

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM PINOS INTRA-RADICULARES SOB CARGA CÍCLICA: UMA REVISÃO CRÍTICA**FRACTURE RESISTANCE OF THE TOOTH WITH POST-RETAINED UNDER CYCLICAL LOAD: A CRITICAL REVISION**

THIAGO REGINATTO - Cirurgião-Dentista. Especialista em Prótese Dentária - Faculdade Ingá/Uningá – Unidade de Pós-graduação de Passo Fundo.
CEZAR AUGUSTO GARBIN - Doutor em Dentística – FOP/UPE. Coordenador do curso de Prótese Dentária - Faculdade Ingá/Uningá – Unidade de Pós-graduação de Passo Fundo.

DEBORAH MEIRELLES COGO - Cirurgião-Dentista. Especialista em Endodontia - Faculdade Ingá/Uningá – Unidade de Pós-graduação de Passo Fundo.

LILIAN RIGO - Mestre em Saúde Coletiva-ULBRA, Professora de Metodologia dos cursos de Especialização - Faculdade Ingá/Uningá – Unidade de Pós-graduação de Passo Fundo.

Endereço para correspondência: Cezar Augusto Garbin. Av. Major João Schell, 1121, Vila Fátima-Passo Fundo-RS - CEP 99020020 cezargarbin@via-rs.net

Este artigo é parte da Monografia redigida ao final do curso de Especialização em Odontologia da Unidade Pós-graduação da Faculdade Ingá/Uningá-Passo Fundo.

RESUMO

Os primeiros pinos intra-radiculares a surgirem no mercado eram feitos de aço inoxidável ou de bronze banhado a ouro. Posteriormente surgiram os pinos de titânio, de cerâmica e os pinos de fibra reforçados por resina. Os pinos intra-radiculares são utilizados em procedimentos restauradores, principalmente em situações clínicas com comprometimento significativo da estrutura coronária remanescente. Contudo, é comum a ocorrência de falhas em dentes restaurados com pinos intra-radiculares, principalmente associadas à fratura radicular. Portanto, o objetivo desta revisão crítica da literatura foi avaliar os tipos de pinos intra-radiculares empregados e comparar os resultados de resistência à fratura quando submetidos a cargas cíclicas. Para tanto, foram selecionados 14 estudos experimentais *in vitro* a partir de bases de dados eletrônicas (BBO, Lilacs, Pubmed, Cochrane, Scielo) desenvolvidos entre 2001 e 2008. Os resultados dos estudos demonstraram, na sua grande maioria, que não houve fraturas dentárias durante a aplicação de carga cíclica. Concluiu-se que independentemente do tipo de pino intra-radicular, as fraturas ocorrem quando os dentes são submetidos a cargas estáticas, e não durante a aplicação de cargas cíclicas. Quando a dentição está protegida de parafunções, os sistemas de pinos intra-radiculares atualmente utilizados fornecem bons resultados.

PALAVRAS-CHAVE: Pinos dentários, retentor intra-radicular, retenção em prótese dentária, falha de restauração dentária.

ABSTRACT

The first prefabricated posts that appeared in the market were made of stainless steel or of gold covered bronze. After that period, titanium posts were introduced and, more recently, the ones made of fiber, reinforced by resin or ceramic. Depending on factors as remaining dental structure, the use of different posts can be considered. The failures found in teeth restored with posts and cores are commonly associated to the root fracture. Therefore, the objective of this critical literature review was to evaluate the root posts that have been currently used, and to compare their results regarding the fracture resistance, when submitted to cyclic loading. In order to accomplish this, 14 experimental in vitro studies developed in the period between 2001 and 2008 were selected from an electronic data base (BBO, Lilacs, Pubmed, Cochrane, Scielo), and then, a table was made from it. It was concluded that, regardless of the kind of post and core, most fractures happen when the teeth are submitted to static loading, and not during cyclic loading. When the teeth are protected from parafunctional loads the dental post systems currently used offer great safety.

KEYWORDS: Dental Pins, Post and Core Technique, Dental Prosthesis Retention, Dental Restoration Failure.

INTRODUÇÃO

Os pinos intra-radulares primeiramente têm a função de auxiliar na retenção da restauração, porém também devem servir para proteger a estrutura dentária remanescente. Essas funções podem ser avaliadas em relação da capacidade de retenção do pino e da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, quando esses pinos dentários forem necessários (PEUTZFELDT; SAHAFI; ASMUSSEN, 2007). Os fatores relacionados aos pinos que exercem influência na retenção e proteção da estrutura dentária incluem: formato, comprimento, diâmetro, desenho da superfície, rigidez e tipo de cimento utilizado (CONCEIÇÃO; BRITO, 2002).

Os primeiros pinos a surgirem no mercado eram confeccionados em aço inoxidável ou bronze banhado a ouro. Mais tarde, surgiram os pinos de liga de titânio, de cerâmica e posteriormente surgiram os pinos de fibra reforçados por resina (FOKKINGA et al., 2006). Dependendo da configuração do canal radicular, da estrutura dental remanescente e da necessidade de retenção, diferentes tipos de pinos são adequados para as diferentes situações clínicas (TORBJÖRNER; FRANSSON, 2004).

De acordo com Torbjörner e Fransson (2004), mais de 100 tipos de pinos pré-fabricados são disponíveis no mercado, havendo variações no tipo de material, na conicidade, na textura superficial e na forma de apresentação. Comparando-se com os pinos fundidos, muitos pinos pré-fabricados possuem melhor retenção e envolvem um menor tempo clínico. Porém também possui desvantagens, como o fato de que é a raiz que se ajusta ao pino e não ao contrário. Os pinos rosqueados têm a melhor retenção, porém a sua introdução ativa no canal radicular pode facilmente desenvolver tensões na estrutura radicular, o que pode induzir trincas que, com o passar do tempo, pode levar a uma fratura radicular. Por isso, seu uso deve ser reservado para algumas situações clínicas, e seu manuseio deve ser feito com extremo cuidado.

Considerando essa grande diversidade de pinos dentários disponíveis no mercado, muitas vezes, o profissional fica indeciso em qual o pino mais adequado para determinada situação clínica.

Em odontologia a fadiga é um fator muito importante, pois muitas vezes ela é a causa de insucesso nas restaurações associadas ao emprego de pinos intra-radulares. Uma

restauração dentária fratura-se muito mais frequentemente por causa de tensões repetidas de valor bem abaixo do limite de resistência à fratura do que pela aplicação de uma única e elevada carga (SCOTTI; FERRARI, 2003). Foi demonstrado que 1.200.000 ciclos num teste de fadiga mecânica equivalem a aproximadamente cinco anos de função mastigatória clínica (PONTIUS; HUTTER, 2002).

As tensões na dentina radicular que ocorrem durante a função dentária concentram-se na circunferência do dente e o nível dessas tensões é menor no canal radicular. O centro da raiz é uma área neutra em relação à concentração de tensões (TORBJÖRNER; FRANSSON, 2004).

As falhas comumente encontradas em dentes restaurados com pinos intra-radulares são associadas à fratura radicular que podem ser por causa da rigidez do pino utilizado. Os pinos de fibra são menos rígidos que os pinos metálicos e, conseqüentemente, possuem uma melhor distribuição de tensões no canal radicular (FOKKINGA et al., 2006).

Neste contexto, a fadiga é considerada uma das principais causas de fratura estrutural em odontologia conservadora e protética. Os estudos *in vitro* que utilizam testes de fadiga com carga cíclica são de grande valia para prever o comportamento em longo prazo das restaurações. Todavia, assim como diversas substâncias na natureza, os materiais dentários podem modificar seu comportamento físico-químico e/ou mecânico em presença de umidade. Dessa forma, os testes de fadiga em ambiente úmido demonstram melhor os efeitos do tempo nas restaurações (SCOTTI; FERRARI, 2003).

Por ser a escolha do pino intra-radicular um assunto muito polêmico e ainda muito divergente entre os profissionais, a presente revisão crítica da literatura tem como objetivo verificar dentre os sistemas de pinos dentários, quais deles oferecem melhor comportamento quando submetidos a um teste de fadiga sob carga cíclica.

PRESSUPOSTOS METODOLÓGICOS

Tipo de estudo e amostra

Para a construção desse trabalho foi realizada uma pesquisa bibliográfica com posterior análise crítica. Para isso, foram selecionados apenas 14 artigos científicos de estudos experimentais *in vitro*.

Critérios de inclusão e exclusão

Artigos científicos de estudos *in vitro* referentes ao tema pinos intra-radulares com a utilização de carga cíclica, sendo excluídos que tratavam de casos clínicos.

Estratégias de busca dos dados

A fonte de informações se deu pela busca de artigos científicos de estudos laboratoriais existentes em bases de dados eletrônicas (BBO, Lilacs, Pubmed, Cochrane e Scielo) e em bibliotecas de fácil acesso, publicados entre os anos de 2001 e 2008 nos idiomas inglês e português. Os termos de busca foram: pinos dentários; técnica para retentor intra-radicular; retenção em prótese dentária; falha de restauração dentária.

Após a seleção dos artigos científicos, os principais dados foram fichados e armazenados em um formulário contendo dez itens. Esses dados foram relacionados e analisados criticamente por dois pesquisadores, cujos resultados de cada um encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1- Estudos experimentais *in vitro* de resistência à fratura dos pinos intra-radulares usando carga cíclica.

Autor/Ano	Amostra (n)	Remanescente Coronário	Tipo de Restauração	Cimento	Meio Úmido	Ciclo Térmico (°C)	Número de Ciclos	Frequência (Hz)	Força (N)	Resultado	Padrão de Fratura
BUTZ et al., 2001	64 incisivos centrais superiores	2 mm acima da JAC	G1 – pinos Ti e núcleos em compósito; G2 – pinos de zircônia e núcleos em compósito; G3 – pinos de zircônia e núcleo de cerâmica Empress; G4 – pinos-núcleo fundidos (Au). Todos os espécimes receberam coroas metálicas fundidas totais.	Pinos-núcleo: Panavia 21 EX (RQ) Coroas: Ketac-Cem (CIV)	Sim	5-55	1,2 milhões	1,3	30	Carga cíclica: G1 – 1 fratura G2 – 6 fraturas G3 – 0 fraturas G4 – 1 fratura	Após carga estática: G1: 87,5% cat. e 12,5% fav. G2: 81,25% fav. e 18,75% cat. G3 – 81,25% fav. e 18,75% cat. G4 – 100% cat.
HEYDECKE; BUTZ; STRUB, 2001	64 incisivos centrais superiores	1,2 mm	G1 – pinos Ti; G2 – pinos de zircônia; G3 – 3 mm do tratamento endodôntico foram removidos e cavidade restaurada com RC, sem pino; G4 (controle) – somente cavidade de acesso restaurada com RC, sem pino. Todos os espécimes receberam coroas metálicas fundidas totais.	Pinos-núcleo: G1 e G2 – Panavia 21 EX (RQ) G3 e G4 – técnica adesiva Coroas: Ketac-Cem (CIV)	Sim	5-55	1,2 milhões	1,3	30	Após carga estática (somente 1 espécime no G3 fraturou com carga cíclica)	G1: 100% cat.; G2: 37,5% fav. e 62,5% cat. G3: 50% fav. e 50% cat. G4: 93,75% fav. e 6,25% cat.
STRUB; PONTIUS; KOUTAYAS, 2001	40 incisivos centrais superiores humanos	2 mm acima da JAC	G1 – pinos-núcleo fundidos com liga nobre; G2 – pinos de zircônia com núcleos pré-fabricados de cerâmica; G3 – pinos de resina com cerâmica infiltrada e núcleo igual a G2; G4 – pinos-núcleo de cerâmica Empress.	G1 – Fosfato de Zinco; G2 e G3 – pinos com Panavia TC (RQ) e núcleos com sistema adesivo; G4 – pinos-núcleo com Panavia TC	-	-	1,2 milhões	-	-	Com carga cíclica	G1: 1 fratura G2: 2 fraturas G3: 4 fraturas G4: 0 fraturas
PONTIUS; HUTTER, 2002	40 incisivos centrais superiores	2 mm acima da JAC	G1 – pinos-núcleo fundidos com liga nobre; G2 – pinos de zircônia com núcleos pré-fabricados de cerâmica; G3 – pinos de resina com cerâmica infiltrada e núcleos pré-fabricados de cerâmica; G4 – cavidades de acesso fechadas com RC.	G1 – Fosfato de Zinco; G2 e G3 – pinos com Panavia TC (RQ) e núcleos com sistema adesivo; G4 – sistema adesivo	-	-	1,2 milhões	-	-	Com carga cíclica	G1: 1 fratura G2: 2 fraturas G3: 4 fraturas G4: 0 fraturas
HEYDECKE et al., 2002	64 incisivos centrais	2 mm nas faces livres e 1 mm nas proximais	G1 – pinos Ti e núcleos em RC; G2 – pinos de zircônia e núcleos em RC; G3 – pinos-núcleo de cerâmica zircônia prensada; G4 – pinos-núcleo fundidos (Au) Após, todos os grupos receberam coroas metálicas fundidas.	Pinos e Núcleos com Panavia 21 (RD) e Coroas com Ketac-Cem (CIV)	Sim	5 - 55	1,2 milhões	1,3	30	Com carga cíclica	G1: 1 fratura G2: 1 fratura G3: 0 G4: 2 fraturas
KREJCI et al., 2003	30 pré-molares humanos	G1, G4 e G5 – 1,0 mm acima da JAC na distal e 1,0 mm abaixo da JAC na mesial G2 e G3 – 1,0 mm abaixo da JAC	Um compósito (Targis) foi usado para restaurar todos os dentes: G1 – dentes revitalizados, restauração tipo onlay; G2 – dentes não-vitais, coroa total, sem pino; G3 – dentes não-vitais, coroa total, pinos adesivos de fibra; G4 – dentes não-vitais, restauração tipo inlay; G5 – dentes não-vitais, restauração tipo onlay.	Variolink II (RD)	Sim	-	1,2 milhões	1,5	49	Somente após carga estática	A maioria com direção quase axial através da restauração e dentina radicular, entretanto padrões não-homogêneos de fratura
HU et al., 2004	60 incisivos centrais superiores humanos	G1, G3 e G5 – sem remanescente G2, G4 e G6 – 1 mm	Metade dos grupos foram submetidos à carga estática e metade à carga cíclica: G1 e G4 – PNMF; G2 e G5 – pino-núcleo de RC; G3 e G6 – pino pré-fabricado de fibra de carbono e núcleo em RC. Todos os grupos receberam coroas metálicas fundidas totais	Pinos e Núcleos: G1 e G4 – Super-Bond C&B (RQ) G2, G3, G5 e G6 – Clearfil FII (RC) Coroas: Fuji 1 (CIV)	Sim	10-45	Inspeção visual a cada 10.000 ciclos, e se não houvesse trincas ou deslocamento o processo era repetido até 1.000 vezes	1,25	54	Com carga cíclica	G2 e G5 – 100% fav. G1, G3, G4 e G6 – 100% cat.
SAHAFI et al., 2005	100 incisivos e caninos superiores e caninos inferiores	5 mm dos espécimes fora do bloco	G1 – sem pino e núcleo; G2 – sem pino, núcleo em resina autopolimerizável; G3 – PNMF cônico; G4 – PNMF paralelo; G5 – pino pré-fabricado Ti e núcleo em RC; G6 – pino pré-fabricado Ti com Cojet e núcleo em RC; G7 – pino paralelo pré-fabricado de fibra de vidro e núcleo em RC; G8 – pino paralelo pré-fabricado de fibra de vidro com Cojet e núcleo em RC; G9 – pino paralelo pré-fabricado de zircônia e núcleo em RC; G10 – pino paralelo pré-fabricado de zircônia com Cojet e núcleo em RC.	Panavia F – Kuraray (RD)	Sim	-	até a fratura	2	600	-	Espécimes somente com coroa protética com resistência bem maior, sem diferença significativa entre espécimes somente com núcleo e com pino e núcleo. A grande maioria dos espécimes (94%) teve fratura de raiz (cat.), 3% tiveram perda de retenção e apenas 3% tiveram fratura do pino.
SALAM et al., 2006	60 pré-molares inferiores humanos	2 mm	núcleos em resina de dupla polimerização (ParaCore Automix) variando os pinos: G1 – pinos de fibra de vidro; G2 – pinos Ti e núcleos semelhantes aos do	RelyX Unicem Maxicap (RD)	Sim	-	40.000	2	40	G1 – 100% falharam G2 – 85% falharam G3 – 100% falharam	G1 – mais fraturas de pino-núcleo G2 – mais fraturas de núcleo e raiz G3 – mais fraturas de núcleo (sem pino)

BALDISSARA et al., 2006	35 dentes humanos unirradiculares	Espécimes amputados ao nível da JAC	primeiro grupo; G3 (controle) - sem pinos inseridos; G1 - pino-núcleo metálico fundido; G2 a G5 - núcleo de resina composta, variando os tipos de pinos de fibra (quartz, vidro, carbono e vidro-E, respectivamente)	G1 - Ionômero de vidro resinoso; G2 a G5 - técnica adesiva e RQ Panavia 21 TC (RQ)	Sim	-	2 milhões	8	100	Somente após carga estática	Não houve diferença significativa entre os grupos
FRIEDEL; KERN, 2006	72 incisivos centrais	2 mm	G1 - pinos pré-fabricados de zircônia e núcleo RC; G2 - pinos pré-fabricados de zircônia e núcleo In-Ceram alumina; G3 - pinos-núcleo In-Ceram. Cada grupo foi dividido em 3: 1 - sem coroas; 2 - coroas Empress 2; 3 - coroas Empress 2 e submetidos a um simulador de mastigação	G1 - Ionômero de vidro resinoso; G2 a G5 - técnica adesiva e RQ Panavia 21 TC (RQ)	-	5-55	1,2 milhões	-	30	Houve diferenças no subgrupo com simulação de mastigação: G1 com menor resistência à fratura que G2. 50% dos espécimes do G3 - SG1 não fraturaram.	Somente com carga estática. Todos os espécimes com coroas mostraram o mesmo padrão de fratura (cat.), que difere em parte dos espécimes sem coroas (fav.)
STRICKER; GÖHRING, 2005	48 pré-molares e caninos mandibulares humanos	G1 e G2 - sem remoção de coroa G3 a G6 - 2 mm	G1 - canal não tratado; G2 - canal tratado e restauração RC; G3 - sem pino, coroa de RC laboratorial; G4 - pino de fibra de vidro, núcleo em RC e coroa em RC laboratorial; G5 - pino de zircônia, núcleo em Empress e coroa em RC laboratorial; G6 - pino-núcleo fundido (Au) e coroa em RC laboratorial.	Pinos: G1 a G3 - sem cimento G4 e G5 - Variolink (RD); G6 - Ketac Cem (CIV) Coroas: G1 e G2 - sem cimento G3 a G6 - Tetric (RC)	-	5-50-5	1,2 milhões	1,7	49	Somente após carga estática	G1 - 100% acima da junção amelocementária G2 a G6 - cerca de 50% fav. e 50% cat.
XIBLE et al., 2006	30 caninos humanos	1,0 mm nas faces livres e 0,8 mm nas proximais	G1 - pinos cerâmicos de zircônia e núcleos em cerâmica vítrea termo-injetada; G2 - pinos e núcleos de FRC; G3 - pinos Ti e núcleos em FRC.	Cement It Universal C & B (RD)	Sim	-	500.000	1,7	250	Somente após carga estática	G1 - 60% fav. e 40% cat. G2 - 90% fav. e 10% cat. G3 - 50 % fav. e 50 % cat.
SCOTTI et al., 2006	30 incisivos inferiores bovinos	-	- pinos em FRC: G1 - proporção coroa/pino de 2/3; G2 - proporção coroa/pino de 1/2; G3 - proporção coroa/pino de 1/1.	Duolink (RQ)	Sim	Não	2 milhões	8	50	Nenhuma fratura ocorreu	-

G: Grupo (1,2,3,4,5,6,7,8,9, 10)

Au: liga à base de ouro

Cat.: fratura catastrófica, irrecuperável

CIV: cimento de ionômero de vidro

Cojet: tratamento de superficial

Fav.: fratura favorável, recuperável

FRC: resina composta reforçada por fibra de vidro

JAC: junção amelo-cementária

PNMF: pino-núcleo metálico fundido

RC: resina composta

RD: cimento resinoso de dupla polimerização

RQ: cimento resinoso quimicamente ativado

Ti: titânio

REFLEXÕES

Atualmente encontram-se na literatura diversos estudos de revisão de literatura que procuram relacionar vários estudos direcionados a um mesmo assunto. Muitas vezes esses estudos possuem metodologias muito distintas, e não raro, incomparáveis, haja vista que as variáveis são de número muito grande. Quando essas características são avaliadas metodologicamente e feita uma seleção criteriosa, obtém-se um número menor de estudos, todavia, pode-se traçar um paralelo comparativo com maior validade. Os resultados de estudos que possuem metodologia crítica têm como objetivo orientar o clínico em sua atividade profissional na melhor escolha quanto à tomada de decisão de tratamento.

Estudos *in vitro* feitos a partir de teste de resistência em espécimes dentários são frequentemente encontrados na literatura. Os testes de fadiga com carga cíclica são os que mais permitem prever o fracasso e assim, o comportamento em longo prazo das restaurações dentárias. A fadiga constitui-se de um mecanismo que prevê que um pequeno defeito ou um ponto de fragilidade estrutural irá se propagar durante ciclos variados de carga até a completa fratura da estrutura (SCOTTI; FERRARI, 2003).

Em qualquer estudo, o número da amostra sempre relaciona a parte ao todo. A seleção de amostras de número muito menor que a população reduz os custos e paradoxalmente acaba representando melhor as características da mesma. Quanto mais heterogênea a população maior deve ser o número de amostras. Dos estudos analisados apenas o de Scotti et al. (2006) não utilizou dentes humanos extraídos, tendo utilizado 30 dentes incisivos inferiores bovinos. Os estudos contemplaram um número expressivo em suas amostras, que variavam de 30 a 64 espécimes em 87,71% das vezes. Apenas Sahafi et al. (2005), com 100 espécimes e Friedel e Kern (2006), com 72 espécimes extrapolaram aqueles valores.

Pontius e Hutter (2002) relatam que um número de ciclos equivalente a 1.200.000 ciclos equivale a 5 anos de mastigação clínica. Esse número de ciclos foi bastante usado nos estudos com carga intermitente (BUTZ et al., 2001; HEYDECKE; BUTZ; STRUB, 2001; HEYDECKE et al., 2002; STRICKER; GÖHRING, 2005). Entretanto, Mannocci, Ferrari e Watson (2001) relataram em seus estudos que a maioria das fraturas de sistemas pino-núcleo em testes com carga cíclica, ocorre depois de 10.000 ciclos. Hu et al. (2004), a cada 10.000 ciclos, faziam uma inspeção visual, e caso não houvessem trincas ou deslocamentos, o processo era repetido até o limite de 1.000 repetições. Xible et al. (2006) usaram 500.000 ciclos, Baldissara et al. (2006) submeteram os espécimes a 2 milhões de ciclos. Já Sahafi et al. (2005) preferiu testar os espécimes até a sua fratura. Um estudo de Salam et al. (2006) diferiram bastante dos demais nesse quesito por utilizar somente 40.000 ciclos ou até a distância entre o aplicador da força e o espécime ser mais do que 0,5 mm.

Outro dado importante foi a frequência das cargas aplicadas. Toda vez que um material sofre efeito de uma força externa, ele absorve uma parte dessa força e devolve outra parte, de acordo com seu módulo de elasticidade. Dependendo do intervalo das aplicações dessa força (frequência) o material tem mais ou menos tempo para recuperar sua forma. Portanto, quanto maior for a frequência, menor deverá ser o número de repetições para o material entrar em fadiga. Esse dado é determinado em Hertz (Hz), que significa ciclos por segundo, e geralmente ficou situado entre 1,3 Hz e 2 Hz. Porém, Baldissara et al. (2006) submeteram os espécimes a 8 Hz, enquanto Pontius e Hutter (2002), Strub, Pontius e Koutayas (2001) e Friedel e Kern (2006) não relataram em seus estudos a frequência utilizada, o que dificulta uma comparação de resultados.

As forças da mastigação comumente não atingem 100 N, entretanto picos de força podem alcançar 150 N (MANNOCCHI; FERRARI; WATSON, 2001). Com relação a essas forças um padrão entre 30 e 50 N foi o mais empregado nos estudos. No trabalho de Sahafi et al. (2005), que vislumbrava um número de ciclos até se chegar à fratura, a magnitude da força foi muito superior, ele usou 600 N nas cargas. Xible et al. (2006) e Baldissara et al. (2006) também usaram valores superiores, de 250 N e 100 N, respectivamente. Salam et al. (2006) escolheu o valor de 40 N depois de, em vários testes-piloto com carga de 80 N, a maioria dos espécimes ter fraturado cedo demais, não representando com veracidade uma simulação de fadiga. Strub, Pontius e Koutayas (2001), Pontius e Hutter (2002) e Friedel e Kern (2006) não relataram em seus estudos a magnitude das forças aplicadas, deixando de fora esse importante dado para se fazer uma análise crítica de seus resultados.

Segundo Scotti e Ferrari (2003), o fato de os espécimes estarem conservados em ambiente úmido tem grande influência na sua resistência, visto que pode ter um efeito plástico sobre a matriz e um efeito hidrolítico sobre as fibras dos pinos estéticos. Esse dado foi omitido em praticamente 50% dos estudos utilizados. Krejci et al. (2003), Hu et al. (2004), Sahafi et al. (2005), Baldissara et al. (2006), Xible et al. (2006) e Scotti et al. (2006) conduziram seus estudos em ambiente úmido e deram mais veracidade aos mesmos, se considerarmos que os corpos de prova estudados estariam em sua totalidade sujeitos ao ambiente constantemente úmido da cavidade bucal, quando em trabalho clínico.

A ciclagem térmica também foi um dado omitido em mais da metade dos estudos, mas os autores que utilizaram geralmente submeteram os espécimes a ciclos começavam em 5 ° C,

umentavam até 55 ° C e voltavam a 5 ° C. Hu et al. (2004) utilizou uma ciclagem que variava entre 10 ° C e 45 ° C.

Uma das variáveis mais importantes nos testes de resistência em dentes com pinos intra-radulares é a quantidade de tecido dentário remanescente. Quanto maior for a quantidade desse remanescente menor será o efeito de alavanca no interior do dente, pois a força será melhor dissipada e o braço de força será menor. Além disso, a retenção do sistema restaurador será aumentada, evitando desalojamentos. Sahafi et al. (2005) fabricaram seus espécimes com 5 mm de tecido dentário remanescente. Quase todos os outros estudos usaram uma quantidade de 2 mm de tecido dentário remanescente.

A grande maioria dos espécimes não apresentou fraturas durante a aplicação de carga cíclica. Essa ocorrência pode ser, pois os testes correspondem, em quase sua totalidade, a um exercício clínico mastigatório de cinco anos. O ideal seria que os estudos conseguissem reproduzir um trabalho clínico de 10 a 15 anos, haja vista que seria um intervalo de tempo mais condizente com a média de duração de trabalhos protéticos criteriosamente realizados. Mais trabalhos nesse sentido precisam ser realizados para se ter uma maior reprodutibilidade clínica. Com relação aos padrões de fratura podemos notar que as restaurações que usam pinos com um maior módulo de elasticidade, como pinos de titânio e metálicos fundidos, apresentam um número maior de fraturas ditas catastróficas, ou seja, irreparáveis, levando à perda do elemento dental.

Assim, dentro das limitações do presente trabalho, pôde-se concluir que:

- Independentemente do tipo de pino intra-radicular, a grande maioria das fraturas ocorrem quando os dentes são submetidos à carga estática, e não durante a carga cíclica. Por isso, esforços devem ser dirigidos no sentido de proteger as restaurações deste tipo de força, como a que ocorre no bruxismo, por exemplo.
- Num espaço de tempo de cinco anos, as restaurações com pinos de materiais com módulo de elasticidade elevado, como ligas metálicas e titânio, por exemplo, apresentam grande segurança, desde que a dentição esteja protegida de parafunções.

REFERÊNCIAS

- 1- BALDISSARA, P. et al. **Fatigue resistance of restored endodontically treated teeth: a multiparametric analysis.** International Journal of Prosthodontics, Lombard, v. 19, n. 1, p. 25-27, 2006.
- 2- BUTZ, F. et al. **Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study.** International Journal of Prosthodontics, Lombard, v. 14, n. 1, p. 58-64, 2001.
- 3- CONCEIÇÃO, E. N.; BRITO, A. A. **Pinos intra-radulares de fibra de vidro, carbono e cerâmicos.** In: RIELSON J. A. C.; ELENICE A. N. G. (Org.). *Estética.* São Paulo: Artes Médicas., p. 169-184, 2002.
- 4- FOKKINGA, W. A. et al. **In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems.** European Journal of Oral Sciences, Copenhagen, v. 114, n. 3, p. 250-256, 2006.
- 5- FRIEDEL, W.; KERN, M. **Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores.** Quintessence International, Berlin, v. 37, n. 4, p. 289-295, 2006.
- 6- HEYDECKE, G. et al. **Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 84, n. 4, p. 438-445, 2002.
- 7- HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; STRUB, J. R. **Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study.** Journal of Dentistry, Oxford, v. 29, n. 6, p. 427-433, 2001.
- 8- HU, S. et al. **Resistance to cyclic fatigue and fracture of structurally compromised root restored with different post and core restorations.** Dental Materials Journal, Tokyo, v. 24, n. 2, p. 225-231, 2004.

- 9- KREJCI, I. et al. **Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts.** Operative Dentistry, Seattle, v. 28, n. 2, p. 127-135, 2003.
- 10- MANNOCCI, F.; FERRARI, M.; WATSON, T. F. **Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study.** Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 3, p. 284-291, Saint Louis, 2001.
- 11- PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A.; ASMUSSEN E. **A survey of failed post-retained restorations.** Clinical Oral Investigations, Berlin, v. 12, n. 1, p. 37-44, 2007.
- 12- PONTIUS, O.; HUTTER, J. W. **Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement.** Journal of Endodontics, Chicago, v. 28, n. 10, p. 710-715, 2002.
- 13- SAHAFI, A. et al. **Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts.** Clinical Oral Investigations. Berlin, v. 9, n. 2, p. 84-90, 2005.
- 14- SALAM, S. N. A. et al. **Cyclic loading of endodontically treated teeth restored with glass fibre and titanium alloy posts: fracture resistance and failure modes.** European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry, Ramford, v. 14, n. 3, p. 98-104, 2006.
- 15- SCOTTI, R. et al. **Effect of post length on the fatigue resistance of bovine teeth restored with bonded fiber posts: a pilot study.** The International Journal of Prosthodontics, Lombard, v. 19, n. 5, p. 504-506, 2006.
- 16- SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra: considerações técnicas e aplicações clínicas.** In: BALDISSARA, P. Propriedades mecânicas e avaliação in vitro. São Paulo: Artes Médicas. p. 39-51, 2003
- 17- STRICKER, E. J.; GÖHRING, T. N. **Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study.** Journal of Dentistry, Oxford, v. 34, n. 5, p. 326-335, 2005.
- 18- STRUB, J. R.; PONTIUS, O.; KOUTAYAS, S. **Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth.** Journal of Oral Rehabilitation, Oxford, v. 28, n. 2, p. 120-124, 2001.
- 19- TORBJÖRNER, A.; FRANSSON, B. **A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth.** The International Journal of Prosthodontics, Lombard, v. 17, n. 3, p. 369-376, 2004.
- 20- XIBLE, A. et al. **Effect of cyclic loading on fracture strength of endodontically treated teeth restored with conventional and esthetic posts.** Journal of Applied Oral Science, Bauru, v. 14, n. 4, p. 297-303, 2006.