**1- INTRODUÇÃO**

As propriedades mecânicas dos materiais são definidas pelas leis da mecânica, isto é, a ciência física que trata de energia e forças, e de seus efeitos nos corpos. Todas as propriedades mecânicas são medidas da resistência do material à deformação ou fratura sob uma força aplicada. A resistência de um material é a propriedade mecânica definida como a tensão (força por unidade de área que atua em milhões de átomos ou moléculas em um dado plano de um material submetido a uma aplicação de carga) necessária para causar sua fratura (resistência máxima) ou para produzir uma quantidade específica de deformação plástica (Anusavice, 2005).

Existem diversos tipos de tensões desenvolvidas que variam com a natureza das forças aplicadas e a forma do objeto. Elas podem ser tensões de tração, tensões cisalhantes, tensões compressivas e de flexão. Se estas tensões causarem somente deformações elásticas, os materiais irão recuperar-se completamente, quando as forças forem removidas. Entretanto, quando aquelas tensões forem superiores ao limite de proporcionalidade (limite entre deformação elástica e plástica), causarão deformação permanente e, se ultrapassarem a resistência máxima de um material (resistência máxima à tração, ao cisalhamento, à compressão e à flexão), serão de intensidade suficiente para causar a sua fratura. Tensões elásticas em materiais dúcteis não causam deformação permanente ou irreversível. Para materiais friáveis, ou frágeis, que exibem apenas deformações elásticas, tensões ligeiramente maiores ou equivalentes à tensão elástica máxima (limite de proporcionalidade) resultam em fratura (Anusavice, 2005).

O conhecimento das propriedades físicas e mecânicas do tecido dentário e dos materiais restauradores é de grande importância. No ambiente bucal, dentes e materiais presentes na cavidade bucal são constantemente submetidos a esforços mecânicos através das forças mastigatórias e, algumas vezes, das forças parafuncionais. Estas forças agem nos dentes e nos materiais produzindo diferentes reações que podem gerar deformações e comprometer sua integridade com o passar do tempo (Wang, 2003).

A resistência à fratura é analisada em estudos *in vitro* por meio de ensaios mecânicos (Burke, 1992; Fonseca, 2004; Soares, 2005). Este trabalho visa apresentar o ensaio de resistência à fratura dental, realizando uma revisão de alguns conceitos relacionados ao tema; apresentar a importância do método e descrever a sua metodologia laboratorial através da literatura existente.

**2- TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA DENTAL**

Embora, raramente, os dentes íntegros sofram fraturas coronárias sob função mastigatória normal, estas ocorrências são freqüentes com dentes que tenham sido fragilizados por cáries e/ou preparos cavitários (Mondelli *et al.*, 2009). Segundo Burke (1992), diversos fatores são responsáveis pelas fraturas dentais: contato excessivo entre as cúspides dos dentes posteriores em movimentos mandibulares excêntricos, restaurações extensas, desgaste, maloclusão, desidratação decorrente de tratamento endodôntico e planos inclinados ou fossas proeminentes nos dentes. Muitos trabalhos têm demonstrado haver relação direta entre quantidade de tecido dental perdido com os preparos cavitários e a resistência à fratura do remanescente (Burke, 1992; Fonseca, 2004; Santos, 2005), sendo que os dentes submetidos a um preparo apresentam menor resistência à fratura.

A realização de experimentos laboratoriais e clínicos que objetivam a análise de falhas de restaurações, que são caracterizadas pela fratura do material restaurador ou da estrutura dental, é tida como aspecto decisivo na melhoria dos procedimentos restauradores ou até mesmo para melhor padronização do ensaio mecânico (Soares, 2004). Apesar de serem testes de natureza destrutiva, os testes de resistência à fratura são de grande importância, pois determinam as forças necessárias para levar uma restauração ou a estrutura dental à fratura, permitindo, assim, chegar a novas configurações dos preparos cavitários que promovam maior resistência; servem de base para o desenvolvimento de estudos clínicos e possibilitam a análise de novos materiais e técnicas (Fonseca, 2004).

Burke (1992) considerou que os testes *in vitro* de resistência à fratura dental trazem informações válidas e permanecem sendo importantes como métodos de investigação para novas técnicas restauradoras. Os testes de resistência realizados para determinar a resistência máxima à fratura das estruturas dentais utilizam-se de aplicação de carga tangencial (Soares, 2005; Silva, 2007) e compressiva (Fonseca, 2004; Mondelli, 2007) sobre dente (Santos, 2005; Bonfante, 2006), restaurações (Mondelli, 2009; Morimoto, 2009) e núcleos intra-radiculares (Rocabado, 2009).

Na realização de ensaios mecânicos alguns fatores são importantes e decisivos, como a maneira de inclusão, sustentação e modo de transmissão de carga aplicada na superfície oclusal do dente para haver maior aproximação da metodologia empregada com a realidade clínica (Soares, 2004). Como as metodologias feitas em testes de laboratório apresentam uma grande variação, é quase impossível comparar os dados de resistência à fratura entre os estudos laboratoriais (Naumann, 2009; Oktay, 2010). O protocolo de realização do teste de resistência à fratura dental deve incluir as seguintes etapas: seleção e preparo dos espécimes (inclusão e simulação do ligamento periodontal), máquina de ensaio, velocidade do teste, método de aplicação de carga (dentes anteriores e posteriores), classificação do tipo de fratura.

**2.1- SELEÇÃO DOS ESPÉCIMES**

Devido às diferenças anatômicas, estruturais e diferenças de carga funcional, parece ter sentido a separação entre dentes anteriores, pré-molares e molares na seleção da amostra e aplicação do teste (Naumann, 2009). Dentes com dimensões similares, livres de trincas, cáries e fraturas devem ser selecionados (Fonseca, 2004; Santos, 2005; Abo El-Ela, 2008) e dentes muito pequenos e muito grandes evitados (Naumann, 2009).

Naumann (2009) relata que outra questão fundamental é como armazenar os dentes para evitar as mudanças estruturais do tecido duro, em dentina particularmente, até a preparação das amostras e testes. Em sua revisão, observou que o meio de estocagem mais utilizado foi solução salina, seguido de timol. A solução salina é um meio de armazenamento que afeta a resistência de união negativamente, assim, torna-se inadequada para armazenar as amostras. O uso de soluções de timol reduz significativamente a resistência ao cisalhamento. A ISO nº TS11405 (Materiais dentários - Teste de adesão à estrutura dentária) recomenda o uso de água destilada ou solução de cloramina T 0,5% com substituição periódica. No entanto, os dentes não devem ser armazenados por mais de 6 meses.

**2.2- INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL**

O suporte ósseo e o ligamento periodontal são importantes para os mecanismos de distribuição das tensões sobre os dentes (Soares, 2005). Em testes in vitro, o material de inclusão da raiz deve reproduzir a capacidade do osso para absorver a carga mastigatória e, assim, apoiar a força de compressão e tangencial em um teste de resistência à fratura. (Soares, 2005; Fonseca, 2004). Os materiais utilizados para inclusão da raiz variam muito: resina acrílica autopolimerizável (Santos, 2005), gesso (Al-Wahadni, 2002) ou mesmo resina de poliestireno (Fonseca, 2004) podem ser usados. Naumann (2009) sugere que novas investigações sobre a influência do tipo de material de inclusão nos resultados dos testes de resistência à fratura in vitro são urgentemente necessárias, pois não existe um material validado para simular as características do osso mandibular e maxilar.

Outro aspecto importante em um teste de resistência à fratura é a simulação do ligamento periodontal. Este procedimento pode ser realizado com o uso de diferentes materiais elastoméricos (Soares, 2005), no entanto, um grande número de estudos in vitro tem eliminado este procedimento (Santos, 2005; Bonfante, 2006; Mondelli, 2007; Abo El-Ela, 2008; Mondelli, 2009; Morimoto, 2009; Oktay, 2010). A não simulação de um ligamento periodontal artificial poderia simular uma anquilose dentária, situação clínica raramente encontrada, o que poderia influenciar nos valores numéricos e, principalmente, no padrão de fratura (Soares, 2004).

Quando o ligamento periodontal for reproduzido, é importante definir qual o material deve ser usado. Soares (2005) demonstrou que baseado na facilidade de uso, consistência, limite de deformação, influência da simulação do ligamento periodontal no padrão de fratura e nos valores de resistência à fratura, o material de moldagem à base de poliéter deve ser considerado a melhor escolha.

Para o desenvolvimento do processo de inclusão, será apresentada a técnica baseada no método descrito por Soares (2005) e corroborado em outros trabalhos (Fonseca, 2004; Silva, 2007).

O dente deve ser demarcado a 2 mm apicalmente da junção amelocementária, definindo, assim, a altura hipotética normal do osso alveolar e o limite de inclusão de cada dente. Para a correta reprodução da espessura do ligamento periodontal, as raízes devem ser rapidamente mergulhadas em cera utilidade liquefeita, de modo que fiquem recobertas com 0,2 a 0,3 mm de espessura de cera.

Fixar os dentes com cera pegajosa à haste de um delineador protético, mantendo a haste perpendicular ao plano horizontal. Colocar a mesa móvel do delineador perpendicular ao longo eixo do dente e sobre esta posicionar um cilindro de PVC e uma película de filme radiográfico com furo central compatível com o diâmetro do dente. O dente, ainda preso à haste do delineador, deve ser inserido na perfuração do filme radiográfico até a marca feita a 2 mm da junção amelocementária e fixado na película com cera pegajosa.

Remover o conjunto do delineador e posicioná-lo, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em placa de madeira com perfurações e o cilindro de PVC com 25 mm de diâmetro deve ser posicionado e fixado com cera na película, de modo que o dente fique centralizado no interior do cilindro. A resina de poliestireno autopolimerizável deve ser manipulada e vertida no interior do cilindro. Após a polimerização da resina, remover o conjunto da placa de suporte.

Retirar os dentes dos alvéolos artificiais e limpar, tanto as raízes quanto o alvéolo, para a completa remoção da camada de cera. O material de moldagem à base de poliéter deve proporcionado e manipulado seguindo as instruções do fabricante e inserido no alvéolo, sendo o dente introduzido sob pressão digital até a marcação de 2 mm do limite amelocementário. Após a polimerização, os excessos devem ser retirados com lâmina de bisturi. Terminados esses procedimentos, armazenar os espécimes em água destilada a 37ºC até os procedimentos posteriores.

A literatura mostra muita variação quanto ao período de estocagem dos espécimes antes do teste de resistência à fratura. Os espécimes são acondicionados em água destilada a 37ºC por períodos 24 horas (Fonseca, 2004; Soares, 2005; Bonfante, 2006), 48horas (Abo El-Ela, 2008), 72horas (Santos, 2005) e de até 1 semana (Al-Wahadni, 2002; Morimoto, 2009).

A ADA (2007) recomenda que “as amostras devem ser armazenadas em água a 37 ± 2 ° C por 24 horas antes do teste. ISO / TS 11405 observa que armazenagem em água por 24 horas, normalmente é suficiente para distinguir entre os materiais que podem ou não resistir a um ambiente úmido."

**2.3- MÁQUINAS DE ENSAIO**

Para a realização dos testes de resistência à fratura, são empregadas máquinas de ensaio universal. Existem diversos modelos e marcas destas máquinas para este fim, como pôde ser observado na literatura utilizada como referência neste trabalho:

* Modelo K-2000MP, Dinamômetros Kratos Ltda., São Paulo, Brasil (Bonfant, 2006; Mondelli, 2007);
* Instron modelo 4301, Canton, Mass. (Santos, 2005);
* Instron modelo 8501, Instron Corp. Canton, Mass. (Abo El-Ela, 2008);
* EMIC DL 2000; São José dos Pinhais, PR, Brasil (Fonseca, 2004; Silva, 2007);
* EMIC DL 500; São José dos Pinhais, PR, Brasil (Soares, 2005; Mondelli, 2009);
* Llyod, LRX, Fareham, Hants, England (Oktay, 2010);
* Modelo FS-5; Riehle Testing Machines, Philadelphia, PA, USA (Morimoto, 2009).

**2.4- VELOCIDADE DE APLICAÇÃO DA CARGA**

Burke (1992) verificou que nos diversos estudos de resistência à fratura, há grande diversidade no que diz respeito à velocidade e ao modo de aplicação de carga utilizados (Tabela II). Fonseca (2004) ao avaliar a influência da configuração do preparo cavitário na resistência à fratura de molares com restaurações indiretas em cerômero utilizou velocidade de 0,5mm/min. Abo El-Ela (2008) empregou velocidade de 2 mm/min na avaliação da resistência à fratura de dentes anteriores restaurados com pinos não-metálicos. Oktay (2010) ao analisar a resistência à fratura de primeiros pré-molares superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes adesivo dentinários e resinas compostas híbridas, utilizou velocidade de 1mm/min.

Em seu trabalho de revisão, Naumann (2009) afirma que a velocidade de carga é um parâmetro fundamental de carga estática e encontrou valores na velocidade de aplicação de carga linear variando entre o 0,01mm/min até 150mm/min. Além disso, declara que a resistência à fratura aumenta à medida que diminui a velocidade de aplicação da carga, velocidades acima de 150 mm/min aproximam-se dos efeitos por trauma, e que velocidades de carga inferiores a 1 mm/min afetam a carga para fratura de restaurações cerâmicas alterando o desenvolvimento normal da trinca. Portanto, a velocidade de 1 mm/min foi recomendada.



**2.5-MÉTODO DE APLICAÇÃO DA CARGA (ÂNGULO DE CARREGAMENTO E PONTA DE APLICAÇÃO)**

O ângulo de aplicação da carga, nos ensaios de resistência à fratura dental, deverá simular, o mais próximo possível, o ângulo de incidência das forças mastigatórias clinicamente. Na literatura, observa-se variação dessa angulação em função do grupo de dentes utilizados nas pesquisas (Santos, 2005).

Guzy e Nicholls (apud Abo El-Ela, 2008) informaram que para os dentes incisivos um ângulo de carga de 135° (ângulo de 45º em relação ao plano horizontal) simula o ângulo de contato observado clinicamente para oclusão Classe I entre os dentes do maxilar e mandibular anterior. Em seu trabalho, Abo El-Ela (2008) afirma que o ângulo de carregamento de dentes restaurados com pinos pode afetar fortemente resistência à fratura, podendo levar ao fracasso o aumento do ângulo de carregamento se aproximando de uma orientação paralela ao longo eixo dos dentes. Assim, em seu estudo, o autor utilizou acessórios metálicos confeccionados para permitir posicionamento dos espécimes em 135 ° em relação ao plano horizontal de modo que a carga poderia ser aplicada com uma ponta de aço inoxidável com formato de faca no centro da fossa lingual.

No mais estático teste mecânico de fratura relatado na literatura, os pré-molares foram carregados na cúspide palatina com ângulos 130-150º em relação ao eixo longitudinal do dente, gerando uma força de compressão perpendicular ao lado de cúspide. No entanto, durante a função a oclusão gera vetores de forças não-axiais ao longo do lado da cúspide seguindo o paralelograma de forças (Oktay, 2010). Neste estudo, a carga estática foi aplicada na metade da largura mésio-distal das cúspides vestibular e palatina, e em um ângulo de 135°em relação ao longo eixo de dentes pré-molares superiores. No entanto, o que se observa com mais freqüência é a aplicação da carga em dentes posteriores, pré-molares (referências) e molares (referências), paralela ao longo eixo dos dentes.

Outro aspecto do teste onde se encontrou muita variação na literatura foi quanto ao formato da ponta para aplicação da carga, mas observa-se o uso de pontas no formato de cunha ou faca (Silva, 2007; Abo El-Ela, 2008) para carregamento em dentes anteriores, e para dentes posteriores, em formato de cilindro (Bonfante, 2006; Mondelli, 2007) e esfera (Fonseca, 2004; Santos, 2005; Mondelli, 2009), adequando-se o seu diâmetrode acordo com a dimensão oclusal dos dentes avaliados.

**2.6- PADRÃO DE FRATURA**

Fonseca (2004), ao analisar a influência da configuração do preparo cavitário na resistência à fratura de molares, usou a seguinte classificação do padrão de fratura: I-fratura exclusiva da restauração (a- envolvendo cúspides funcionais / b- cúspides não funcionais); II-fratura da restauração envolvendo pequena porção do dente (a- envolvendo cúspides funcionais / b - cúspides não funcionais ); III-fratura da restauração envolvendo extensa porção do dente (a- envolvendo cúspides funcionais / b- cúspides não funcionais); IV-fratura com envolvimento radicular.

Soares (2005), em seu estudo sobre a influência do material de inclusão e da simulação do ligamento periodontal nos ensaios de resistência à fratura, classificou os modos de fratura da seguinte maneira: I) fratura coronal; II) a fratura no limite do cilindro de resina; III) fratura com invasão parcial da inserção no cilindro; V) fratura radicular.

Bonfante (2006) analisando a resistência à fratura e padrão de falha de pré-molares submetidos ao clareamento interno com peróxido de carbamida a 37%, com aplicação de diferentes procedimentos restauradores, classificou o modo de fratura como: 1) fratura da ponta da cúspide e / ou crista marginal; 2) fratura parcial da cúspide e / ou crista marginal até o terço médio; 3) fratura completa de uma das cúspides e / ou crista marginal, não ultrapassando a junção cemento-esmalte; 4) fratura completa de uma das cúspides, ultrapassando a junção cemento-esmalte; 5) fratura de toda a coroa. As fraturas do tipo 1, 2 e 3 foram consideradas favoráveis e os tipos 4 e 5 foram considerados desfavoráveis.

Silva (2007) avaliando a resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas, avaliou e classificou o padrão de fratura como reparável, se localizado no terço cervical da raiz, com limite de 2 mm apical em relação ao término cervical da coroa; ou catastrófica, se localizada abaixo.

Abo El-Ela (2008) avaliando a resistência à fratura de dentes anteriores restaurados com pinos não-metálicos determinou a extensão da fratura de acordo com uma escala de 3 pontos: fraturas menores foram limitadas à porção coronal do dente, e o dente facilmente restaurável; fraturas moderadas foram aquelas que se estenderam para porção cervical da coroa ou raiz do dente, mas ainda era restaurável; fraturas maiores foram fraturas horizontais graves ou oblíquas da coroa, com o envolvimento da estrutura radicular, consideradas não restauráveis.

Ao verificar a resistência à fratura de pré-molares superiores restaurados com inlays e onlays cerâmicas, Morimoto (2009) avaliou o modo de fratura de acordo com os seguintes critérios: modo I - fratura simples: trincas ou pequenas porções de estrutura dental ou de restauração fraturadas; modo II - fratura moderada: fratura completa de uma das cúspides; modo III - fratura catastrófica: fratura longitudinal, correndo em direção à raiz dentária.

**3- COSIDERAÇÕES FINAIS**

Diante da bibliografia consultada, sobre a metodologia laboratorial do teste de resistência à fratura dental, chega-se às seguintes considerações:

* Não há normatização própria para este ensaio.
* Não há padronização quanto à metodologia, o que torna difícil a obtenção de resultados confiáveis e comparáveis.
* São necessárias investigações sobre protocolo de carregamento para padronização da velocidade de aplicação do teste, bem como do formato e tamanho das pontas para aplicação da carga.

**4-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

Abo El-Ela O, Aha OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. J Can Dent Assoc. 2008;74(5):441-41e.

American Dental Association. Professional product review bonding agents: laboratory testing methods. 2007;2(1). (Online) www.ada.org/goto/ppr.

Al-Wahadni A, Gutteridge DL. An in vitroinvestigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration. Int Endod J. 2002;35:913-8.

Anusavice KJ. Materiais Dentários, Traduzido por Moreira EJL. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda.; 2005.

Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Valle AL do. Fracture resistance and failure pattern of teeth submitted to internal bleaching with 37% carbamide peroxide, with application of different restorative procedures. J. Appl. Oral Sci*.* 2006;14(4):247-52.

Burke F. Tooth fracture in vivo and in vitro. J Dent.1992;20(3):131-9.

Fonseca RB. Influência da configuração do preparo cavitário na resistência à fratura e adaptação marginal de restaurações indiretas em cerômero [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2004.

Mondelli J, Sene F, Ramos RP, Benetti AR. Tooth structure and fracture strength of cavities. Braz Dent J. 2007;18(2): 134-8.

Mondelli RFL, Ishikiriama SK, Oliveira Filho O de, Mondelli J. Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. J Appl Oral Sci. 2009;17(3):161-5.

Morimoto S, Vieira GF, Agra CM, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlay. Braz Dent J. 2009;20(2):143-8.

Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M . Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. Journal of Oral Rehabilitation. 2009;36(4):299-312.

Oktay EA, Şahinkesen G. Buccal and palatal cusps fracture resistance of root filled teeth using various dentine bonding agents and hybrid composite resin. Gülhane Tıp Dergisi.2010;52(1):1-6.

Rocabado JMR. Comparison of two methods for testing restored tooth failure resistance. Ro J Stomatol. 2009;55(3);218-24.

Santos MJMC, Bezerra RB. Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. Journal Canadian Dental Association. 2005;71(8):585-6.

Silva GR. Resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas - avaliação mecânica e por extensometria [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2007.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. Braz Oral Res. 2005;19(1):11-6.

Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay sysytems. Quintessence Int. 2004;35(4):281-6.

Wang L, D'Alpino P, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. J Appl Oral Sci. 2003;11(3):162-7.