

Grupo:

Alexia Toledo de oliveira
Aline Pereira de Menezes
Aline Piruna martins
Ana Beatriz Ayancan
Ana Karoline dos Santos
Ana Lucia Correa Figueiredo
Ana Paulo Caitano dos Santos
Ana Victoria Saboia
Angela Beatriz pereira
Ariela Alves Lima
Bruna Hernandes Rodrigues

**Edited by Foxit PDF Editor
Copyright (c) by Foxit Corporation, 2003 - 2010
For Evaluation Only.**

4 Propriedades Mecânicas dos Materiais Dentários

- O Que São Propriedades Mecânicas?
- Tensões e Deformações
- Propriedades Mecânicas Embasadas em Deformações Elásticas
- Propriedades de Resistência
- Propriedades Mecânicas da Estrutura Dental
- Forças e Tensões Mastigatórias
- Outras Propriedades Mecânicas
- Fatores de Concentração de Tensões
- Critérios para Seleção de Materiais Restauradores

O QUE SÃO PROPRIEDADES MECÂNICAS?

Este capítulo enfoca as propriedades mecânicas dos materiais dentários. As propriedades mecânicas são definidas pelas leis da mecânica, isto é, a ciência física que lida com a energia e forças e seus efeitos nos corpos. Esta discussão centra-se principalmente em corpos estáticos — aqueles em repouso — ao invés de corpos dinâmicos, que estão em movimento.

Um fator importante no desenho de uma prótese dental é a *resistência*, a propriedade mecânica que assegura que a prótese serve às funções para as quais foi desenhada de maneira adequada, segura e por um razoável período de tempo. De modo geral, a *resistência* se refere à habilidade da prótese de resistir a forças aplicadas (cargas) sem que haja fratura ou deformação excessiva. A deformação excessiva pode resultar quando uma tensão limitante (força por unidade de área) na prótese é excedida devido a uma rigidez inadequada (módulo de elasticidade) do material protético.

Ao final da seção sobre fatores de concentrações de tensões, você deve ter desenvolvido algum conceito a respeito das causas da fratura de materiais restauradores e um entendimento das modificações de desenho que podem melhorar a resistência à fratura de restaurações e próteses na cavidade oral. Este conhecimento também poderá lhe ajudar no diagnóstico das causas em potencial para insucessos clínicos, quer sejam causados por deficiências dos materiais, erros humanos ou fatores relacionados com o paciente.

Uma análise do potencial de falha de uma prótese sob forças aplicadas deve ser relacionada com as propriedades mecânicas do material protético. Propriedades mecânicas são respostas

mensuradas, ambas elásticas (reversíveis após a retirada da força) e plásticas (irreversíveis ou não-elásticas), dos materiais sob uma força aplicada ou distribuição de tensões. A categoria de propriedades físicas é o grupo das propriedades mecânicas que são expressas mais comumente em unidades de tensão e deformação. Elas podem representar mensurações de (1) deformações elásticas ou reversíveis, isto é, *limite proporcional*, *resiliência* e *módulo de elasticidade*; (2) deformações plásticas ou irreversíveis, por exemplo, *percentual (porcentagem) de alongamento*; ou (3) a combinação de deformações plásticas e elásticas, tais como *tenacidade* e *limite de escoamento*. Para discutir essas propriedades, devem-se compreender primeiro os conceitos de tensão e deformação.

TENSÕES E DEFORMAÇÕES

Tensão é a força pela unidade de área atuando em milhões de átomos ou moléculas em um dado plano de um material. Excetuando-se algumas situações de flexão, tais como corpos de prova submetidos à flexão de quatro pontos, e certos objetos de formato não-uniforme, a tensão tipicamente diminui em função da distância da área da força ou da pressão aplicada. A *resistência* de um material é definida como o nível médio de tensão em que um material exibe uma certa quantidade de deformação plástica ou o ponto em que ocorre fratura em vários corpos de prova de mesmo formato e tamanho. Entretanto, a resistência clínica de materiais friáveis (como cerâmicas, amálgamas, compósitos e cimentos) pode aparentar ser baixa quando grandes defeitos estiverem presentes ou se áreas de concentração de tensões existirem devido ao desenho incorreto de um componente protético (como um pequeno corte através de uma seção de um

grampo de uma prótese parcial). Sob estas condições, uma prótese pode fraturar sob uma força aplicada muito inferior à resistência do material, porque tensões localizadas excedem a resistência do material em um local crítico do defeito ou área de concentração de tensões.

Quando um paciente mastiga com uma coroa de ouro, a estrutura atômica da coroa é ligeiramente deformada pelas forças de mastigação. Se somente deformações do tipo elástica ocorrerem, a superfície da coroa irá recuperar-se completamente quando as forças forem removidas. Tensões elásticas em materiais dúcteis, como as ligas de ouro, não causam deformações permanentes. Tensões plásticas, por outro lado, causam deformação permanente e podem ser de intensidade suficiente para causar fratura. Entretanto, para materiais frágeis que exibem apenas deformações elásticas e nenhuma deformação plástica, tensões ligeiramente acima ou equivalentes à tensão elástica máxima resultam em fratura. O entendimento das propriedades mecânicas dos materiais dentários é importante para o dentista durante o planejamento e ajuste das próteses. As diferenças entre as propriedades são mais fáceis de se visualizar através da utilização de um diagrama de tensão-deformação, como descrito adiante.

Quando uma força externa atua em um corpo sólido, uma reação oposta a esta força ocorre, sendo de igual magnitude, mas de direção oposta. A força aplicada dividida pela área em que esta força atua no corpo equivale ao valor da tensão produzida na estrutura. A força de tração produz *tensões de tração*, uma força compressiva produz *tensões de compressão*, e uma força de cisalhamento produz *tensões de cisalhamento*. Uma força de flexão pode produzir todos os três tipos de tensão em uma estrutura, mas na maioria dos casos a fratura ocorre decorrente do componente de tração. Nesta situação, as tensões de tração e compressão são as principais, enquanto a tensão de cisalhamento resulta de uma combinação de componentes de tração e compressão.

Sempre que uma tensão estiver presente, uma deformação será induzida. Como exemplo, consideremos que uma força de alongamento ou tração de 200 N seja aplicada a um fio de área transversal de $0,000002 \text{ m}^2$. A *tensão de tração* (σ), por definição, constitui a força de tração por unidade de área perpendicular à direção da força,

$$\sigma = \frac{200 \text{ N}}{0,000002 \text{ m}^2} = 100 \times 10^6 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = 100 \frac{\text{MN}}{\text{m}^2} = 100 \text{ MPa}$$

Devido ao fato de o fio ter se fraturado nesse nível de tensão, a resistência à tração desse material é de 100 MPa. No sistema inglês de mensuração, a tensão é expressa em libras por polegadas quadradas. Entretanto, a unidade megapascal é preferida por ser consistente com o sistema internacional (SI) de unidades. (SI quer dizer *Système International d'Unités* [Sistema Internacional de Unidades] para comprimento, tempo, corrente elétrica, temperatura, intensidade luminosa, massa e quantidade de substância.)

Se o fio em questão possuir 0,1 m de comprimento, e se esticar 0,001 m sob a carga mencionada anteriormente, a deformação (ϵ), por definição, constitui a alteração em comprimento, Δl , por unidade de comprimento original, l_0 , ou

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{0,001 \text{ m}}{0,1 \text{ m}} = 0,0001 \frac{\text{m}}{\text{m}} = 0,0001 = 0,01\%$$

Agora, podemos concluir que o fio se fratura sob tensões de 100 MPa e a uma *deformação de tração* de 0,01%. Observe que, embora a deformação seja quantitativamente adimensional, unidades como metro por metro ou centímetro por centímetro são comumente utilizadas para lembrar o sistema de unidades empregado na verdadeira mensuração. O equivalente aceito no sistema inglês é de polegada por polegada, pés por pés, e assim por diante.

QUESTÃO CRÍTICA

Por que a deformação elástica máxima de uma liga para fundição de uma haste de coroa constitui um importante fator durante a brunidura de uma margem? Utilize um diagrama entre o coroa e a margem do dente ou um gráfico tensão-deformação para explicar sua resposta.

A *deformação* pode ser tanto elástica quanto plástica ou uma combinação de ambas. Uma *deformação elástica* é reversível: desaparece quando a força é removida. Uma *deformação plástica* representa uma deformação permanente do material que nunca se recupera quando a força é removida. Quando um componente protético como o braço de um grampo de uma prótese parcial é deformado além do seu limite elástico, indo para a região de deformação permanente, somente a deformação elástica será recuperada quando a força for removida. Portanto, quando é feito um ajuste pelo dobramento de um fio ortodôntico e a força é removida, de uma margem de uma coroa metálica, ou de um grampo de uma prótese, a deformação plástica será permanente, mas o fio, a margem da coroa ou o grampo, retorna em pequena parte a recuperação da porção elástica da deformação.

Como foi mencionado anteriormente, uma tensão pode ser definida de acordo com sua natureza e sua magnitude. Através de suas direções de aplicação de força, três tipos "simples" de tensões podem ser classificados: *tração*, *compressão* e *cisalhamento*. Condições para tensões complexas que sejam produzidas por forças de flexão ou torção são discutidas na seção de tensões de flexão.

Tensões de Tração. Uma *tensão de tração* é causada por uma carga que tende a esticar ou alongar um corpo. Uma tensão de tração está sempre acompanhada por uma *deformação de tração*. Existem poucas tensões puramente de tração na odontologia e componentes de tensões de tração podem ser gerados quando estruturas são flexionadas e mesmo quando cargas compressivas são aplicadas. A deformação de uma ponte e a compressão diametral de um cilindro, que serão descritas posteriormente, representam exemplos dessas situações de tensões complexas. Em prótese fixa, uma bala *jujuba* é utilizada devido à sua natureza adesiva para se remover coroas por meio de uma força de tração quando os pacientes tentam abrir a boca. Entretanto, tensões de tração, compressão e cisalhamento podem também ser produzidas por uma força de flexão como mostra a Fig. 4.1 e como discutido nas seções seguintes.

Tensões de Compressão. Se um corpo é colocado sob uma carga que tende a encurtá-lo, a resistência interna a esta carga é denominada *tensão de compressão*. Uma tensão de compressão está associada a uma *deformação compressiva*. Para se calcular tanto a tensão de tração quanto a tensão compressiva, a força

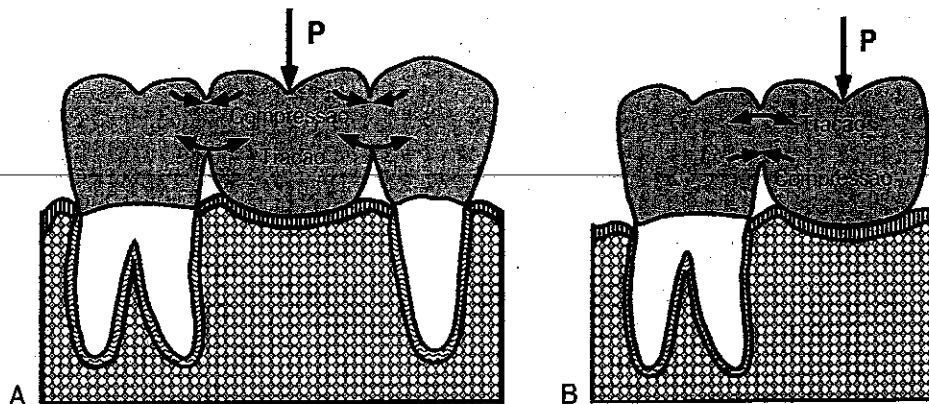


Fig. 4.1 Tensões induzidas em uma ponte de três elementos (A) por uma força de flexão (dobramento) (P). Tensões induzidas em uma ponte de dois elementos em cantiléver são mostradas em B. Observe que tensões de tração se desenvolvem no lado gengival da ponte de três elementos e na porção oclusal da ponte em cantiléver.

aplicada é dividida pela área transversa perpendicular à direção da força.

QUESTÃO CRÍTICA

Embora a resistência da adesão ao cisalhamento de sistemas de adesão dental seja comumente anunciada, a maioria dos estudos de teste de resistência não incluem a falha devido a tensões por tensão de cisalhamento. Quais outros fatores que poderiam prevenir a ocorrência de uma falha puramente por cisalhamento?

QUESTÃO CRÍTICA

Por que as estruturas que são fixadas permanentemente falham na superfície que expõem o fluido de ligação dentária?

Tensões de Cisalhamento. Uma *tensão por cisalhamento* tende a resistir ao deslocamento de uma porção de um corpo sobre outro. Tensões de cisalhamento podem também ser produzidas pela torção de um material. Por exemplo, se uma força for aplicada ao longo da superfície do esmalte dental por um instrumento de ponta afiada, paralelamente à interface entre o esmalte e um *bracket* ortodôntico, este poderá se soltar por uma falha de tensão por cisalhamento do agente de cimentação resinoso. A tensão por cisalhamento é calculada pela divisão da força pela área paralela à direção da força.

Na cavidade oral, uma falha por cisalhamento dificilmente ocorrerá em muitos materiais friáveis devido às superfícies restauradas dos dentes serem geralmente de superfícies morfológicas rugosas e, não, planas. A presença de chanfros, biséis ou alterações de curvaturas em uma superfície dental aderida pode tornar difícil acontecer uma falha por tensão de cisalhamento. Mais ainda, para se produzir uma falha por cisalhamento, a força aplicada deve ser localizada imediatamente adjacente à interface, como mostrado na Fig. 4.2B. Isto é muito difícil de se conseguir, mesmo em condições experimentais, onde superfícies planas são utilizadas. Quanto mais longe de uma interface a força for aplicada, maior tendência haverá para uma falha por tração em vez de falha por cisalhamento pelo fato de o potencial para tensões por flexão aumentar nessas situações. Devido ao fato de uma superfície convexa indicar uma ação de alongamento, tensões de tração são produzidas. Como a resistência à tração de materiais friáveis é usualmente menor do que seus valores de resistência ao cisalhamento, a falha por cisalhamento é mais difícil de ocorrer.

Tensões por Flexão. Exemplos de *tensão por flexão* que é produzida em uma ponte de três elementos e uma de dois elementos do tipo cantiléver são ilustrados nas Figs. 4.1A e 4.1B, respectivamente. Este tipo de tensão é produzido por força de flexão sobre aparelhos odontológicos de duas maneiras: (1) submetendo a estrutura como uma ponte fixa à carga por três pontos, onde os pontos finais são fixos e uma força é aplicada entre estes pontos finais, como visto na Fig. 4.1A; e (2) submetendo uma estrutura em cantiléver, que seja sustentada em apenas uma extremidade, a uma carga ao longo de qualquer parte da seção sem suporte como visto na Fig. 4.1B. Mais ainda, quando um paciente morde uma maçã, os dentes anteriores recebem forças direcionadas em um ângulo relativo aos seus longos eixos, portanto criando tensões de flexão na estrutura dental.

Como visto na Fig. 4.1A, tensões por tração desenvolvem-se na porção gengival da ponte, e tensões compressivas na porção oclusal. Entre estas duas áreas, temos o eixo neutro que representa um estado de nenhuma tensão, seja de tração ou de compressão. Para uma ponte do tipo cantiléver como mostra a Fig. 4.1B, a tensão máxima de tração se desenvolve na superfície oclusal ou na superfície que se torna mais convexa (indicando uma ação de alongamento). Se você puder visualizar esta unidade empenando-se para baixo em direção ao tecido subjacente, a superfície superior ficará mais convexa ou alongada (região de tração), e a superfície oposta ficará comprimida. De acordo com o que foi explicado na seção concernente à concentração de tensões, essas áreas de tensão representam locais em potencial para a iniciação de fraturas na maioria dos materiais, porém especialmente em materiais friáveis que possuem pouco ou nenhum potencial de deformação plástica.

Mostrado na Fig. 4.2, temos um sistema ou modelo de dois materiais aderidos com os átomos brancos do material A mostrados acima da interface e os átomos sombreados do material B mostrados abaixo da interface. Os átomos estão representados por seis planos de átomos, embora as estruturas dentais possuam milhões de planos de átomos. Entretanto, os princípios de tensão

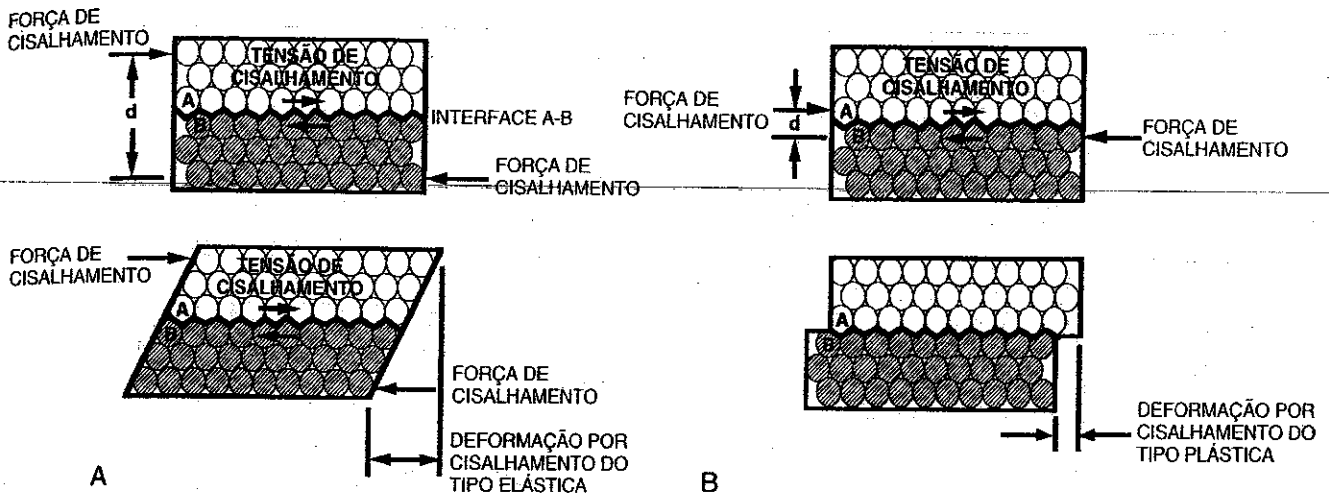


Fig. 4.2 Modelo atômico ilustrando uma deformação por cisalhamento do tipo elástica (A) e deformação por cisalhamento do tipo plástica (B).

e deformação sob tensão se aplicam a ambos os casos. Na porção superior da Fig. 4.2A, uma força de cisalhamento é aplicada a uma distância $d/2$ da interface A-B. À medida que esta força aumenta em magnitude, ela produz primeiro uma deformação elástica de cisalhamento que iria retornar a zero se a força de cisalhamento fosse removida (porção inferior). Como mostrado na Fig. 4.2B, se a força de cisalhamento aumentasse suficientemente na superfície externa, uma deformação plástica ou permanente iria ser produzida. Neste caso, a força é aplicada mais perto ou ao longo da interface A-B e não a distância, como visto na Fig. 4.2A. Devido a esta força ser aplicada ao longo da interface, tensões de cisalhamento e deformações resultantes deste tipo de tensão irão se desenvolver somente na região da interface, e somente deformação plástica localizada ocorrerá. Na porção inferior da Fig. 4.2B, a força foi removida, e a deformação permanente de um espaço atômico ocorreu.

mostrados na figura, que representa um diagrama da verdadeira tensão versus deformação, devido ao fato de a força ter sido dividida pela alteração da área do corte transversal (porção representativa) à medida que o fio era esticado. A região de linha reta representa uma reversível deformação elástica, porque a tensão permanece abaixo do limite proporcional de 1.020 MPa, e a região curva representa uma irreversível deformação plástica que não se recupera quando o fio se fratura sob uma tensão de 1.625 MPa. Entretanto, a deformação elástica é totalmente reversível ou recuperada quando a força é removida ou quando o fio se fratura. Podemos ver isto facilmente ao entortar um fio de arame em nossas mãos um pouco e, então, reduzir a força. O fio irá retornar ao seu formato original à medida que a força diminui até zero e considerando-se que a tensão induzida não tenha ultrapassado o limite proporcional.

Este princípio de recuperação elástica encontra-se ilustrado na Fig. 4.4, um procedimento de brunidura de uma margem

PROPRIEDADES MECÂNICAS EMBASADAS EM DEFORMAÇÕES ELÁSTICAS

Existem várias propriedades mecânicas e parâmetros importantes que são medidas da deformação reversível ou comportamento elástico dos materiais dentários. São o módulo de elasticidade (módulo de Young ou módulo elástico), módulo dinâmico de Young (determinado pela mensuração da velocidade de onda ultra-sônica), módulo de cisalhamento, flexibilidade, resiliência e relação de Poisson. Outras propriedades que são determinadas no fim da região elástica de uma curva tensão/deformação (limite proporcional, limite elástico e limite convencional de escoamento) serão descritas na seção seguinte sobre propriedades de resistência.

Módulo de Elasticidade (Módulo de Young ou Módulo Elástico). O termo módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez de um material, que é medida pela curva da porção elástica de um diagrama tensão/deformação. Mostrado na Fig. 4.3, temos um diagrama tensão/deformação para um fio ortodôntico de aço inoxidável que foi submetido a um teste de tração. A resistência máxima à tração, limite de escoamento (convencionado a 0,2%), limite proporcional e módulo de elasticidade estão sendo

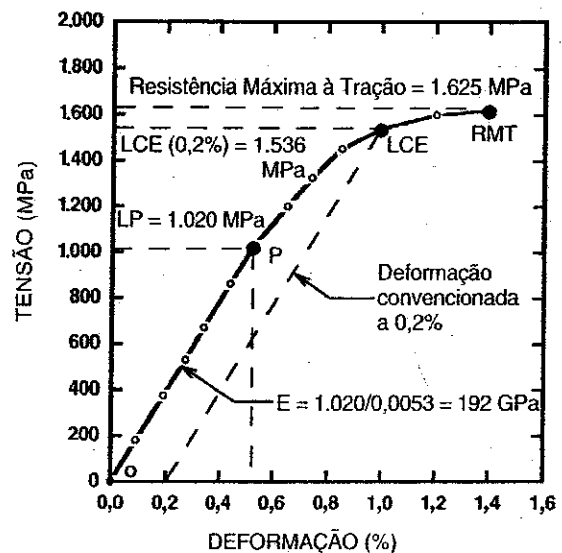


Fig. 4.3 Diagrama tensão-deformação para um fio ortodôntico de aço inoxidável que foi submetido à tração. O limite de proporcionalidade (LP) é de 1.020 MPa. Embora não seja mostrado, o limite elástico é aproximadamente igual a este valor. O limite convencional de escoamento (LCE) a uma deformação convencionalizada a 0,2% a partir da origem (O) é de 1.536 MPa e a resistência máxima à tração (RMT) é de 1.625 MPa. Um valor para módulo de elasticidade (E) de 192.000 MPa foi calculado pela inclinação da região elástica.

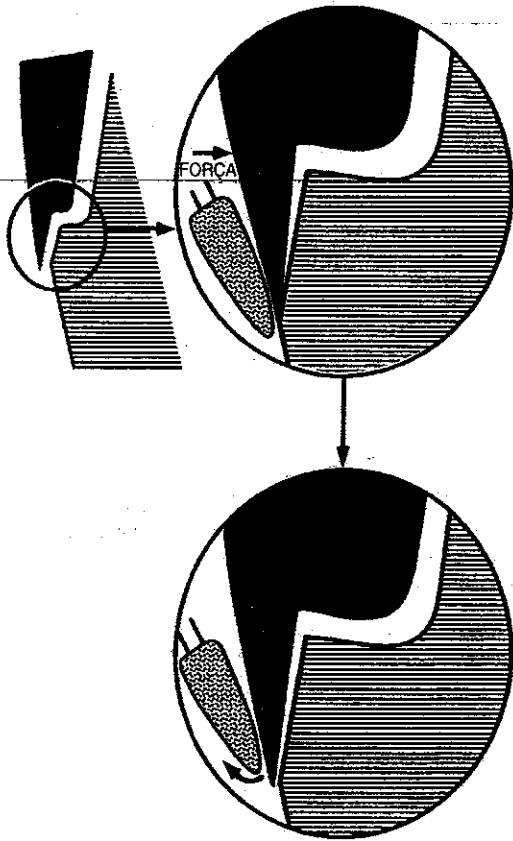


Fig. 4.4 Ilustração esquemática de um procedimento para se fechar uma margem aberta de uma coroa metálica (topo, esquerda) através do brunimento com um instrumento rotatório (topo, direita). Observe que, após a remoção da pedra rotatória (embaixo), a deformação elástica foi recuperada e uma discreta discrepância marginal permanece.

metálica aberta (topo, esquerda), no qual uma pedra montada abrasiva é mostrada girando de encontro à margem de metal (topo, direita) para se fechar o "gap" (espaço ou discrepância) marginal como resultado do somatório de deformações elástica e plástica. Entretanto, após a força ter sido removida, a margem retorna em quantidade equivalente ao total da deformação elástica. Somente através da remoção da coroa de um dente ou troquel podemos obter o total vedamento de uma margem. Pelo fato de necessitarmos deixar um espaço de pelo menos 25 μm para o agente cimentante, o brunimento total feito no dente ou troquel é adequado, uma vez que a quantidade de recuperação resultante de uma deformação elástica é relativamente pequena.

Um diagrama de tensão/deformação é mostrado na Fig. 4.5 para o esmalte e a dentina que foram submetidos a um teste simulado de compressão. Essas curvas foram construídas a partir de valores típicos de módulo de elasticidade, limite proporcional e resistência máxima à compressão reportados na literatura científica. Se a tensão de tração da Fig. 4.3 ou a tensão de compressão (abaixo do limite proporcional) da Fig. 4.5 for dividida pelo valor correspondente de deformação, isto é, tensão de tração/deformação resultante de tração ou tensão de compressão/deformação resultante de compressão, uma constante de proporcionalidade será obtida, sendo conhecida como *módulo de elasticidade*, *módulo elástico* ou *módulo de Young*. Estes termos são designados pela letra *E*. A inclinação da região de linha reta (porção elástica) do diagrama de tensão-deformação constitui a medida da relativa *rigidez* de um material. Valores diferentes de limite proporcional, módulo de elasticidade e resistência

máxima à compressão têm sido reportados para o esmalte e a dentina, dependendo da área do dente do qual as amostras foram obtidas. Repare que o limite proporcional, a resistência máxima à compressão e o módulo de elasticidade para o esmalte são maiores do que os valores correspondentes para a dentina (ver Fig. 4.5). De fato, o módulo de elasticidade do esmalte é cerca de três vezes maior do que o da dentina e, dependendo do estudo citado, pode ser até sete vezes maior. Entretanto, a dentina é capaz de suportar uma deformação plástica significativa sob cargas compressivas antes que fracture. Portanto, o esmalte é um material mais rígido e frágil (friável) que a dentina. De modo contrário, a dentina é mais flexível e tenaz.

O módulo de elasticidade de um material é uma constante e não é afetado pela quantidade de tensão plástica ou elástica que possa ser induzida em um material. Logo, o módulo de elasticidade independe da ductilidade de um material, e não constitui uma medida de resistência do material. Embora um teste de compressão tenha sido selecionado para se medir as propriedades de estruturas dentais na Fig. 4.5, o módulo de elasticidade também pode ser medido através de um teste de tração.

Como o módulo de elasticidade representa a relação de tensões elásticas em função das deformações elásticas, ele segue o princípio de que quanto mais baixo for a deformação para um determinado valor de tensão, maior será o valor do módulo de elasticidade. Por exemplo, se um fio for mais difícil de se entortar do que outro fio de mesmo tamanho e formato, uma tensão consideravelmente maior deverá ser induzida antes que uma desejada deformação possa ser produzida no fio mais rígido. Um material como este, comparativamente, iria possuir um alto módulo de elasticidade. O módulo de elasticidade é representado por unidades de força divididas por área, tipicamente, giganewtons por metro quadrado (GN/m^2) ou gigapascals (GPa). Esta propriedade está indiretamente relacionada com as outras propriedades mecânicas. Por exemplo, dois materiais podem possuir o mesmo limite proporcional, porém módulos de elasticidade que diferem consideravelmente.

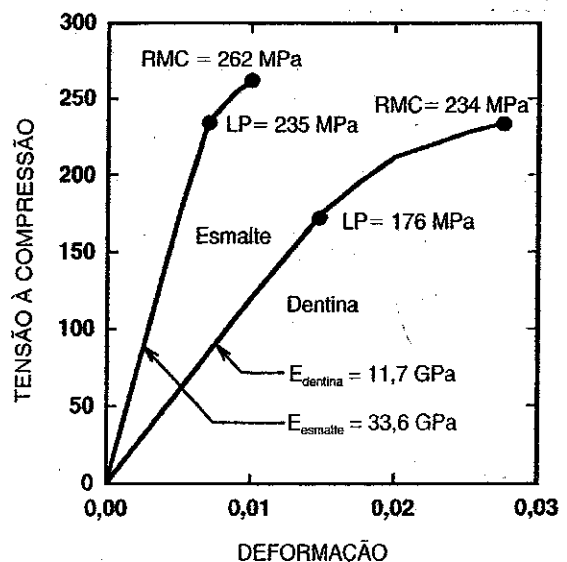


Fig. 4.5 Gráfico tensão-deformação para esmalte e dentina que foram submetidos à compressão. Valores de resistência máxima à compressão (RMC), limite de proporcionalidade (LP), e módulo de elasticidade (E) são mostrados. (Dados de Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GD e Sweeney WT: Compressive properties of hard tooth tissue. J Am Dent Assoc 60:746, 1960.)

O módulo de elasticidade de um corpo de prova testado sob tração pode ser calculado da seguinte maneira:

- Considere: E = módulo de elasticidade
 P = carga ou força aplicada
 A = área transversa
 Δl = aumento em comprimento
 l_0 = comprimento original

Por definição: Tensão = $P/A = \sigma$
 Deformação = $\Delta l/l_0 = \epsilon$

Portanto,
$$E = \frac{\text{Tensão}}{\text{Deformação}} = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{P/A}{\Delta l/l_0}$$

Módulo Dinâmico de Young. O módulo de elasticidade de Young pode ser medido por um método dinâmico, do mesmo modo que as técnicas estáticas que foram descritas na seção anterior, uma vez que a velocidade em que o som viaja através de um sólido pode ser prontamente medida por transmissores de ondas ultra-sônicas longitudinais e transversas a receptores apropriados. Baseado na velocidade e na densidade do material, o *módulo de elasticidade* e a *relação de Poisson* podem ser determinados. Este método de determinação do módulo de elasticidade é menos complicado do que os testes convencionais de tração e compressão, porém os valores obtidos são frequentemente maiores do que os obtidos por mensurações estáticas. Para a maioria dos casos, esses valores são aceitáveis.

Se, em vez de tração uniaxial ou tensão compressiva, uma tensão de cisalhamento fosse induzida, a deformação resultante do cisalhamento poderia ser utilizada para definir o módulo de cisalhamento do material. O módulo de cisalhamento (G) pode ser calculado a partir do módulo de elasticidade (E) e da relação de Poisson (ν). O módulo de cisalhamento pode ser calculado pela equação a seguir,

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} = \frac{E}{2(1 + 0,3)} = 0,38E$$

Um valor de 0,3 para a relação de Poisson é considerado típico. Portanto, o módulo de cisalhamento é usualmente por volta de 38% do módulo de elasticidade.

Flexibilidade. No caso de aparelhos e restaurações odontológicas, um alto valor para o limite elástico (tensão acima da qual o material não recupera seu estado original quando a força é removida) é um requerimento necessário para os materiais dos quais estes se originam, porque espera-se que a estrutura retorne ao seu formato original após ter sido tensionada. De modo geral, um módulo de elasticidade moderadamente alto também é desejável, porque somente uma pequena quantidade de deformação irá ocorrer sob uma considerável tensão, como no caso de uma incrustação.

Existem situações, entretanto, onde pode ser necessária uma maior deformação resultante de uma tensão moderada ou pequena. Por exemplo, em um aparelho ortodôntico, uma mola é frequentemente entortada a uma distância considerável sob a influência de uma tensão. Nestes casos, a estrutura é dita *flexível* e possui a propriedade de *flexibilidade*. A *flexibilidade máxima* é definida como a deformação que ocorre quando o material é tensionado ao seu limite proporcional.

Resiliência. Como foi apontado previamente, à medida que o espaçamento interatômico aumenta, a energia interna aumenta. Contudo que a tensão não seja maior do que o limite proporcional, esta energia é denominada de *resiliência*. Popularmente, o termo *resiliência* está associado a uma “mola elástica”; porém ela significa muito mais do que isto. Com base na discussão prévia, a resiliência pode ser definida como a quantidade de energia absorvida por uma estrutura quando esta é tensionada até seu limite proporcional. A resiliência de dois ou mais materiais pode ser comparada observando-se as áreas sob a região elástica de seus gráficos tensão-deformação, considerando que estejam projetados na mesma escala. O material com maior área possui maior resiliência.

A Fig. 4.6 mostra um diagrama tensão-deformação que ilustra os conceitos de resiliência e tenacidade. A área circundada pela região elástica constitui uma medida de resiliência, e a área total sob a curva tensão-deformação constitui uma medida de tenacidade. Esta figura será explicada em maiores detalhes na seção a seguir.

Como foi observado no capítulo anterior, trabalho é o produto da força e da distância através da qual a força atua. Quando o trabalho é feito em um corpo, a energia é transmitida a este corpo. Conseqüentemente, quando uma restauração é deformada, ela absorve energia. Se a tensão induzida não for maior do que o limite proporcional, e a estrutura oral não for permanentemente deformada, somente a energia absorvida associada à deformação elástica se desenvolverá.

Quando uma restauração dentária é deformada durante a mastigação, a força mastigatória atua na estrutura dental, na restauração ou em ambos, e a magnitude da deformação da estrutura é determinada pela tensão induzida. Na maioria das restaurações odontológicas, grandes deformações são evitadas devido à resposta proprioceptora dos receptores neurais presentes no ligamento periodontal. O estímulo doloroso diminui a força e reduz a

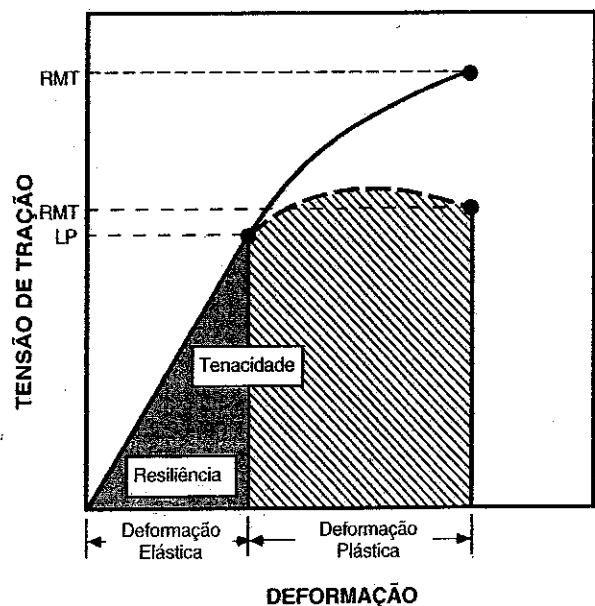


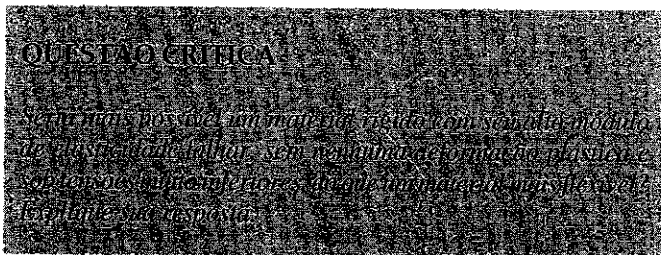
Fig. 4.6 Curva convencional de tensão-deformação por tração (linha pontilhada escura) na região de deformação plástica calculada com base na área transversa original de um cilindro. A linha sólida (acima da linha pontilhada) representa os valores de tensões calculados baseados na verdadeira área reduzida do cilindro, à medida que a deformação aumenta. A resiliência pode ser calculada pela mensuração da área da região elástica. A tenacidade está relacionada com a área total das regiões elástica e plástica.

tensão induzida, portanto prevenindo estragos nos dentes ou nas restaurações. Por exemplo, uma incrustação proximal poderá causar uma movimentação excessiva do dente adjacente se tensões proximais se desenvolverem durante carregamento compressivo na superfície oclusal. Portanto, um material restaurador deve exibir um módulo de elasticidade moderadamente alto e baixa resiliência, portanto limitando a deformação elástica que é produzida.

Relação de Poisson. Quando uma força de tração é aplicada sobre um objeto, este torna-se mais longo e mais estreito. Contrariamente, uma força compressiva atua fazendo com que este objeto torne-se mais curto, porém mais espesso. Se uma tensão de tração uniaxial, σ_z , na direção z (eixo vertical longo) de um sistema mútuo de coordenadas xyz produzir uma deformação elástica de tração, e acompanhado de contrações elásticas nas direções x e y (ϵ_x e ϵ_y , respectivamente), a relação de ϵ_x/ϵ_z ou ϵ_y/ϵ_z constitui uma propriedade de engenharia dos materiais denominada *relação (proporção) de Poisson* (ν).

$$\nu = -\frac{\epsilon_x}{\epsilon_z} = -\frac{\epsilon_y}{\epsilon_z}$$

A relação de Poisson pode ser similarmente determinada em um experimento envolvendo uma tensão compressiva axial. A relação de Poisson está relacionada com a natureza e a simetria das forças de união interatômicas descritas no Cap. 2. Para um material ideal isotrópico de volume constante, a relação é de 0,5. A maioria dos materiais de engenharia possui valores de aproximadamente 0,3.



PROPRIEDADES DE RESISTÊNCIA

A *resistência* é a tensão necessária para causar fratura ou uma quantidade específica de deformação plástica. Quando descrevemos a resistência de um material ou objeto, estamos nos referindo mais à tensão máxima que é necessária para se causar uma fratura. Ambos os tipos de comportamento de deformação podem ser descritos como propriedades de resistência, contudo precisamos empregar adequadamente o termo resistência para se diferenciar a tensão máxima para se produzir deformações permanentes da tensão máxima necessária para se produzir fraturas.

Para materiais específicos, particularmente metais, estamos igualmente interessados na tensão máxima que uma estrutura pode sustentar antes que se torne permanente ou plasticamente deformada. Esta tensão pode ser descrita como *limite proporcional* ou *limite elástico*. Se a tensão exceder estes limites, ocorrerá uma deformação plástica.

A resistência de um material pode ser descrita por uma ou mais das seguintes propriedades: (1) *limite proporcional*, uma tensão acima deste ponto não seria mais proporcional à defor-

mação; (2) *limite elástico*, tensão máxima que um material pode suportar antes que seja deformado plasticamente; (3) *limite de escoamento* ou *prova de tensão*, a tensão necessária para se produzir uma dada quantidade de deformação plástica; (4) *resistência máxima à tração, cisalhamento ou compressão, e resistência à flexão (dobramento)*, cada uma constituindo a medida de tensão necessária para se fraturar um material. A resistência não é uma medida de atração ou repulsa de átomo para átomo, mas em vez disso ela é uma medida das forças atômicas coletivamente por todo o fio, cilindro, implante, coroa, pino ou qualquer estrutura tensionada. Mais ainda, a resistência máxima poderá não ser necessariamente igual à verdadeira média de tensão instantânea durante a fratura se a área transversa original houver alterado de tamanho.

Mostrado na Fig. 4.6, temos um diagrama de tensão-deformação de um típico cilindro de metal submetido a um teste de tração. A tensão é comumente calculada pela divisão da força aplicada em qualquer instante pela área de diâmetro transversal e é representada como a linha pontilhada em negrito, acima da área ligeiramente acinzentada. Entretanto, na verdade, o diâmetro diminui à medida que o metal é alongado. A verdadeira tensão é calculada à medida que a força é dividida pela verdadeira área transversa a cada valor de deformação e está representada na Fig. 4.6 pela linha em negrito na porção plástica acima da linha pontilhada. Sob tensões acima do limite proporcional (ponto LP), a verdadeira curva de tensão (linha sólida) termina no ponto mais alto TM (tensão máxima), ou a tensão no ponto de fratura. O ponto correspondente para as tensões calculadas a partir da área transversa original (linha pontilhada) constitui um valor "mais baixo" para resistência máxima de tração.

É evidente que a área transversa do fio diminui à medida que ele se estica sobre tensões de tração. Conseqüentemente, a tensão calculada para finalidades de teste (força por unidade de área inicial) diminui, e a resistência à tensão máxima baseada na área inicial ("baixo" limite máximo de resistência à tração), como indicado na Fig. 4.6, é menor que a máxima resistência à tração que ocorre no pico da curva.

Se a diminuição de área transversa tivesse sido levada em consideração quando a tensão de tração foi calculada, a verdadeira seria indicada pela linha sólida, e a resistência à tração máxima (RTM) seria maior do que aquela tensão calculada utilizando-se a área inicial do corpo de prova. Para um teste de tensão por compressão, entretanto, a área transversa aumenta, e a resistência à tensão máxima (no caso compressão) baseada na área transversa verdadeira é mais baixa comparada a resistência à compressão calculada utilizando-se a área transversa inicial.

Embora a verdadeira curva tensão-deformação represente a situação mais precisamente, a curva tensão-deformação como indicada pela linha pontilhada na Fig. 4.6 é comumente usada. Quando calculamos a resistência à tração de um certo fio, gostaríamos de saber o máximo de tensão que este suporta sob tração sem levar em conta pequenas alterações que possam ocorrer na área transversa. A resistência máxima à tração é, portanto, definida como a tensão de tração em uma estrutura em seu ponto de ruptura.

Materiais frágeis (frágeis) possuem uma resistência à tração marcadamente inferior que sua correspondente resistência à compressão, devido à sua inabilidade de deformar-se plasticamente e de reduzir tensões de tração na extremidade de suas trincas. Isto é uma verdade para todos os materiais dentários frágeis, tais como o amálgama, compósitos, cimentos e cerâmicas. A falha destes materiais durante o uso clínico

encontra-se mais associada à sua baixa resistência à tração e à presença de defeitos intrínsecos no material na região de tensão de tração.

Limite de Proporcionalidade. À medida que o fio da seção anterior for esticado estavelmente sob tração, eventualmente irá fraturar-se. Entretanto, em odontologia, estamos interessados no ponto de tensão em que uma deformação plástica começa a ocorrer. Um método de determinar este ponto seria traçar um diagrama tensão-deformação similar àqueles das Figs. 4.3, 4.5 ou 4.6. Se o material obedecer à lei de Hooke, a tensão elástica será proporcional à deformação elástica. Para um material deste tipo, o diagrama tensão-deformação mostrado na Fig. 4.3 começa no ponto de origem (O) como uma linha reta. Ao longo desta parte linear, o material se comporta elasticamente, e retornará à sua forma e tamanho original no instante em que a força for removida. Após um certo valor de tensão no ponto P ser excedido, o gráfico tornar-se-á não-linear e o valor de tensão deixará de ser proporcional à deformação. Se uma régua for colocada ao longo da porção retilínea da curva de O a P, e o valor de tensão no ponto P, o ponto no qual a curva deixa de ser uma linha reta, é conhecido como *limite proporcional*.

Para um material satisfazer à lei de Hooke, a tensão elástica deve ser diretamente proporcional à deformação elástica, isto é, a região inicial do gráfico tensão-deformação deve ser uma linha estreita. Como a proporcionalidade direta entre duas quantidades é representada graficamente por uma linha reta, a porção linear do gráfico nas Figs. 4.3, 4.5 e 4.6 satisfaz esta lei. Como o limite proporcional (tensão correspondendo ao ponto P) constitui a maior tensão elástica possível de acordo com esta lei, ele representa a tensão máxima, acima da qual uma tensão não é proporcional à deformação. Para uma curva tensão-deformação de dentina que é mostrada na Fig. 4.5, a deformação correspondente ao limite de proporcionalidade é importante pois representa o percentual de deformação que pode ser suportado pela dentina antes que esta se torne permanentemente deformada.

Limite Elástico. Se uma pequena tensão de tração for induzida a um fio, este irá retornar ao seu comprimento original quando a carga for removida. Se a carga for aumentada progressivamente em pequenos incrementos e então liberada após cada aumento de tensão, obteremos um valor de tensão em que o fio não retornará ao seu comprimento original quando a carga for retirada. Neste ponto, o fio foi tensionado além do seu *limite elástico*. O limite elástico de um material pode ser definido como a maior tensão a que um material pode ser submetido e, quando esta força é removida, ele retorna às suas dimensões originais. Embora uma tensão de tração tenha sido usada como exemplo, mensurações de limites elásticos podem ser feitas para qualquer tipo de tensão, embora diferentes valores de limite elástico sejam obtidos sob tração, compressão e cisalhamento.

QUESTÃO CRÍTICA

O limite convencional de escoamento constitui uma propriedade comumente reportada para metais e ligas, mas não para cerâmicas. Por que não é possível medir o limite convencional de escoamento das cerâmicas ou outros materiais puramente frágeis? Utilize um diagrama tensão-deformação para explicar sua resposta.

Limite Convencional de Escoamento. As condições supostas para as definições de limite elástico e limite de proporcionalidade nem sempre são percebidas sob condições práticas. Se os instrumentos de medida forem sensíveis o suficiente, irregularidades na porção linear do gráfico tensão versus deformação representam pequenos desvios da lei de Hooke e causam alguma incerteza na determinação do ponto exato no qual a linha selecionada desvia da linearidade (ponto do limite proporcional). Portanto, uma propriedade diferente, o *limite convencional de escoamento*, é utilizada para esses casos, quando o limite proporcional não pode ser determinado com suficiente precisão.

O limite convencional de escoamento freqüentemente é uma propriedade que representa um valor de tensão no qual uma pequena quantidade (0,1% ou 0,2%) de deformação plástica tenha ocorrido. Um valor de 0,1% ou 0,2% de deformação plástica é comumente selecionado e atribuído como o *percentual de deformação estabelecido*. O limite convencional de escoamento constitui a tensão necessária para se produzir uma deformação em particular (0,1% ou 0,2%) previamente escolhida. Como visto na Fig. 4.3, o limite de escoamento convencional a 0,2% é geralmente maior do que aquele a 0,1%. Se o limite convencional de escoamento de dois materiais testados sob as mesmas condições vai ser comparado, valores idênticos de "distorção convencional" deveriam ser utilizados. Para se determinar o limite de escoamento convencional a 0,2%, uma linha deve ser desenhada paralela à porção de linha reta (ver Fig. 4.3), começando por um valor a 0,002 ou 0,2% da deformação plástica, ao longo do eixo de deformação, e é estendida até a interseção da curva tensão-deformação. A tensão correspondente a este ponto é o limite convencional de escoamento. Embora o termo *limite* indique que o material tenha fraturado, na verdade ele encontra-se intacto apesar de haver sofrido uma pequena quantidade de deformação plástica. Para materiais frágeis, como compósitos e cerâmicas, o gráfico tensão-deformação é uma linha reta com pouca ou nenhuma área de deformação plástica. Portanto, a determinação do limite de escoamento não é possível para materiais frágeis quer seja esta propriedade convencional a 0,1% ou a 0,2% de deformação porque não pode haver a interceptação de uma linha reta paralela.

O *limite elástico*, o *limite de proporcionalidade* e o *limite convencional de escoamento* são definidos de modo diferente, entretanto seus valores (de tensão) são bem próximos uns dos outros em muitos casos. Limites elásticos e de proporcionalidade são geralmente considerados idênticos, embora seus valores experimentais possam diferir ligeiramente. Como mostra a Fig. 4.3, o limite convencional de escoamento é geralmente maior do que o limite de proporcionalidade. Estes valores são importantes na avaliação dos materiais odontológicos, porque representam a tensão na qual uma deformação permanente de uma estrutura começa. Se essas propriedades forem excedidas pelas tensões de mastigação, a restauração ou o aparelho pode não mais funcionar da maneira idealizada.

Deformação Permanente (Plástica). Como visto na Fig. 4.3, a curva tensão-deformação deixa de ser uma linha reta acima do limite de proporcionalidade (LP), mas ao invés disso curva-se até que a estrutura frature. A curva tensão-deformação mostrada na Fig. 4.3 é tipicamente de verdadeiras curvas tensão-deformação para materiais dúcteis. Diferente da porção linear do gráfico sob tensões do limite de proporcionalidade, o formato da curva acima de P não é possível de se prever. Mais ainda, a tensão deixa de ser proporcional à deformação.

Se o material for deformado por uma tensão a um ponto acima do limite de proporcionalidade e antes do ponto de fratura, a remoção da força aplicada irá reduzir a tensão a zero, porém a deformação não se reduzirá a zero porque houve uma deformação permanente. Portanto, o objeto não retorna à sua dimensão original após a remoção da força aplicada. Ele permanece entortado, esticado, comprimido, ou plasticamente deformado de outro modo.

Resistência à Tração Diametral. A resistência à tração é geralmente determinada submetendo-se corpos de prova na forma de um cilindro, fio ou barra em forma de halter à carga de tração (teste de tração uniaxial). Uma vez que este tipo de teste é muito difícil de se executar em materiais frágeis, devido a problemas de alinhamento e encaixe dos corpos de prova no aparelho de teste, um outro teste tornou-se popular para se determinar esta propriedade em muitos materiais odontológicos. Ele é referido como teste de compressão diametral, e é representado esquematicamente na Fig. 4.7. Este teste deve ser usado somente em materiais que exibam predominantemente deformação elástica e pouca ou nenhuma deformação plástica.

Neste método, uma carga compressiva é colocada por uma placa reta de encontro à porção lateral de um corpo de prova cilíndrico (disco), como ilustrado na Fig. 4.7. A força compressiva vertical ao longo da porção lateral do disco produz uma tensão de tração que é perpendicular ao plano vertical que passa pelo centro do disco. A fratura ocorre ao longo deste plano vertical que passa pelo centro do disco (linha vertical pontilhada no disco). Nesta situação, a tensão de tração é diretamente proporcional à carga compressiva aplicada. Ela é computada pela fórmula a seguir:

$$\text{Tensão de tração} = \frac{2P}{\pi \times D \times t}$$

onde: P = carga
D = diâmetro
t = espessura

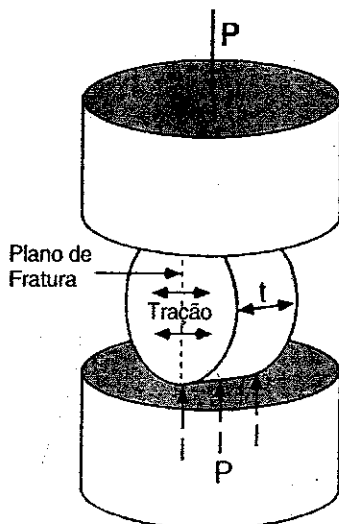


Fig. 4.7 Teste de compressão diametral. Embora uma força compressiva seja aplicada ao longo da porção lateral do disco, uma fratura de tração é produzida. A resistência à tração é calculada a partir da carga de fratura P, do diâmetro do disco D e da espessura t.

Este teste é simples de se conduzir e fornece uma excelente reprodutibilidade de resultados. Entretanto, a utilização desse teste em materiais que exibam deformações plásticas apreciáveis antes do ponto de fratura resulta em determinações de resistência à tração erroneamente altas. A fratura do corpo de prova em vários pedaços, em vez da fragmentação ideal em dois segmentos, sugere um resultado de teste não-confiável.

Resistência à Flexão. A resistência à flexão, resistência transversa, ou módulo de ruptura, como esta propriedade é variavelmente denominada, é essencialmente o teste de resistência de uma barra apoiada em ambas as suas extremidades, ou um disco fino mantido ao longo de um disco de suporte inferior, sob uma carga estática. Para o corpo de prova em forma de disco, o valor de falha sob tensão é referido como sendo a resistência à flexão biaxial e a teoria envolvida neste aspecto encontra-se além dos objetivos deste livro. Entretanto, para uma barra submetida à flexão de três pontos, a fórmula matemática para o cálculo da resistência à flexão é a seguinte:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

onde: σ = resistência à flexão
I = distância entre os suportes
b = largura do corpo de prova
d = profundidade ou espessura do corpo de prova
P = carga máxima no ponto de fratura.

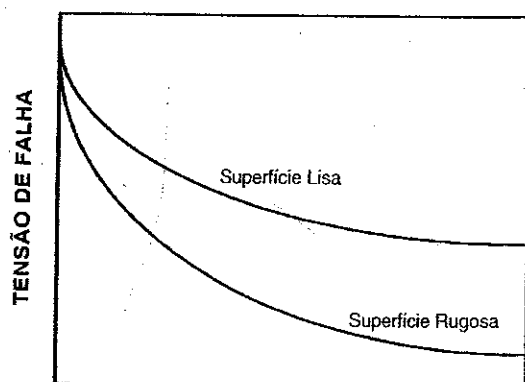
As unidades de tensão são força sobre área, mais comumente fornecidas em unidades internacionais de megapascals. Este teste é, de certo modo, uma mensuração coletiva de tensões de tração, compressão e cisalhamento simultaneamente; entretanto, para corpos de prova finos o suficiente, ele é dominado por tensões de tração que se desenvolvem ao longo da superfície inferior. Quando uma carga é aplicada, o corpo de prova se flexiona (dobra). A deformação resultante é representada pela diminuição em comprimento da superfície superior (deformação compressiva) de um corpo de prova em forma de barra (ou redução de diâmetro de um espécime em forma de disco) e um aumento de comprimento ou diâmetro de superfície inferior (deformação de tração). Conseqüentemente, as tensões principais na superfície superior são compressivas, enquanto aquelas na superfície inferior são de tração. Obviamente, as tensões mudam de direção dentro do corpo de prova no trajeto entre as superfícies inferior e superior, com ambas, tensão e deformação, sendo iguais a zero na região de mudança. Esta superfície neutra não muda de dimensão e é chamada de eixo neutro. Uma tensão de cisalhamento é também produzida perto das extremidades apoiadas do corpo de prova, porém este tipo de tensão não constitui um fator primordial no processo de fratura. Para materiais frágeis, como as cerâmicas, o teste de flexão (dobramento) é preferível ao teste de compressão diametral, pois os testes de flexão simulam de modo mais aproximado as distribuições de tensões em próteses dentais, como pontes em cantiléver e pontes de elementos múltiplos.

Resistência à Fadiga. Valores de resistência obtidos a partir da mensuração das falhas causadas por cargas embasadas em um estável aumento de força, como descrito anteriormente, podem ser bem enganosos caso estes valores sejam aplicados para se

projetar uma estrutura que seja submetida a carregamentos repetidos ou cíclicos. Poucas fraturas clínicas ocorrem durante um procedimento de prova da restauração que representem uma única aplicação de cargas. Se fraturas durante a prova fossem comuns, estes produtos seriam retirados do mercado antes de seu lançamento. Esta é uma boa razão por que não se deve ser o primeiro a comprar um material restaurador novo, mas, em vez disso, deixar que outros experimentem as falhas clínicas iniciais. A maioria das fraturas de restaurações e próteses se desenvolve progressivamente durante vários ciclos de tensão, após a iniciação de uma rachadura, a partir de um defeito intrínseco crítico e subsequentemente através da propagação da rachadura (trinca) até que uma repentina e inesperada fratura ocorra. Valores de tensão muito abaixo da resistência máxima podem produzir uma fratura prematura de uma prótese dental uma vez que defeitos microscópicos crescem vagarosamente após vários ciclos de tensões. Este fenômeno é chamado de *falha por fadiga*. A mastigação normal pode induzir milhares de ciclos de tensão por dia em uma restauração. Para vidros e certas cerâmicas que contêm vidro, as tensões de tração induzidas e a presença de um ambiente aquoso causam uma extensão de defeitos intrínsecos microscópicos através do ataque químico e diminui mais ainda o número de ciclos necessários para causar uma falha por fadiga dinâmica.

O comportamento de fadiga é determinado submetendo-se um material a uma tensão cíclica de um valor máximo previamente conhecido e determinando-se o número de ciclos necessários para se produzir uma falha. Como mostrado na Fig. 4.8, um gráfico de tensão de falha *versus* número de ciclos permite o cálculo do nível de tensão de *serviço máximo* ou um *limite de persistência* (ou *resistência à fadiga*) — a tensão máxima que pode ser mantida sem falha após um infinito número de ciclos. Para materiais frágeis com superfícies rugosas, o limite de persistência é mais baixo do que se as superfícies fossem mais altamente polidas (ver Fig. 4.8). Para uma determinada tensão aplicada, o material mais áspero iria falhar após uma menor quantidade de ciclos de tensão.

Alguns dos materiais ou aparelhos protéticos exibem *fadiga estática*, um fenômeno atribuído à interação de uma tensão de tração constante com defeitos estruturais após um período de tempo. A influência do tamanho do defeito intrínseco para causar uma falha é mostrada na Fig. 4.9. Observe que, para um determinado tamanho de defeito intrínseco, menos tensão será



CICLOS PARA FRATURA

Fig. 4.8 Falha por fadiga dinâmica para um material frágeil em função da rugosidade superficial e do número de ciclos de tensão.

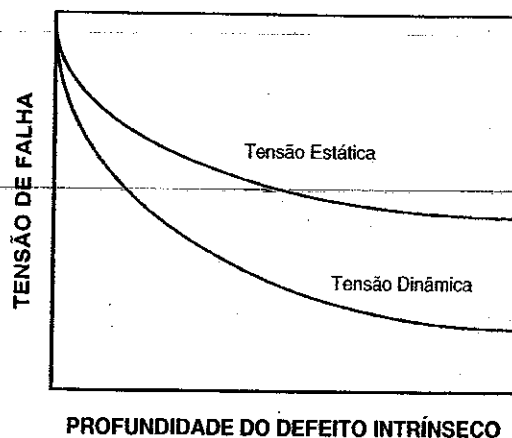


Fig. 4.9 Falha por fadiga dinâmica e estática para um material frágeil em função da profundidade do defeito intrínseco.

necessária para produzir falha se a tensão for dinamicamente ciclada entre valores altos e baixos. Mais ainda, soluções aquosas são conhecidas por degradar de modo corrosivo as cerâmicas odontológicas pelo aumento de defeitos de superfície em função do tempo na presença de tensões de tração. Este fator ambiental reduz mais ainda a magnitude de tensões de tração que podem ser suportadas pelas cerâmicas em função do tempo. *Brackets* ortodônticos de cerâmica e fios ativados por entre os *brackets* representam um sistema clínico que pode exibir *falha de fadiga estática*. A fratura tardia de coroas cerâmicas em molares, que encontram-se submetidas a forças cíclicas periódicas, pode ser causada por *falha por fadiga dinâmica*. Portanto, os materiais odontológicos restauradores podem exibir falha por fadiga dinâmica ou estática, dependendo da natureza e situação da aplicação da carga. Em qualquer caso, a falha começa como um defeito que lentamente se propaga até que uma falha catastrófica ocorra.

Resistência ao Impacto. A resistência ao impacto pode ser definida como a energia necessária para fraturar um material sob uma força de impacto. O termo *impacto* é empregado para se descrever a reação de um objeto estacionário a uma colisão com um objeto em movimento. Um dispositivo para testes de impacto do tipo Charpy é geralmente utilizado para se mensurar a resistência ao impacto. Um pêndulo é solto balançando para baixo para fraturar o centro do corpo de prova apoiado em ambas as extremidades. A energia perdida pelo pêndulo durante a fratura do corpo de prova pode ser determinada através da comparação do comprimento da extensão de seu movimento de balanço após o impacto com aquele do seu movimento de balanço livre, quando não ocorre impacto. As unidades de energia são joules, pés-libras, pòlegadas-libras, e assim por diante. Ao contrário da maioria dos testes mecânicos, as dimensões, formato e desenho do corpo de prova a ser testado devem ser idênticos para se obter resultados uniformes.

Para outro dispositivo de impacto, denominado *aparelho de testes Izod*, o corpo de prova é fixado por um dispositivo do tipo grampo verticalmente em uma das extremidades. O impacto é direcionado a uma certa distância acima da extremidade afixada em vez do centro do corpo de prova apoiado em ambas as extremidades, como descrito no teste de impacto tipo Charpy.

Com valores apropriados para velocidades e massas envolvidas, um choque de um punho em uma mandíbula pode ser con-

siderado uma situação de impacto. Um choque de um objeto externo, como um taco de beisebol nos dentes, constitui um outro tipo de exemplo de impacto. No processo do impacto, as forças externas e tensões resultantes mudam rapidamente, e uma propriedade estática, como o limite proporcional, não é útil na predição de deformações resultantes. Entretanto, um objeto em movimento possui um conhecido valor de energia cinética. Se o objeto tensionado não for permanentemente deformado, ele armazena a energia da colisão de uma maneira elástica. Essa capacidade é refletida pela resiliência do material, que é mensurada pela área sob a porção elástica de um diagrama de tensão-deformação. Portanto, um material com um baixo módulo de elasticidade e alta resistência à tração é mais resistente às forças de impacto. Entretanto, um baixo módulo de elasticidade e baixa resistência à tração sugere uma baixa resistência ao impacto. Para materiais dentários de baixa resistência ao impacto, o módulo de elasticidade e resistência à tração, respectivamente, encontram-se a seguir:

- Porcelana odontológica — 40 GPa e 50 a 100 MPa
- Amálgama — 21 GPa e 60 MPa
- Compósito à base de resina — 17 GPa e 30 a 90 MPa
- Polimetilmetacrilato — 3,5 GPa e 60 MPa

Embora a resistência à tração da cerâmica aluminizada seja moderada (120 MPa), seu módulo de elasticidade é também alto (350 GPa). Portanto, sua resistência ao impacto é apenas razoável.

PROPRIEDADES MECÂNICAS DA ESTRUTURA DENTAL

Muitas das propriedades mecânicas das estruturas dos dentes humanos foram medidas, porém os valores reportados variam marcadamente de um estudo para outro. Sem dúvida alguma, as diferenças são atribuídas aos problemas técnicos associados ao preparo e teste desses diminutos corpos de prova e que, em algumas instâncias, são menores do que 1 mm em comprimento. Os resultados reportados em um estudo são mostrados no Quadro 4.1. Devido ao fato de os dentes estarem mais sujeitos a tensões dinâmicas do que estáticas, o módulo de resiliência é também incluído no quadro.

Embora os dados do Quadro 4.1 indiquem uma variação nas propriedades do esmalte e da dentina de um tipo de dente para outro, esta diferença provavelmente é resultante mais por causa das variações entre dentes individualmente do que entre um dente molar e um canino, por exemplo. As propriedades do esmalte

variam de algum modo de acordo com sua posição no dente, sendo o esmalte das cúspides mais resistente do que o esmalte na porção lateral do dente. Mais ainda, as propriedades variam de acordo com a estrutura histológica (microscópica). Por exemplo, o esmalte é mais resistente sob compressão longitudinal do que quando submetido à compressão lateral. Por outro lado, as propriedades da dentina aparentam ser independentes da estrutura, apesar da direção da tensão compressiva.

As propriedades de tração da estrutura dental também foram mensuradas. A dentina é consideravelmente mais resistente sob tensão (50 MPa) do que o esmalte (10 MPa). Embora as resistências de compressão do esmalte e da dentina sejam comparáveis, o limite de proporcionalidade e o módulo de elasticidade do esmalte são maiores do que os valores correspondentes para a dentina. O maior módulo de elasticidade resulta em menor resiliência do esmalte em comparação com a dentina.

FORÇAS E TENSÕES MASTIGATÓRIAS

Devido à sua característica dinâmica, as verdadeiras tensões durante a mastigação são difíceis de se mensurar. Inúmeros estudos têm sido feitos para se determinar a força de mastigação. O Livro Guinness de Recordes (1994) lista a mais alta força como sendo 4.337 N (975 libras) mantida por dois segundos. A força mastigatória média mais alta possível de ser mantida é de aproximadamente 756 N (170 libras). Entretanto, ela pode variar notadamente de uma área da boca à outra. Na região do molar, ela pode variar de 400 a 890 N (90 a 200 libras); na região do pré-molar, de 222 a 445 N (50 a 100 libras); nos caninos, de 133 a 334 N (30 a 75 libras); e nos incisivos, de 89 a 111 N (20 a 55 libras). Embora haja um considerável transpasse, a força de mordida é geralmente maior para os homens do que para as mulheres e é maior em adultos do que em crianças.

Considera-se que se uma força de 756 N (170 libras) for aplicada a uma ponta de cúspide sobre uma área equivalente de 0,039 cm² (0,006 polegada ao quadrado), a tensão de compressão será de 193 MPa (28.000 psi). Se a área for menor, então a tensão na ponta da cúspide será proporcionalmente maior.

Normalmente, a energia de uma mordida é absorvida pelo bolo alimentar durante a mastigação, bem como os dentes, ligamento periodontal e osso. O desenho do dente constitui uma maravilha da engenharia visto que o dente é geralmente capaz de absorver energias tanto estáticas quanto dinâmicas (impacto). Como pode ser visto na Fig. 4.5 e no Quadro 4.1, o módulo de resiliência da dentina é maior do que o do esmalte e, portanto, mais passível

QUADRO 4.1 Propriedades compressivas da estrutura dental

Dente	Estrutura	Módulo de Elasticidade		Limite de Proporcionalidade		Módulo de Resiliência		Resistência	
		MPa × 10 ⁴	psi × 10 ⁵	MPa	psi	MJ/m ³	in-lbf/in ³	MPa	psi
Molar	Dentina	1,2	17	148	21.500	0,94	136	305	44.200
	Esmalte (cúspide)	4,6	67	224	32.500	0,55	79	261	37.800
Pré-molar	Dentina	1,4	20	146	21.200	0,77	112	248	36.000
	Esmalte	—	—	—	—	—	—	—	—
Canino	Dentina	1,4	20	140	20.300	0,71	103	276	40.100
	Esmalte (cúspide)	4,8	69	194	28.200	0,41	58	288	41.800
Incisivo	Dentina	1,3	19	125	18.000	0,60	85	232	33.700

de absorver energia de impacto. O esmalte é uma substância frível com um comparativamente alto módulo de elasticidade, um baixo limite de proporcionalidade sob tração, e um baixo módulo de resiliência. Entretanto, embora sejam sustentados pela dentina, que possui uma capacidade significativa de se deformar elasticamente, os dentes raramente fraturam sob uma oclusão normal.

OUTRAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Tenacidade. A *tenacidade* é definida como a quantidade de energia de deformação elástica e plástica necessária para fraturar um material, e constitui uma medida de resistência à fratura. Como observado anteriormente, o módulo de resiliência é a energia necessária para se tensionar uma estrutura até seu limite de proporcionalidade, e pode ser mensurado como a área sob a curva tensão-deformação. Do mesmo modo, a tenacidade pode ser medida como a área total sob a curva tensão-deformação (como mostrado na Fig. 4.3) a partir da tensão zero até a tensão de fratura. A tenacidade depende da resistência e da ductibilidade. Quanto maior for a resistência e maior for a ductibilidade (total de deformação plástica), maior será a tenacidade. Portanto, pode-se concluir que um material tenaz é geralmente resistente, embora um material resistente não seja necessariamente tenaz.

Tenacidade de Fratura. A resistência de materiais dúcteis, como as ligas de ouro e alguns compósitos, é útil para se determinar a tensão máxima que restaurações feitas destes materiais podem suportar antes que ocorra uma deformação plástica ou uma fratura. Para materiais fríveis, como a cerâmica odontológica, valores de resistência são apenas de valor limitado no desenho de próteses cerâmicas. Pequenos defeitos (porosidades e microfraturas) são randomicamente distribuídos em termos de localização e tamanho por toda a cerâmica, causando altas variações de resistência em relação a outros idênticos corpos de prova cerâmicos. Mais ainda, defeitos superficiais ocasionados pelo desgaste, como o provocado por partículas de diamante de rugosidade alta, média e fina, podem enfraquecer em muito uma cerâmica antes resistente, especialmente na presença de tensões de tração na área desses defeitos. A resistência é inversamente proporcional ao quadrado da profundidade do defeito na superfície. A tenacidade de fratura é uma propriedade mecânica que descreve a resistência de materiais fríveis à catastrófica propagação de defeitos intrínsecos sob uma tensão aplicada. A *tenacidade de fratura* é dada em unidades de tensão vezes a raiz quadrada do comprimento da trinca, isto é, $\text{Mpa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ou na forma equivalente, $\text{MN} \cdot \text{m}^{-3/2}$.

QUESTÃO CRÍTICA

Seria possível um material rígido (alto módulo de elasticidade) fraturar sob tensões mais baixas do que um material mais flexível? Explique sua resposta através do desenho de um gráfico tensão-deformação.

Friabilidade. Mostradas na Fig. 4.10 encontram-se três curvas de tensão-deformação para materiais variando em resistência, módulo de elasticidade e percentual de alongamento. O material A é mais resistente, mais rígido e mais dúctil do que os materiais

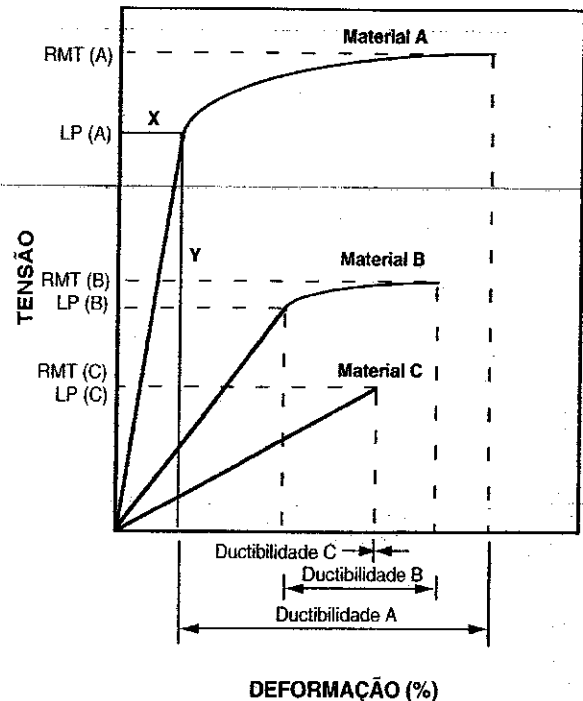


Fig. 4.10 Curvas de tensão-deformação de materiais que exibem diferentes propriedades mecânicas. RMT, resistência máxima à tração; LP, limite de proporcionalidade.

B ou C. O material B possui menos ductibilidade que o material A, logo é mais frível. O material C não possui nenhuma ductibilidade e é o mais frível dos três materiais, além de ser também o menos resistente. A *friabilidade* constitui a incapacidade relativa do material de suportar uma deformação plástica antes de a fratura deste material ocorrer. Por exemplo, amálgamas, cerâmicas e compósitos são fríveis a temperaturas bucais (5 a 55°C). Eles suportam pouca ou nenhuma deformação plástica antes de fraturar. Em outras palavras, um material frível fratura muito próximo ou no seu limite de proporcionalidade. Este comportamento é mostrado pelo material C na Fig. 4.10. Entretanto, um material frível não é necessariamente fraco. Por exemplo, uma liga de cromo-cobalto para prótese removível possui um alongamento de 1,5%, porém apresenta uma resistência máxima à tração de 870 MPa. A resistência à tração de uma cerâmica aluminizada infiltrada por vidro (InCeram) é moderadamente alta (450 MPa), porém possuindo 0% de alongamento. Se o vidro for direcionado a uma fibra de superfícies muito lisas e com defeitos internos insignificantes, sua resistência à tração poderá ser alta como 2.800 MPa (400.000 psi), porém não possuirá nenhuma ductibilidade (0% de alongamento). Portanto, materiais dentários com baixo ou zero percentual de alongamento, incluindo amálgamas, compósitos, cerâmicas e cimentos não-resinosos irão possuir pouco ou nenhum potencial de brunidura, pois não possuem nenhum potencial de deformação plástica.

QUESTÃO CRÍTICA

Qual a diferença em aparência no diagrama de tensão-deformação entre um material que possua alta resistência, alta rigidez e alta ductibilidade e um gráfico para um material que seja fraco, flexível e mais frível?

Ductibilidade e Maleabilidade. Quando uma estrutura é tensionada além do seu limite de proporcionalidade, ela torna-se permanentemente deformada. Se um material suportar uma tensão de tração e uma considerável deformação permanente sem haver ruptura, ele será considerado dúctil. *Ductibilidade* representa a capacidade de um material suportar uma grande deformação permanente sob uma carga de tração sem ruptura. Um metal que pode ser transformado prontamente em um fio é considerado dúctil.

Exemplos de três materiais com diferentes quantidades de ductibilidade (percentual de alongamento) são mostrados na Fig. 4.10. O material A é o mais dúctil, como se observa, pelo mais longo alcance da curva de deformação plástica (região curva). O material C é um dos típicos materiais friáveis, pois nenhuma deformação plástica é possível e a fratura ocorre no limite de proporcionalidade.

A capacidade de o material suportar uma deformação permanente sem ruptura sob compressão, tal como martelando ou laminando uma chapa, é denominado *maleabilidade*. Isto não depende da resistência, como a ductibilidade.

O ouro é o mais dúctil e maleável metal puro, a prata é o segundo. Dos metais de interesse para o dentista, a platina encontra-se em terceiro em ductibilidade, e o cobre em terceiro em maleabilidade.

A ductibilidade é a deformação plástica máxima que um material pode suportar quando é esticado à temperatura ambiente. Esta é uma propriedade de grande importância do ponto de vista odontológico. Sua magnitude pode ser determinada pela quantidade de deformação permanente indicada pela curva tensão-deformação. Por exemplo, a deformação plástica indicada na Fig. 4.10 constitui uma estimativa da ductibilidade da substância. Após a fratura, a tensão mecânica é reduzida a zero, e a deformação residual representa a quantidade de deformação permanente produzida no objeto.

Mensuração de Ductibilidade. Existem três métodos comuns para se mensurar a ductibilidade: (1) o percentual de alongamento após a fratura; (2) a redução de área nas extremidades da região fraturada; e (3) o teste de flexão a frio.

Provavelmente, o mais simples e mais comum método empregado é o de comparar o aumento em comprimento de um fio ou bastão, após fratura sob tração, ao seu comprimento antes da fratura. Duas marcas são colocadas no fio ou bastão com uma distância específica entre elas e esta distância é designada *comprimento de referência*. Para os materiais odontológicos, o padrão de referência é geralmente de 51 mm. O fio ou o bastão é então puxado sob uma carga de tração. As extremidades fraturadas são unidas, e o comprimento é novamente medido. O grau de aumento em comprimento após a fratura, em relação ao comprimento original, expressado em porcentagem, é denominado *percentual de alongamento* e representa um valor quantitativo de ductibilidade.

Uma outra manifestação de ductibilidade é um defeito em forma de cunha ou contração na forma de cone que ocorre em uma extremidade fraturada de um fio dúctil após ruptura sob uma carga de tração. O percentual de diminuição na área transversa da extremidade em comparação à área original do fio ou bastão é denominado *redução em área*.

Um terceiro método para se medir a ductibilidade é conhecido como o *teste de flexão a frio*. O material é afixado em um grampo e flexionado ao redor de um mandril de raio especificado. O número de flexões até a fratura é contado, e quanto maior este

número de flexões, maior será a ductibilidade. A primeira flexão é feita da vertical para a horizontal, porém as flexões subsequentes são feitas através de ângulos de 180 graus.

QUESTÃO CRÍTICA

A dureza é uma propriedade empregada para se prever a resistência de um material e sua capacidade de abrasão nas estruturas dentais opostas. Que outros fatores podem ser responsáveis pelo desgaste excessivo do esmalte de um dente natural ou de superfícies protéticas por um material duro?

Dureza. O termo *dureza* é difícil de se definir. Em mineralogia, a dureza relativa de uma substância é baseada na sua capacidade de resistir ao arranhamento. Em metalurgia e na maioria das outras áreas, o conceito de dureza mais geralmente aceito é o de "resistência à endentação". E é neste preceito que a maioria dos testes de *dureza* modernos estão projetados.

A endentação produzida na superfície de um material, a partir de uma carga aplicada ou ponta afiada ou uma partícula abrasiva, resulta da interação de numerosas propriedades. Dentre as propriedades que estão relacionadas com a dureza de um material estão resistência, limite de proporcionalidade e ductibilidade.

O conhecimento da dureza dos materiais é útil para um engenheiro e provê informação valiosa ao dentista. Testes de dureza encontram-se incluídos em várias especificações da American Dental Association (ADA) para materiais odontológicos. Existem vários tipos de testes de dureza superficial. A maioria encontra-se embasada na capacidade da superfície do material de resistir à penetração por uma ponta sob uma carga específica. Os mais frequentes testes utilizados para se determinar a dureza dos materiais dentários são conhecidos pelos nomes de *Barcol*, *Brinell*, *Rockwell*, *Shore*, *Vickers* e *Knoop*. A seleção do tipo de teste deve ser determinada de acordo com o material a ser mensurado.

O teste de dureza Brinell é um dos mais antigos testes empregados para se determinar a dureza dos metais. Neste teste, uma esfera de aço é prensada a uma carga específica sobre a superfície polida de um material, como esquematizado na Fig. 4.11. A carga é dividida pela área da superfície projetada da endentação, e o quociente é referido como sendo o *número Brinell de dureza*, usualmente abreviado como BHN. Portanto, para uma determinada carga, quanto menor a endentação, maior será o número e mais duro será o material.

O teste de dureza Brinell tem sido usado extensivamente para se determinar a dureza de metais e materiais metálicos utilizados na odontologia. Mais ainda, o BHN está relacionado com o limite de proporcionalidade e a máxima resistência à tração de ligas de ouro odontológicas. Devido ao fato de este ser um teste relativamente simples, ele pode com freqüência ser convenientemente utilizado como um índice das propriedades que envolvem métodos de testes mais complicados.

O teste de dureza Rockwell é algo parecido com o teste Brinell no sentido de que uma esfera de aço ou ponta de diamante cônica é usada, como mostrado na Fig. 4.11. Em vez de se medir o diâmetro da impressão, a profundidade da penetração é medida diretamente por um dispositivo acoplado ao instrumento. Um número de pontos de endentação com diferentes tamanhos está disponível para se testar uma variedade de diferentes materiais. O *número de dureza de Rockwell* (usualmente abreviado como RHN) é desenhado de acordo com a ponta de endentação e a carga empregadas.

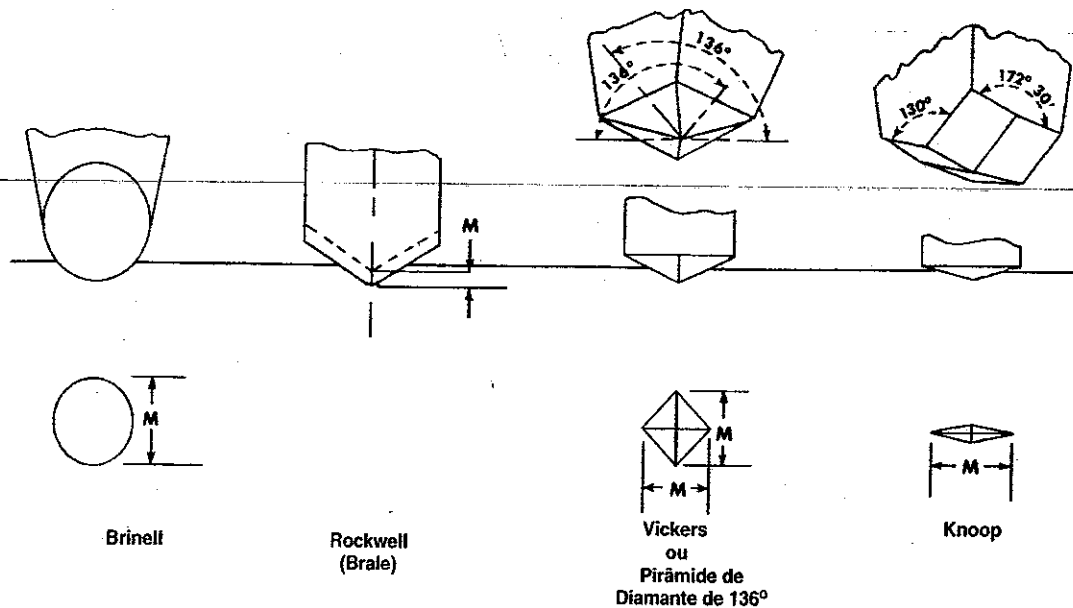


Fig. 4.11 Formato de pontas para endentação dos testes de dureza (coluna superior) e a depressão da endentação deixada nas superfícies dos materiais (coluna inferior). A dimensão medida M que é mostrada para cada teste é utilizada para se calcular a dureza. Os seguintes testes são mostrados: teste de Brinell — uma bola de aço é utilizada, e o diâmetro da endentação é medido após a remoção da ponta. Teste de Rockwell — um endentador cônico é imprimido de encontro à superfície sob uma pequena carga (linha pontilhada) e uma carga majoritária (linha sólida), e M constitui a diferença entre a profundidade dos dois tipos de penetração. Teste de Vickers ou teste da pirâmide de diamante a 136° — um ponto em forma de pirâmide é utilizado, e o comprimento da diagonal da endentação é medido. Teste de Knoop — uma ponta de diamante em forma de pirâmide romboédrica é utilizada, e o longo eixo da endentação é medido.

A conveniência do teste de Rockwell, com leitura direta da profundidade da endentação, tem levado à sua ampla utilização na indústria. Nem o teste de Brinell nem o teste de Rockwell é adequado para materiais friáveis.

O teste de dureza de Vickers emprega o mesmo princípio de teste de dureza que o utilizado no teste de Brinell. Entretanto, em vez de uma esfera de aço, um diamante na forma de uma pirâmide de base quadrada é utilizado (ver Fig. 4.11). Embora a impressão seja quadrada ao invés de redonda, o método de computação do número de dureza Vickers (geralmente abreviado por VHN) é o mesmo para o BHN no sentido de que a carga é dividida pela área projetada da endentação. Os comprimentos das diagonais da endentação são medidos e suas médias calculadas. O teste de Vickers é empregado pela ADA na especificação para ligas de ouro para restaurações fundidas. O teste é adequado para se determinar a dureza de materiais friáveis, portanto ele tem sido empregado para a mensuração da dureza da estrutura dental.

O teste de dureza Knoop utiliza um diamante de endentação que é cortado na configuração geométrica mostrada na Fig. 4.11. A impressão é rômica em sua forma, e a extensão da diagonal mais larga é medida. A área projetada é dividida de acordo com a carga que propicia o número de dureza Knoop (geralmente abreviado como KHN). Quando uma endentação é feita, a ponta de endentação é subsequentemente removida, o formato da ponta Knoop causa uma recuperação elástica da impressão projetada primariamente ao longo da diagonal mais curta. As tensões são portanto distribuídas de um modo que as dimensões do menor eixo encontram-se sujeitas a alterações por relaxamento. Portanto, o valor de dureza virtualmente independe da ductibilidade do material testado. A dureza do esmalte dental pode ser comparada àquela do ouro, porcelana, resina ou outros materiais dentários restauradores. Além do mais, a carga pode variar numa grande escala, de 1g a mais de 1 kg, de modo que valores para ambos os materiais excessivamente duros ou macios possam ser obtidos por esse teste.

Os testes de dureza Knoop e Vickers são classificados como testes de microdureza em comparação aos testes de macrodureza

tipo Brinell e Rockwell. Ambos os testes Knoop e Vickers empregam cargas menores do que 9,8 N. As endentações resultantes são pequenas e limitadas a uma profundidade de menos de 19 micrômetros. Portanto, eles são capazes de medir a dureza em pequenas regiões de objetos muito finos. Os testes de Brinell e Rockwell fornecem médias de medidas de dureza sobre áreas bem mais extensas. Outros métodos de mensuração menos sofisticados, como os testes de Shore e o de Barcol, são às vezes empregados para se medir a dureza de materiais odontológicos, particularmente borrachas e plásticos. Estes testes utilizam endentadores portáteis e compactos do tipo geralmente utilizado na indústria para o controle de qualidade. O princípio desses testes encontra-se também embasado na resistência à endentação. O equipamento geralmente consiste em uma ponta de metal carregada por uma mola e um mostrador pelo qual a dureza é diretamente lida. O número de dureza embasa-se na profundidade de penetração da ponta de endentação dentro do material.

FATORES DE CONCENTRAÇÃO DE TENSÕES

QUESTÃO CRÍTICA

Por que as próteses às vezes falham sob uma força muito pequena, mesmo quando a resistência do material protético é tão alta quanto anunciado pelo fabricante?

Embora as próteses dentais sejam projetadas para resistir a deformações plásticas e fratura, inesperadas fraturas ocorrem ocasionalmente mesmo quando materiais de alta qualidade são utilizados. Como afirmado anteriormente, estas falhas resultam de altas tensões localizadas em áreas específicas, embora a tensão média na estrutura seja baixa. A causa desta redução em resistência é a presença de pequenos defeitos microscópicos ou

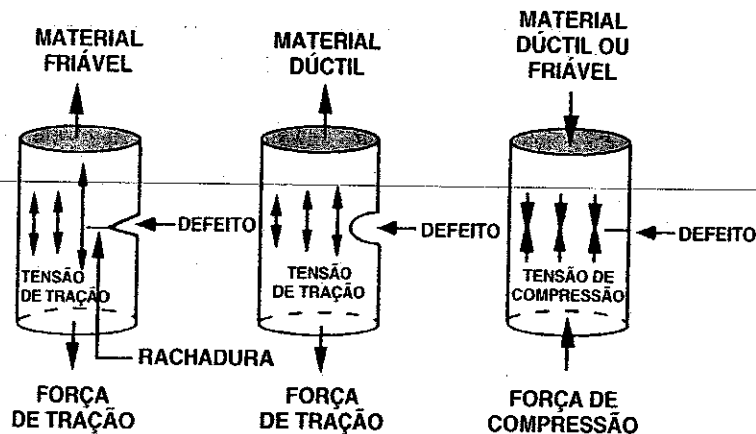


Fig. 4.12 Influência de tensões de tração e compressão em defeitos em materiais friáveis e dúcteis.

defeitos microestruturais na superfície ou na estrutura interna. Estes defeitos são especialmente críticos em materiais friáveis nas áreas de tensão de tração porque as tensões nas pontas desses defeitos são em muito aumentadas e podem levar à iniciação de fraturas e quebra das uniões. Na Fig. 4.12, temos a distribuição de tensões de tração em um material friável e em um material dúctil. Embora as tensões de tração tenham aumentado na extremidade do defeito em cada caso, elas aumentaram em menor proporção no material dúctil (centro da ilustração da Fig. 4.12), no qual ocorreu uma deformação plástica com subsequente alargamento da extremidade do defeito, portanto reduzindo as tensões de tração localizadas. Como mostrado no lado esquerdo da Fig. 4.12, a tensão de tração em um material friável não pode ser aliviada pela deformação plástica na extremidade do defeito, e trincas se desenvolvem à medida que a tensão aumenta até um nível crítico. Observe o nível de tensão elevado na extremidade do defeito. Entretanto, a tensão em áreas distantes desses defeitos será bem menor se os defeitos estiverem ausentes destas áreas. O defeito não participa diretamente quando o material não é submetido a uma força compressiva externa, como mostrado no lado direito da Fig. 4.12. Neste caso, as tensões compressivas que se desenvolvem no material tendem a fechar a fratura, e a distribuição de tensões torna-se mais uniforme.

Esses defeitos apresentam dois aspectos importantes: (1) a intensidade de tensão aumenta de acordo com a extensão do defeito, especialmente quando este é orientado perpendicular à direção de tensões de tração, e (2) defeitos na superfície estão associados a tensões mais altas do que os defeitos de mesmo tamanho nas regiões internas. Portanto, o acabamento superficial de materiais friáveis como as cerâmicas, amálgamas e compósitos é extremamente importante em áreas sujeitas a tensões de tração.

Áreas localizadas de aumento de tensões podem também resultar de fatores outros que os inerentes defeitos microscópicos na superfície ou no interior do material. Áreas de alta concentração de tensão são causadas por um ou mais dos seguintes fatores:

1. Grandes defeitos superficiais ou internos, tais como porosidade, rugosidade proveniente do desgaste, e defeitos causados durante o torneamento.
2. Bruscas alterações de formato, tais como a ponta de um encaixe ou braço de um grampo a uma estrutura de prótese removível ou um ângulo vivo na linha do ângulo pulpoaxial de um dente preparado para uma restauração de amálgama.
3. A região de interface de uma estrutura adesiva onde o módulo de elasticidade dos dois componentes seja bem diferente.

4. A região de interface de uma estrutura adesiva onde os coeficientes de contração e expansão térmicas dos dois componentes sejam muito diferentes.

5. Uma carga aplicada em um ponto da superfície de um material friável (denominado *ponto de carregamento hertziano*).

Existem vários meios de se minimizar a concentração de tensões e portanto reduzir o risco de fratura clínica. Com relação ao fator 1, a superfície pode ser criteriosamente polida para se reduzir a profundidade dos defeitos. Pouco pode ser feito com relação aos defeitos internos além de melhorar a qualidade da estrutura ou aumentar o tamanho do objeto. Para o fator 2, o desenho de qualquer prótese deve variar gradualmente em vez de abruptamente. Arranhões em forma de microcortes devem ser evitados. Ângulos internos de preparos dentais devem ser arredondados para se minimizar o risco de fratura de uma cúspide. Para o fator 3, o material mais friável deve ter o menor módulo de elasticidade de modo que a tensão seja transferida ao material de maior módulo de elasticidade. Se isto não for possível, o módulo de elasticidade dos dois materiais deve ser parecido. Para o fator 4, os materiais devem possuir coeficientes de contração ou expansão térmica. Se uma diferença térmica neste coeficiente não puder ser evitada, o mais fraco, mais friável material, deve possuir um coeficiente de contração ou expansão térmica ligeiramente mais baixo de modo que uma tensão compressiva protetora seja mantida na estrutura próxima à interface. Com relação ao fator 5, a ponta da cúspide de uma coroa ou dente antagonista deve ser bem-arredondada de modo que as áreas de contato oclusal em materiais friáveis sejam largas.

CRITÉRIOS PARA SELEÇÃO DE MATERIAIS RESTAURADORES

QUESTÃO CRÍTICA

A tenacidade de fratura é um método mais preciso de se medir a resistência à fratura de um material do que a resistência à tração. Por que a resistência à tração de materiais friáveis como o amálgama dental, compósito, cerâmica e cimentos inorgânicos varia tanto, e qual das séries de valores de resistência à tração deve ser usada quando se considera a seleção de um novo produto de um desses materiais?

QUADRO 4.2 Propriedades compressivas de alguns materiais dentários restauradores

Material	Módulo de Elasticidade		Limite de Proporcionalidade		Módulo de Resiliência		Resistência	
	GPa*	psi × 10 ⁶	MPa	psi	MJ/m ³	in-lb/in ³	MPa	psi
Resina acrílica sem carga	1,9	0,27	44	6.400	0,52	76	76	11.000
Compósito resinoso	14,0	2,0	161	23.400	0,93	137	235	34.000
Fosfato de zinco	13,7	2,0	153	22.000	0,87	126	161	23.300
Amálgama	34,0	5,0	340	49.000	1,7	247	423	61.300
Ouro para incrustações	77,0	11,3	166	24.100	0,18	26	—	—

*1 GPa = 10³ MPa.

Certos dados obtidos de Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GC, and Sweeney WT: Compressive properties of hard tooth-tissue. J Am Dent Assoc 60:746-756, 1960.

Já discutimos a variabilidade da resistência à tração em seções anteriores. Devido ao fato de os materiais friáveis serem tão susceptíveis a defeitos superficiais e defeitos internos, quando tensões de tração estão presentes, e porque estes materiais não podem se deformar plasticamente para reduzir as concentrações de tensões, suas resistências à tração são bem mais baixas do que suas resistências compressivas. Por conveniência, as resistências compressivas são reportadas mesmo que a maioria dos materiais friáveis raramente falhe sob tensões de compressão. Entretanto, valores de resistência à compressão são de importância quando comparações são feitas entre os valores relativos de resistência de uma classe similar de materiais friáveis, como os amálgamas ou os cimentos.

As propriedades compressivas de alguns materiais restauradores populares utilizados em dentística operatória são apresentados no Quadro 4.2. O módulo de resiliência da liga de ouro é o mais baixo dos materiais considerados. Ele possui um relativamente alto limite de proporcionalidade e alta ductibilidade, ambos os quais contribuem para a sua tenacidade. Quando uma liga de ouro é submetida a uma alta tensão, ela tende a se deformar em vez de fraturar-se. O amálgama possui um maior módulo de resiliência, mas é um material friável e, em situações de tensão extrema, ele se fratura em vez de deformar devido à sua baixa tenacidade e ductibilidade.

Devido ao fato de as propriedades físicas descritas anteriormente terem sido obtidas através da utilização de tamanhos e formas muito distintos daqueles das restaurações dentais, deveríamos questionar como os materiais dentários podem ser selecionados pelo dentista com base nessas propriedades. Os engenheiros aplicam um critério similar para a seleção de materiais a serem utilizados para a construção de uma ponte. Os engenheiros têm uma vantagem sobre os dentistas nesse aspecto, porque eles sabem de antemão a tensão "média" máxima que as estruturas irão suportar antes que a fratura ocorra. Mais ainda, estes esperados valores de tensão estimados são multiplicados por um "fator de segurança" para assegurar que a estrutura irá suportar uma certa quantidade de tensões. Entretanto, os valores de resistência à tração relatados para os materiais dentários representam as tensões médias abaixo das quais 50% dos corpos de prova fraturaram e acima das quais 50% destes sobreviveram aos testes. Como este é um índice de falhas inaceitável na odontologia restauradora, o alcance da variação dos valores

medidos deve ser conhecido. Sob um ponto de vista ultraconservador, os mais baixos valores de resistência devem ser utilizados para se comparar os materiais dentários e também para se desenhar uma prótese para resistir à fratura num alto nível de confiança.

É pena que as magnitudes das forças mastigatórias não sejam conhecidas para nenhum paciente, para que o dentista possa prever as tensões que irão ser induzidas nos aparelhos restauradores. Entretanto, o conhecimento das relações entre as propriedades dos materiais restauradores conhecidos por exibir uma performance de sobrevivência a longo prazo é reforçado pela experiência clínica. Como é verdade no campo da engenharia, a profissão odontológica está também ciente de que o melhor teste de um material restaurador é o teste do tempo.

Quando dados de sobrevivência clínica após um período de três anos ou mais não são conhecidos com respeito a um produto recentemente introduzido no mercado, deve-se primeiramente investigar se dados clínicos confiáveis a curto prazo (< 3 anos) encontram-se disponíveis. Na ausência de dados clínicos de um material para pelo menos um período de 3 anos, um novo material deve ser avaliado à medida que cumpra os requisitos mínimos identificados na especificação e no padrão dos materiais dentários, tais como aqueles que foram desenvolvidos pela ADA e pela International Organization for Standardization. Se um novo material cumprir esses requisitos, os dentistas poderão confiar de modo razoável que o material irá comportar-se de modo satisfatório se utilizado da maneira adequada.

LEITURA SELECIONADA

Guinness Book of Records, 1994 edition, New York, Facts on File, p. 168.

O'Brien WJ: Dental Materials: Properties and Selection. Chicago, IL, Quintessence, 1989.

O apêndice contém uma listagem completa de valores tabulados de propriedades físicas e mecânicas dos materiais dentários e estruturas dentais.

Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GD, and Sweeney WT: Compressive properties of hard tooth tissue. J Am Dent Assoc 60:746, 1960.

Embora este estudo seja de 1960, ainda permanece como o mais autorizado a respeito das propriedades mecânicas da estrutura dental.

Van Vlack LH: Elements of Materials Science and Engineering, 5th ed. Reading, MA, Addison-Wesley, 1985.

Este texto também foi citado no Cap. 2 como sendo o melhor sobre estrutura da matéria, propriedades materiais e engenharia.