تقسیم بر واحد سطح بوده و معمولا در واحد های SI به صورت پاسکال بیان می شود.

(1 Pa = 1 N/m2 = 1 MN/mm2)

گزارش کردن استرس در واحد مگاپاسکال (Mpa) یا میلیون پاسکال ($1MPa = 10^6$ Pa) رایج است.

استرس در یک ساختار **با نیرو رابطه‌ی مستقیم** و با **سطح رابطه‌ی معکوس** دارد.

بنابراین درنظر گرفتن سطحی که نیرو بر آن وارد می شود مهم است. این موضوع به خصوص در ترمیم‌های دندان پزشکی که سطح اعمال نیرو اغلب بسیار کوچک است، صحیح می باشد. به عنوان مثال سطح تماس کاسپ ها ممکن است تنها دارای سطح مقطعی برابر با ۰/۱۶ تا ۰/۰۱۶ سانتی متر مربع باشد.

استرس‌هایی برابر با چند صد مگاپاسگال در بسیاری از ترمیم‌ها ایجاد می‌شود و یا وقتی که سطح تماس یک کاسپ یا یک سوند دندانپزشکی برای اعمال نیرو استفاده می‌گردد، استرس‌هایی در محدوده‌ی هزاران مگاپاسکال تولید می‌شوند.

FORCE	DEFORMATION	
Axial, tension	Elongation	
Axial, compression	Compression	
Shear	Shear	
Twisting moment	Torsion	
Bending moment	Bending	

FIG. 4.1 Schematic of the different types of stresses and their corresponding deformations.

به همین دلیل تماس‌های پیش رس که در آن‌ها سطوح کوچک تحت تاثیر نیروهای اکلوزالی بزرگ قرار می‌گیرند، بیش از حد مخرب هستند.

در هنگام تنظیم اکلوژن، وجود **همزمان چندین تماس اکلوزالی مطلوب** است. توزیع نیروهای اکلوزالی بر روی سطوح بزرگ، استرس اکلوزال موضعی را کاهش می‌دهد.

انواع استرس

یک نیرو می تواند از هر زاویه یا جهتی وارد شود و اغلب چندین نیرو با یکدیگر ترکیب شده و استرس‌های پیچیده ای را در یک ساختار ایجاد نمایند. منفرد شدن نیرو ها و استرس ها در یک محور واحد، اتفاقی نادر است.

نیروهای اعمال شده می توانند بصورت های زیر باشند با این وجود، تمامی استرس‌ها را می توان به ترکیبی از دو نوع اصلی تقسیم کرد، برشی و محوری.

- **به صورت محوری (axial)**
- **برشی (shear)**
- **خمشی (bending)**
- **چرخشی (torsional)**

کشش (tension): حاصل دو دسته نیرو است که در امتداد یک خط مستقیم اما در **خلاف جهت یکدیگر** هستند و یا هنگامی که جسم از یک طرف مهار شده و از طرف دیگر تحت تاثیر نیرویی در خلاف جهت محل مهار شده قرار میگیرد.

فشار (Compression): حاصل دو دسته **نیروی هم جهت و در امتداد یک خط** مستقیم می‌باشد و یا هنگامی که یک سطح مهار شده و سطح دیگر در معرض نیرویی به سمت محل مهار قرار می‌گیرد، به دست می آید.

برش (shear): حاصل دو دسته **نیروی موازی که در امتداد یک خط مستقیم نیستند**، می‌باشد. چرخش از پیچیدن یک جسم و خمش از یک گشتاور خمش اعمال شده به دست می‌آید. مولکول‌های تشکیل دهنده‌ی جسم، در هنگام اعمال کشش، در برابر جداشدن از یکدیگر مقاومت می‌کنند. در اثر اعمال استرس برشی، بخشی از جسم باید در برابر لغزش بخش دیگر مقاومت کند. این مقاومت ماده به تغییر شکل، نشان دهنده‌ی ویژگی پایه‌ی الاستیسیتی اجسام جامد می‌باشد.

استرین

هر نوع استرسی توانایی ایجاد تغییر شکل مربوطه در جسم را دارا می باشد (شکل ۱-۴).

نیروی کششی موجب تغییر شکل به صورت **افزایش طول در جسم** در امتداد محور اعمال نیرو می شود.

نیروی فشاری باعث **فشردگی یا کوتاه شدن جسم** در امتداد محور اعمال نیرو می شود.

استرین strain(ε) به صورت **تغییر طول بر طول اولیه‌ی جسم** (L) هنگامی که جسم در معرض نیرو است، تعریف می شود.

واحدهای اندازه گیری (طول / طول) طی محاسبه ی استرین حذف می‌شوند.

بنابراین اگر نیرویی به سیم با طول اولیه ی 2mm وارد شده و سیم به طول جدید 2/02 mm برسد، میزان تغییر شکل آن 0/02mm و استرین آن 0.02/2 = 0.01 یا 1% می باشد.

میزان استرین، بر اساس نوع ماده و دامنه‌ی نیروی اعمال شده متفاوت است. توجه داشته باشید که صرف نظر از ترکیب یا ماهیت ماده و علی‌رغم بزرگی و نوع نیروی اعمال شده به ماده، **اعمال هر استرسی منجر به تغییر شکل و استرین خواهد شد**.

استرین یک ملاحضه‌ی مهم در مواد دندانی مانند **سیم‌های ارتودنسی** یا **پیچ‌های ایمپلنت** می‌باشد. چرا که مقادیر زیاد استرین قبل از شکست می‌تواند در آن‌ها ایجاد گردد. سیم‌ها می‌توانند بدون شکستن خم شده و تطابق یابند.

استرین در **مواد قالب گیری** نیز مهم است. زیرا در هنگام خارج شدن از آندرکات بافت‌های سخت، بایستی بدون تغییر شکل دائمی به حالت اولیه ی خود بازگشت پیدا کنند.

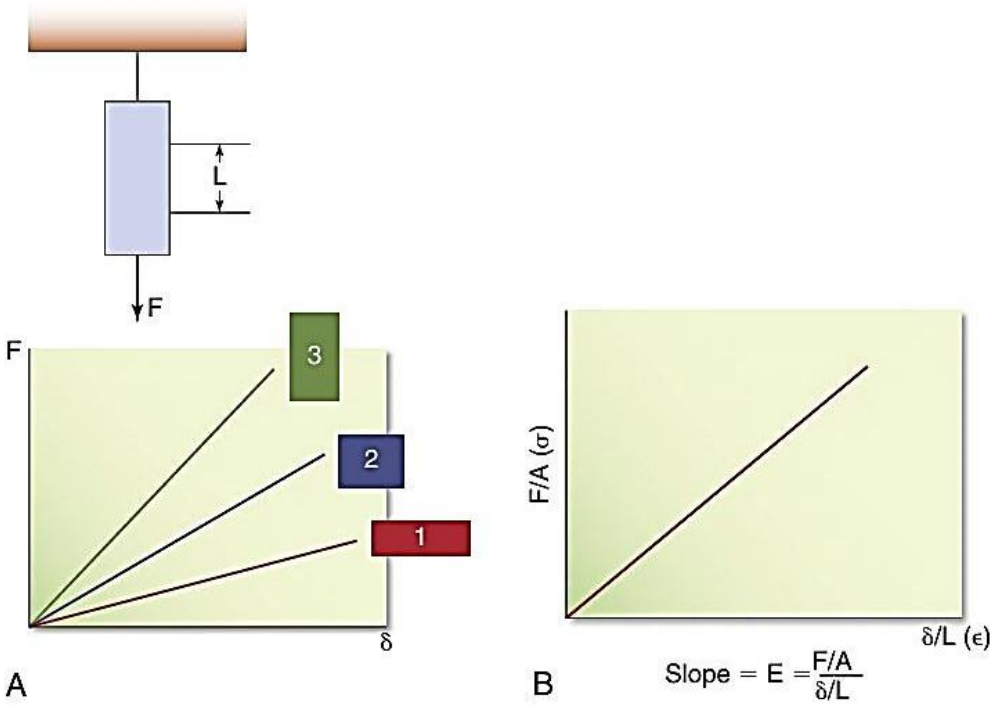

FIG. 4.3 **Force-deformation characteristics.** (A) Force-deformation characteristics for the same material but having different dimensions. (B) Stress-strain characteristics of the same group of bars. The stress-strain curve is independent of the geometry of the bar.

نمودارهای استرس-استرین

اگر ماده‌ای میله‌ای شکل تحت اعمال نیروی f قرار گیرد، دامنه نیرو و تغییر شکل حاصل از آن (δ) را می‌توان اندازه‌گیری نمود. در میله‌ای دیگر از همان ماده اما با ابعاد متفاوت، اعمال همان نیروی اولیه باعث تغییر خصوصیات نیرو- تغییر شکل متقارن می‌شود (شکل A 4-3).

اما اگر نیروی اعمال شده (استرس) توسط سطح مقطع A میله و میزان تغییر شکل (استرین) توسط طول اولیه‌ی نمونه استاندارد شود، **منحنی استرس- استرین حاصل از آن به ژئومتری نمونه بستگی نخواهد داشت** (شکل B 4-3).

بنابراین بهتر است که به جای خصوصیات نیرو –تغییر شکل، رابطه‌ی استرس - استرین یک ماده گزارش شود. رابطه‌ی استرس-استرین یک ماده ی دندانی را می‌توان به وسیله‌ی اندازه گیری نیرو و تغییر شکل و سپس محاسبه‌ی استرس و استرین مطالعه نمود.

بایستی نیرو در هنگام آزمایش مواد، با **سرعتی یکنواخت اعمال شده** و **تغییر شکل نیز با سرعتی یکنواخت** صورت گیرد.

یک دستگاه تست یونیورسال معمول می تواند مواد را در حالت های کشش، فشار یا برش ارزیابی کند.

به صورت قراردادی، **استرین بر روی محور افقی نمودار x** به عنوان یک **متغییر مستقل** در نظر گرفته می شود.

زیرا بسیاری از تست ها با کنترل استرین، انجام می شوند که در آن ها استرین ثابتی به نمونه اعمال شده **و نیروی حاصله** به عنوان **متغییر وابسته یا محور y** اندازه گیری می شود.

فرض بر این است که در محاسبه‌ی استرس، سطح مقطع نمونه در طول آزمایش ثابت می ماند وبا این فرض، به نام منحنی استرس-استرین مهندسی خوانده شده و استرس ها بر اساس سطح مقطع اولیه محاسبه می شوند.

هنگامی که نیروهای بزرگی اعمال شده و یا جسم تحت آزمایش کشش است، ممکن است حین آزمایش سطح مقطع نمونه به طور قابل توجهی تغییر نماید.

اگر طی آزمایش سطح مقطع کاهش یابد، **استرس واقعی بیش** از **استرس مهندسی** خواهد بود. زیرا مخرج کسر کوچکتر است. در بسیاری از تست های مکانیکی به خصوص در انواعی که ابعاد نمونه کوچک است، سطح مقطع اولیه جهت محاسبه ی استرس استفاده می شود. زیرا اندازه گیری سطح مقطع نمونه همزمان با تغییر آن در حین آزمایش اغلب بسیار مشکل است. در این بخش در معرفی نمودارهای استرس –استرین بدست آمده از کشش، از استرس مهندسی استفاده شده است.

حد تناسب

حد تناسب که عبارت است از **بالاترین استرسی** که در آن نمودار استرس-استرین **یک خط مستقیم** است که در این خط استرس با استرین رابطه ی خطی دارد.

در **زیر حد تناسب** ,(S_{PL} or σ_{PL})، هیچگونه تغییر شکل دائمی در ساختار ماده اتفاق نمی افتد. با حذف نیرو، **جسم به ابعاد اولیه ی خود باز می‌گردد. در زیر حد تناسب**، ماده ماهیت **الاستیک** دارد. ناحیه ی قبل حد تناسب در نمودار استرس-استرین، **ناحیه ی الاستیک** نامیده می شود.

هنگامی که استرسی **بیش از حد تناسب** به یک جسم وارد شود، استرین **غیر قابل برگشت یا دائمی** رخ می‌دهد. ناحیه ی فراتر از حد تناسب در نمودار استرس-استرین، **ناحیه ی پلاستیک** نامیده می شود.

این خصوصیت اشاره به مواد الاستیک خطی مانند بسیاری از فلزات دارد که در آن‌ها رابطه‌ی بین استرس و استرین تا حد تناسب خطی بوده و پس از آن غیرخطی می باشد.

مواد **سوپر الاستیک** رفتار **الاستیک غیر خطی** از خود نشان می‌دهند. رابطه ی بین استرس و استرین در ناحیه‌ی الاستیک این مواد خطی نیست اما حذف نیرو منجر به بازگشت استرین به نقطه ی صفر می گردد.

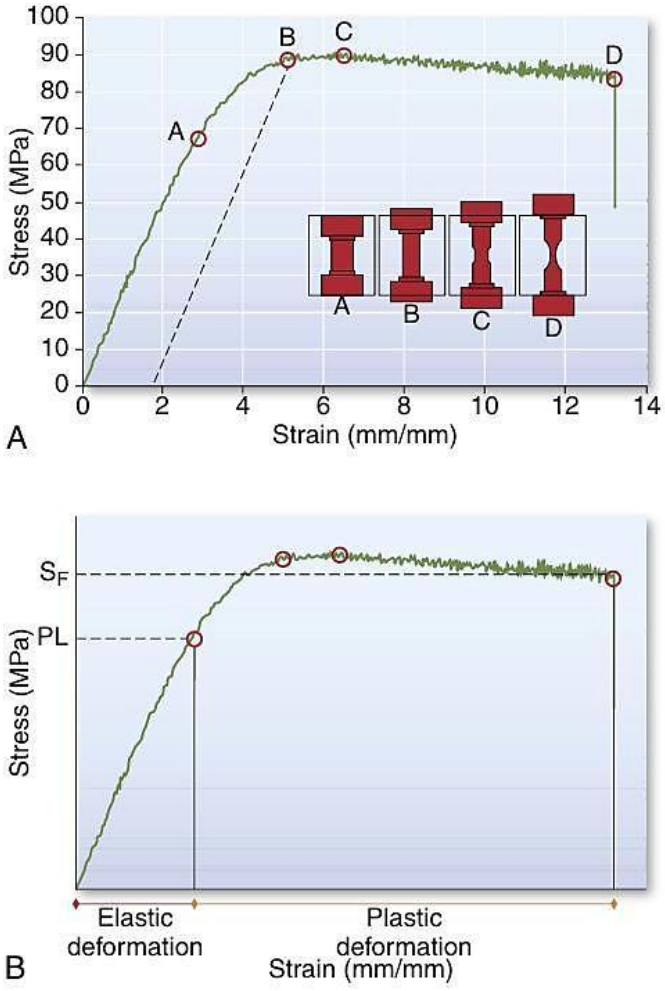

FIG. 4.5 **Plotting stress-strain curves.** (A) Stress-strain curve for a material subjected to tensile stress. Specimens illustrate amount of deformation at each point *(A–D)*. (B) Elastic deformation is exhibited up to the proportional limit *(PL)* and plastic deformation is exhibited from PL to the failure point, where we register the stress at failure *(S^F)*.

حد الاستیک

حد الاستیک: عبارت است از **حداکثر استرسی** که **یک ماده بدون تغییر شکل دائمی** تحمل می کند.

در **مواد الاستیک خطی**، **حد تناسب** و **حد الاستیک** (S_{EL} or σ_{EL}) استرس **مشابهی** در ساختار را ارائه می دهند و اغلب این واژه ها به جای یکدیگر با توجه به استرس درگیر استفاده می شوند.

استثناء هنگامی است که مواد سوپرالاستیک مدنظر باشند. با این حال به یاد داشتن این نکته ضروریست که این دو اصطلاح در مفاهیم پایه با یکدیگر متفاوت هستند. یکی از آن ها در رابطه با تناسب استرین به استرس در ساختار است. درحالی که دیگری رفتار الاستیک ماده را توصیف می کند.

مقادیر حد تناسب و حد الاستیک بدست آمده در **کشش** برای یک ماده یکسان در مقایسه با **فشار** **متفاوت** خواهد بود.

می‌توان مفهوم رفتار الاستیک و پلاستیک را بوسیله‌ی یک مدل شماتیک ساده از تغییر شکل اتم‌ها در یک جامد تحت استرس نشان داد (شکل‌های ۶-۴ و ۷-۴). اتم‌ها در شکل 4-6 A بدون استرس و در شکل 4-6 B تحت استرس پایین‌تر از حد تناسب نشان داده شده‌اند. باحذف استرس نشان داده شده در شکل B، اتم‌ها به موقعیت خود در شکل A بر می‌گردند که نشان دهنده‌ی قابل برگشت بودن تغییر شکل است. هنگامی که استرس بیشتر از حد تناسب باشد، اتم‌ها به موقعیت نشان داده شده در شکل 4-7 B حرکت کرده و با حذف استرس، در موقعیت جدید باقی می‌مانند. این امر نشان دهنده‌ی یک تغییر شکل دائمی غیر قابل برگشت می‌باشد. وقتی که استرس کمتر از حد الاستیک یا حد تناسب باشد، استرین قابل برگشت بوده و وقتی که استرس بیشتر از حد تناسب یا حد الاستیک باشد، یک استرین دائمی یا غیر قابل برگشت در جسم رخ می‌دهد.

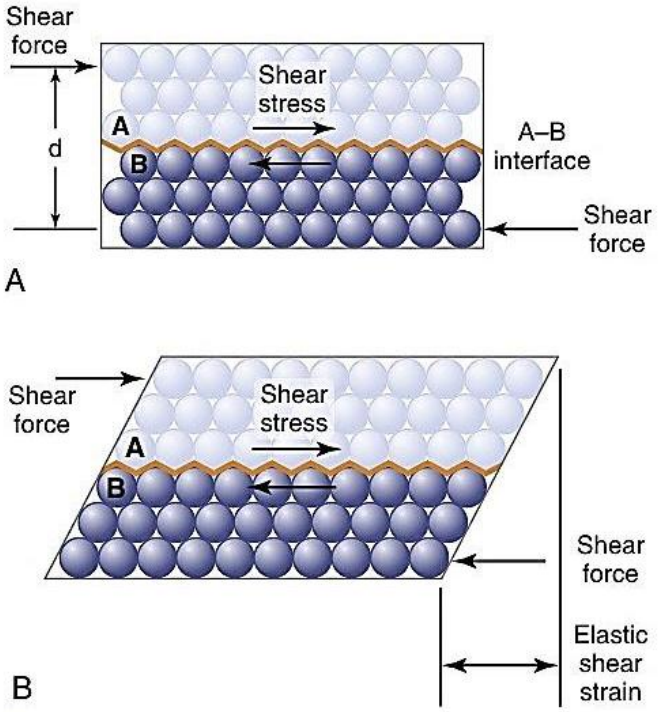

FIG. 4.6 **Sketch of an atomic model showing atoms in original position (A) and after elastic deformation (B).** (*Modified from Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis: Saunders; 2003:79.*)

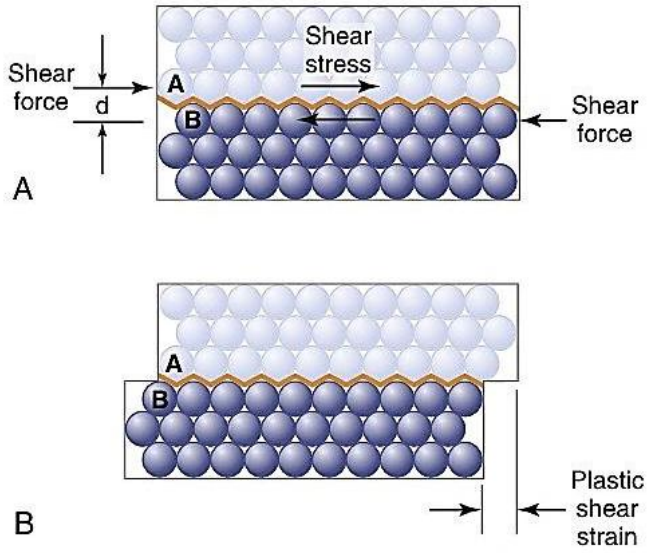

FIG. 4.7 **Sketch of an atomic model showing atoms in original position (A) and after plastic deformation (B).** (*Modified from Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis: Saunders; 2003:79.*)

تعاریف مهم فصل

موفقیت یک ترمیم **تنها به کیفیت فیزیکی** آن بستگی ندارد بلکه به کیفیت **بیوفیزیکی و فیزیولوژیکی** بافت های حمایت کننده نیز بستگی خواهد داشت.

استرس در یک جسم به عنوان **نیرو بر سطح** تعریف می شود یا استرس برابر است با حاصل تقسیم نیرو بر سطح (stress = force/area).

استرین strain(ε) به صورت **تغییر طول بر طول اولیه ی جسم** (L) هنگامی که جسم در معرض نیرو است، تعریف می شود.

حد تناسب که عبارت است از **بالاترین استرسی** که در آن نمودار استرس-استرین **یک خط مستقیم** است که در این خط استرس با استرین رابطه ی خطی دارد.

حد الاستیک: عبارت است از **حداکثر استرسی** که **یک ماده بدون تغییر شکل دائمی** تحمل می کند.

استحکام تسلیم عبارت است از **استرسی** که در آن ماده دچار **تغییر شکل پلاستیک** شده و **میزان معینی استرین دائمی** وجود دارد.

استرس یا **استحکام کششی نهایی** (UTS) برابر است با **حداکثر استرسی** که ماده می تواند **قبل از آن** که تحت کشش دچار **شکست** گردد، تحمل کند.

استحکام شکستگی یا استرس شکستگی (S_F or σ_F) عبارت است از **استرسی** که در آن یک ماده ی شکننده دچار **شکستگی** می‌گردد.