DENIS YUDI NAGASE

**ESTUDO, IN VITRO, DA INFLUÊNCIA DA TÉCNICA E DO APARELHO
DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE PINOS
INTRA-RADICULARES**

São Paulo

2009

Denis Yudi Nagase

**Estudo, in vitro, da influência da técnica e do aparelho de fotopolimerização
na resistência de união de pinos intra-radiculares**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de concentração: Dentística

Orientadora: Profa. Dra. Margareth Oda

São Paulo

2009

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Nagase, Denis Yudi

Estudo, *in vitro*, da influência da técnica e do aparelho de fotopolimerização na resistência de união de pinos intra-radiculares / Denis Yudi Nagase; orientador Margareth Oda. -- São Paulo, 2009.

68p. : tab., fig.; 30cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Fotopolimerização de adesivos dentinários – Lâmpada halógena – Pinos de fibra – Resistência de União 2. Dentística

CDD 617.675
BLACK D2

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nagase DY. Estudo, in vitro, da influência da técnica e do aparelho de fotopolimerização na resistência de união de pinos intra-radiculares [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

São Paulo, 28/06/2010

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Massaioshi** e **Mitie**, pelas oportunidades que sempre me ofereceram com muito apoio e compreensão, meu amor e eterna gratidão.

À minha irmã, **Larissa**, pelo apoio durante todo o curso.

AGRADECIMENTOS

Á **Deus** por me conceber a graça de viver, acompanhando-me com luz e com amor.

Á minha orientadora, Margareth Oda, por me guiar tanto no caminho científico como no caminho da vida. Sempre muito receptiva e paciente comigo. Espero um dia poder retribuir tudo isso

Ao Prof. Dr. Glauco Fioranelli Vieira, por estar sempre me incentivando e abrindo muitos caminhos. Agradeço todo o seu apoio e amizade.

Á Prof. Dra. Susana Morimoto, por ser a minha mestra desde o início da minha carreira. Sou eternamente grato por tudo que fez por mim. De coração, gostaria de retribuir isso um dia.

Á Prof. Dra. Patrícia Moreira de Freitas, pelo apoio às minhas pesquisas e á amizade.

Á todos os professores do departamento de dentística pelo conhecimento compartilhado

Á minha “amiga sócia” Carina Kawano, pelo apoio, paciência e ajuda nas horas mais difíceis.

Ao meu amigo Michel, pela amizade desde a época da faculdade.

Ao meu amigo Armando, pela nossa amizade mesmo estando longe.

Agradeço à técnica Soninha que sempre me auxiliou em todas as horas.

Aos funcionários do Departamento de Dentística: Aldo, Ana, Arnaldo, David, Leandro, Luizinho e Selma.

À Capes e CNPq pelo auxílio financeiro.

Ao serviço de documentação odontológica pela ajuda com a formatação deste trabalho.

Quanto mais aumenta o nosso conhecimento, mais evidente fica a nossa ignorância. (John F. Kennedy)

*Hastes de trigo, cheias de grãos, aprendem a curvar a cabeça.
(provérbio chinês)*

Nagase DY. Estudo, in vitro, da influência da técnica e do aparelho de fotopolimerização na

resistência de união de pinos intra-radiculares [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

RESUMO

Objetivo: Este estudo se propõe a verificar a influencia do tipo de luz fotopolimerizadora na força de retenção de pinos intra-radiculares, tanto na técnica direta como na indireta. *Métodos:* 40 raízes de dentes bovinos com comprimento de 12 mm foram tratadas endodonticamente e divididas aleatoriamente em 4 grupos de acordo com a técnica de obtenção dos pinos e luz fotopolimerizadora (n=10): grupo 1 (técnica direta associada à lâmpada halógena); grupo 2 (técnica direta ao LED); grupo 3 (técnica direta-indireta associada à lâmpada halógena); e grupo 4 (técnica direta-indireta associada ao LED). A força de retenção foi determinada através do teste de tração usando Universal Testing Machine (Instron). Todos os dados foram analisados usando *one-way analysis of variance* (ANOVA) com a significância de $p < 0.05$ e complementadas com teste de Tukey. Após o teste, as interfaces adesivas onde ocorreram as falhas foram examinadas e classificadas. *Resultado:* Os grupos 3 ($246,05N \pm 29,51$) e 4 ($241,60N \pm 28,95$) não apresentaram força de retenção estatisticamente diferente mas foram maiores que os grupos 1 ($142,30N \pm 25,60$) e 2 ($178,56N \pm 25,67$). A maior parte das fraturas ocorreu na interface dentina/resina. *Conclusão:* Com base nos resultados obtidos, concluímos que o método direto-indireto proporcionou a melhor retenção dos pinos de fibra de vidro.

Palavras-chave: pinos de fibra, força de retenção, método direto, método direto-indireto, LED, lâmpada halógena

Nagase DY. In vitro study of influence of technique and light curing unit in retention force of

fiber post system [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

ABSTRACT

Objectives: The purpose of this study is to verify the influence of light curing type on retention force of direct technique and direct-indirect technique. *Methods:* Fourth bovine single root teeth with 12mm of length were used in this study. The roots were endodontically treated and randomly divided in four groups according to the light curing unit and technique used: group 1(direct technique, halogen lamp), group 2(direct technique, LED), group 3(direct-indirect technique, halogen lamp), group 4(direct-indirect technique, lamp). The retention force was determined using a Universal Testing Machine (Instron). All data were analyzed using one-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey test. After the test, the failure was examined and classified according to the fracture place: post/ resin; resin/dentin; mix. *Results:* Group 3 ($246,05\text{N} \pm 29,51$) and 4($241,60\text{N} \pm 28,95$) did not show statistically difference but presented higher retention force than group 1 ($142,30\text{N} \pm 25,60$) and 2 ($178,56\text{N} \pm 25,67$). Most of fracture occurred in interface between dentin/resin. *Conclusion:* Based on the obtained results, it was concluded that adhesive cementation technique influenced in the retention of glass fiber post.

Keywords: Fiber post, Retention force, Direct method, Direct-indirect method, Halogen lamp, LED.

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO.....	9
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	11
2.1 Adesão do pino de fibra à estrutura dental.....	11
2.2 Cimentação adesiva.....	15
2.3 Pinos pré-fabricados intra-radiculares.....	22
2.4 Aparelho fotopolimerizador.....	34
3 PROPOSIÇÃO.....	38
4 MATERIAL E MÉTODOS	39
4.1 Obtenções das amostras.....	39
4.2 Preparo dos dentes e divisão dos grupos.....	39
4.3 Preparação das amostras para o teste de tração.....	42
4.4 Teste de tração e análise das fraturas.....	43
4.5 Análise estatística.....	46
5 RESULTADOS	48
6 DISCUSSÃO.....	51
7 CONCLUSÕES.....	57
REFERÊNCIAS	58

1 INTRODUÇÃO

Em dentes tratados endodonticamente, um retentor intra-radicular costuma ser utilizado para melhorar as condições da restauração do elemento dental. Esse retentor pode ser de metal fundido ou pré-fabricado (CHRISTENSEN, 1998; FREEDAMN, 1996; REID; KAZEMI; MEIERS, 2003; TRUSHKOWSKY, 1996; VICHÍ; GRANDINI; FERRARI, 2002). O metal, por ser um material mais rígido, é capaz de resistir às forças sem que ocorra distorção e transferir todo o estresse para a dentina, podendo resultar na fratura da raiz. Isto ocorre devido à diferença considerável no módulo de elasticidade entre as duas estruturas (BOLHUIS; DE GEE; FEILZER, 2004; D'ARCANGELO et al., 2007; HAYASHI et al., 2006; MANNOCI et al., 1999; TORBJORNER; FRANSSON, 2004). Além disso, a forma cônica do núcleo metálico fundido e o desgaste da dentina ocorrido durante o preparo do conduto radicular são fatores que podem ocasionar aumento da fragilidade da raiz, ampliando as possibilidades da fratura (ASSIF et al., 1993; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; LEWIS; SMITH, 1988).

A introdução do pino pré-fabricado de fibra é uma opção mais recente para os dentes tratados endodonticamente. Esses pinos são compostos por fibras unidirecionais de carbono ou de vidro embebidas em matriz de resina (HEDLUND; JOHANSSON; SJOGREN, 2003), com duas vantagens em relação ao metal: o módulo de elasticidade, próximo ao da dentina, enquanto que o do metal é por volta de 20 vezes maior; e a estética (AKKAYAN; GULMEZ, 2002). Além disso, devem ser considerados alguns aspectos, entre eles, técnica operatória simples; eliminação da fase laboratorial, devido a não necessidade de moldagem. Sendo assim, a utilização de pinos pré-fabricados pode ser considerada uma alternativa para ser utilizado como retenção intra radicular (D'ARCANGELO et al., 2007; DURET; DURET; REYNAUD, 1996; MONTICELLI et al.,

2003).

Mas um problema em comum que vem ocorrendo nessas restaurações é a falha na cimentação entre pino/resina e/ou resina/dentina. Por isso são necessários mais estudos para esta opção de tratamento (D'ARCANGELO et al., 2007).

Existe a possibilidade de utilização de três técnicas na restauração de pinos: método direto, indireto e direto-indireto. Qual destas 3 técnicas resulta numa melhor retenção do pino ainda não está bem esclarecida.

Nos últimos anos a tecnologia de fotopolimerização tem avançado com a introdução de aparelhos fotopolimerizadores de lâmpada halógena e LED. Este último tem apresentado resultados de microdureza de superfície e profundidade de polimerização inferiores aos fotopolimerizadores de lâmpada halógena (ARAVAMUDHAN; RAKOWSKI; FAN, 2006; CEFALY et al., 2005). Mesmo assim, o LED vem sendo usado cada vez mais pelos cirurgiões dentistas por apresentar vantagens como baixa produção de calor, tamanho compacto e vida útil mais prolongado que a lâmpada halógena (POLYDOROU et al., 2008).

O objetivo deste estudo será verificar a influencia do LED na força de retenção de pinos intra-radiculares, tanto na técnica direta como na direta indireta.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo será subdividido em tópicos.

2.1 Adesão à estrutura dental

Em 1955, Buonocore sugeriu o uso do ácido fosfórico a 85% na superfície de esmalte para melhorar a sua adesão, através da mudança de sua morfologia. Propôs que o aumento da adesão da superfície de esmalte tratada poderia ocorrer devido a vários fatores como: um aumento da área da superfície causada pela ação do ácido; a exposição da estrutura orgânica do esmalte que teria a função semelhante a uma rede, onde a resina acrílica iria aderir; formação de uma nova superfície resultante da precipitação de novas substâncias; remoção de esmalte antigo, completamente reagido e inerte, expondo assim uma superfície mais favorável para a adesão (BUONOCORE, 1955).

Em 1982, Nakabayashi, Kojima e Masuhara, denominaram de “camada híbrida” a formação de uma estrutura mista, com fibras colágenas envolvidas por resina e cristais de hidroxiapatita (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982), isto é, a infiltração de monômeros resinosos na camada superficial da dentina, previamente desmineralizada, e posterior polimerização desse material forma a camada híbrida.

Como ocorre na região coronária, a morfologia da dentina radicular muda conforme a idade, tipo de dente e em regiões do mesmo dente (CARRIGAN et al., 1984).

Setenta e oito por cento de água, em volume, da dentina está presente dentro dos túbulos dentinários. O restante, (22%) localiza-se na matriz mineralizada. Quanto maior a proximidade da polpa dental, maior a quantidade e o diâmetro dos túbulos dentinários, então, maior será umidade da região (VAN DER GRAAF; TEN BOSCH, 1990).

A dentina foi estudada detalhadamente através da microscopia eletrônica de transmissão e denominada de “zona de interdifusão resinosa” (VAN MEERBEEK et al., 1993).

Já no esmalte a sua composição é basicamente de material inorgânico (96% de hidroxiapatita em volume), o que facilita muito a adesão (VAN NOORT, 1994).

Entretanto, o desafio dos pesquisadores de sistemas adesivos seria ainda o desenvolvimento de agentes que possam aderir à dentina e ao cimento (ANUSAVICE, 1996).

Segundo Eick et al., um sistema adesivo ideal deve ser biocompatível, não sensível à técnica e compatível com os materiais restauradores. Além disso, a adesão entre a dentina e a restauração deve ser igual à do esmalte à restauração, para assim minimizar a microinfiltração marginal e prevenir cáries recorrentes (EICK et al., 1997).

A complexidade da constituição da dentina dificulta e exige muitos cuidados na utilização de sistemas adesivos. A sua composição, em volume, é cerca de 50% de matéria inorgânica, 30% de matéria orgânica (principalmente de colágeno) e 20% de líquido (MARSHALL JR. et al. 1997).

Essa composição pode ser diferente tanto de um dente para outro como no mesmo dente, pois o

diâmetro e o número de túbulos por mm^2 de área de dentina, não são uniformes. Próximo à junção amelodentinária, os túbulos compõem cerca de 1% do conteúdo dentinário, têm o diâmetro de aproximadamente $0,9\ \mu\text{m}$ e apresentam-se em média de 20.000 por mm^2 . Já próximo à polpa, sua área é de aproximadamente 22% da dentina, seu diâmetro tem a média de $2,5\ \mu\text{m}$ e apresenta-se em torno de 45.000 túbulos por mm^2 (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000; TEN CATE, 1998).

Segundo Ferrari et al. (2000), o número de túbulos nos três terços da dentina radicular são estatisticamente diferentes. O terço cervical apresenta maior quantidade (36.350 túbulos/ mm^2), seguido do terço médio (28.130 túbulos/ mm^2) e do terço apical (22.630 túbulos/ mm^2). Após o condicionamento com ácido fosfórico a 37%, ocorreu um aumento na área superficial dos túbulos de 202% para o terço cervical, 156% para o terço médio e 113% no terço apical. O diâmetro dos túbulos também foi aumentado após o condicionamento ácido. Nas regiões cervical e média foram de $2,5\ \mu\text{m}$ para $3,5\ \mu\text{m}$, e na região apical, de $2\ \mu\text{m}$ para $3\ \mu\text{m}$. Provavelmente a menor área tubular da dentina apical implicou em uma espessura de camada híbrida estatisticamente menor ($1,2\ \mu\text{m}$), que a das regiões cervical ($4,5\ \mu\text{m}$) e média ($2,5\ \mu\text{m}$).

A infiltração ou perda de retenção na interface material restaurador/esmalte deixaram de ser um problema, pois o condicionamento ácido no esmalte promove uma micro retenção mecânica. Isso já é um consenso na comunidade científica, pois é possível obter uma adesão efetiva e duradoura no esmalte (VAN MEERBEEK et al., 2001).

Oliveira et al. (2003), avaliaram, através do teste de cisalhamento, a influência do smear layer

nos adesivos autocondicionantes (Clearfil SE Bond) e de condicionamento total (Single Bond). Diferentes espessuras de smear layers foram obtidas por variados tipos de abrasivos: lixa de alumina, lixa abrasiva 600, 320, 240, broca carbide, ponta diamantada fina e ponta diamantada grossa. Em todos os casos, o adesivo autocondicionante apresentou melhor resultado que o de condicionamento total. Porém, estes não apresentaram diferença entre os abrasivos usados (exceto para lixa de alumina). Já nos adesivos autocondicionantes, quanto maior a abrasão do material utilizado, menor a resistência ao cisalhamento. Isto é, quanto maior a espessura do smear layer, menor a sua adesividade. Um alto valor no teste de cisalhamento e uma fina camada de smear layer obtida pela broca carbide, pode ser indicada, quando for usada o adesivo autocondicionante in vivo.

Para Van Landuyt et al. (2006), o adesivo de passo único é sem dúvida o mais fácil de usar, mas está associado à baixa efetividade na adesividade quando comparada aos adesivos de 2 passos ou 3 passos. A conversão do adesivo de passo único em 2 passos, através da adição do passo do Bond, ou em 3 passos através da adição do condicionamento ácido e Bond, podem melhorar a sua efetividade de adesão. Neste estudo foi avaliado, através da microtração em esmalte e dentina, um adesivo experimental de passo único (GC, Tóquio, Japão) e nele, acrescentado o passo do Bond ou ácido e Bond. No primeiro caso, não houve diferença estatística com o adesivo de passo único. Já no segundo caso, houve uma melhora para o esmalte, mas um decréscimo para a dentina.

Yamazaki, Bedran-Russo e Pereira (2008) avaliaram os efeitos da ciclagem mecânica na nanoinfiltração na interface resina-dentina com ou sem a remoção de colágeno. Os adesivos

analisados foram o Single Bond (3M ESPE), Scotchbond Multi-Use (3M ESPE), One-Step Plus (Bisco) ou All-Bond 2 (Bisco). Os dentes bovinos receberam 2 tipos de tratamento: condicionamento ácido ou condicionamento ácido + 5%NaOCl. Metade dos espécimes foram colocados na ciclagem mecânica de 200.000 ciclos a 50N. Os espécimes foram analisados depois de armazenados em água por 24hs ou 6 meses. O uso do NaOCl não afetou a nanoinfiltração da interface adesiva. Mas todos os grupos apresentaram um certo nível de nanoinfiltração. A ciclagem mecânica aumentou a infiltração na dentina com pouco colágeno. A camada híbrida é importante para absorção do stress e pode não ser um ponto fraco para o início da nanoinfiltração.

Britta, Martins e França (2009), avaliaram a influência do aumento do tempo de aplicação do ácido primer na força de retenção dos adesivos de passo único e dois passos. Foram utilizados os adesivos: Clearfil SE (Kuraray), AdheseSE (Ivolcar-Vivadent), Futurabond NR (Voco) e One Up Bond F Plus (J Morita). O ácido primer dos adesivos foram aplicados de duas maneiras: conforme o tempo recomendado pelo fabricante e o dobro do tempo. As amostras foram seccionadas em palitos de 1mm para o teste de microtração. Concluíram que o aumento de aplicação do ácido primer não influenciou na força de adesão dos adesivos de passo único e dois passos.

2.2 Cimentação adesiva

Em 1973, Rochette relatou a utilização de cimento resinoso ativado quimicamente para a fixação adesiva de peças metálicas, iniciando o conceito de prótese adesiva (ROCHETTE, 1973).

Conforme Phillips (1984), os cimentos resinosos existem desde os anos 50 e a sua composição inicial foi baseada em uma resina de metacrilato de metila. Devido à sua alta contração de polimerização, tendência à irritação pulpar, microinfiltração e dificuldades de manipulação, esses materiais tiveram seu emprego limitado (PHILLIPS, 1984).

Os cimentos resinosos apresentam a sua composição semelhante ao das resinas compostas utilizadas nas restaurações. A sua constituição é de uma matriz orgânica e partículas de carga inorgânica recobertas por silano. Este agente une quimicamente as partículas inorgânicas à matriz orgânica (ANUSAVICE, 1996).

Os cimentos resinosos podem apresentar-se na forma de pasta-pasta, pó e líquido ou dois líquidos viscosos. A sua polimerização pode ser ativada por indução do sistema peróxido-amina (cimentos quimicamente ativados), através de luz (cimentos fotoativados) ou utilizando ambos os mecanismos de polimerização, que são denominados de cimentos duais. (O'BRIEN, 1997).

Segundo Rosenstiel et al., (1998) fizeram uma revisão de literatura sobre os agentes cimentantes. Foram avaliadas as propriedades biológicas, mecânicas, estéticas e de trabalho desses materiais. Segundo os autores, embora nenhum material foi avaliado como ideal, a performance clínica dos materiais devem ser avaliadas antes de substituí-lo por um de nova fórmula. Mas por outro lado, os materiais adesivos permitem os dentistas expandirem seus serviços e muitos procedimentos que não podem serem realizados com um cimento tradicional. Embora alguns materiais sejam contra-indicados para certa técnica, a melhor indicação nem sempre está clara. (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998).

Hagge e Lindemuth (2001) compararam a resistência de união de diferentes sistemas adesivos com uma resina composta autopolimerizável (Core Paste – Den-Mat). Nem todos os sistemas adesivos foram compatíveis com o compósito autopolimerizável. Alguns sistemas adesivos fotopolimerizáveis necessitam de especial atenção quando utilizados com materiais resinosos, pois estes, apresentam o peróxido-amina na sua composição, geralmente na forma de peróxido de benzoila e amina terciária. A maioria dos cimentos resinosos utilizados para a cimentação de restaurações indiretas ou de pinos intra-radiculares são duais, isto é, possuem essa associação (peróxido-amina). Recentemente, muitos fabricantes estão indicando a utilização de cimentos resinosos duais em conjunto com adesivos de frasco único fotopolimerizáveis, tais como: RelyX ARC + Single Bond (3M-Espe); Variolink II + Excite (Ivoclar-Vivadent); Enforce + Prime & Bond NT (Dentsply); Nexus + Optibond Solo (Kerr Dental); Cement-it + Bond 1 (Jeneric Pentron), entre outros. Ainda é duvidosa essa indicação do fabricante, principalmente quando esses cimentos são utilizados em regiões onde a fotopolimerização é precária. (HAGGE; LINDEMUTH, 2001)

Mallmann et al. (2001) verificaram, através do teste de microtração, a resistência adesiva entre dentina e sistema de cimento resinoso, tendo como substratos dentina x dentina do mesmo dente. Foram utilizados dois sistemas adesivos que exigem condicionamento ácido: Single Bond - 3M (fotoativado) e Scotchbond Multi Uso Plus - 3M (dual), ambos em conjunto com o cimento resinoso dual RelyX ARC - 3M; e dois sistemas *self-etching*: Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray Co.) + cimento resinoso dual Panavia F (Kuraray Co.) e cimento resinoso químico Bistite II SC (Tokuyama). O Bistite II SC apresentou os menores valores de resistência adesiva (28,87 MPa). Não foram encontrada diferença estatística entre os sistemas Single Bond + RelyX ARC (40,97

MPa), Scotchbond Multi Uso Plus + RelyX ARC (41 MPa) e Clearfil Liner Bond 2V + Panavia F (38,96 MPa). Observou-se que os materiais resinosos químicos ou duais, utilizados para restauração ou cimentação, realmente, requerem uma maior atenção na escolha do sistema adesivo.

Os sistemas adesivos, utilizados em associação aos cimentos resinosos, indicados para cimentação de restaurações indiretas ou de pinos intra-radiculares, também podem ser polimerizados por ativação química, fotoativados ou dual. Os adesivos fotoativados apresentam como vantagem uma facilidade técnica pelo fato de permitir um maior tempo de trabalho e por, geralmente, apresentarem-se em frasco único. Entretanto, quando utilizados nessas indicações, devem ser aplicados com cuidado, para que a camada de adesivo polimerizada não fique espessa, o que impediria o assentamento da restauração e/ou do pino (MALLMANN, 2003).

De Munck et al. (2004), compararam através do teste de microtração, a performance adesiva do cimento auto adesivo RelyX Unicem, tanto em dentina, como em esmalte. Foram avaliados 3 grupos experimentais: Grupo controle (Panavia F, Kuraray), um grupo somente o cimento RelyX Unicem e outro com condicionamento ácido antes da aplicação do cimento RelyX Unicem. No esmalte, este cimento apresentou um resultado inferior ao grupo controle, mas na dentina, não houve diferença estatística. O grupo com o condicionamento ácido, na região do esmalte houve uma melhora, apresentando um resultado sem diferença estatística com o grupo controle. Já na dentina, ocorreu uma queda do valor. Um exame morfológico da região com microscopia eletrônica de varredura e transmissão (MEV e MET), mostrou que o cimento RelyX Unicem interagiu superficialmente com o esmalte e a dentina, isto é, não houve formação da camada

híbrida. Então seria necessário aplicar uma certa pressão durante a cimentação para melhorar a adaptação do cimento na parede cavitária. E para melhorar a sua adesão, obter um condicionamento ácido somente em esmalte.

Hikita et al. (2007), avaliaram através do teste de microtração em esmalte e dentina, a efetividade de 3 tipos de adesões dos cimentos resinosos: auto adesivo, com adesivo auto condicionante e com condicionamento total. No sistema auto adesivo foi utilizado apenas do cimento RelyX Unicem. No segundo, foram utilizados os cimentos: Linkmax, Prompt L-Pop + RelyX Unicem, Panavia-F, Variolink II. No sistema de condicionamento total foram utilizados: Optibond Solo Plus Acrivator + Nexus 2, Nexus 2, K- Etchant gel + Panavia-F, Scotchbond Etchant + RelyX Unicem. Segundo os autores, alguns fatores podem influenciar negativamente na efetividade da adesão: (1) não fotopolimerizar separadamente o adesivo e o cimento resinoso; (2) usar o adesivo fotopolimerizável convertido como adesivo dual; (3) usar um cimento resinoso dual com potencial autopolimerizável baixo; (4) condicionamento da dentina com ácido fosfórico antes da aplicação do cimento RelyX Unicem; (5) não condicionar o esmalte com ácido fosfórico antes da aplicação do cimento RelyX Unicem. Considerando esses fatores, os 3 sistemas de adesão do cimento resinoso (auto adesivo, com adesivo auto condicionante e com condicionamento total) possuem a mesma efetividade de adesão na dentina e no esmalte.

D'Arcangelo et al. (2007), analisaram qual a melhor espessura de cimento resinoso para a retenção dos pinos de fibra. Para isso, foram avaliados 4 grupos com diferentes diâmetros de preparos de conduto: D90 (0.9mm), D100 (1.0mm), D120 (1.2mm) e D140 (1.4mm). O pino utilizado foi de 0.9mm com cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray) e os espécimes foram

submetidos ao teste de tração. Os maiores resultados obtidos foram dos grupos D100 ($181.7 \text{ N} \pm 55.3$) e D120 ($210.7 \text{ N} \pm 55.0$), não havendo diferença estatística entre si. Já os grupos D90 ($138 \text{ N} \pm 49.2$) e D140 ($91.1 \text{ N} \pm 36$) foram os mais baixos. Com isso, concluíram que a espessura do cimento resinoso influi na retenção dos pinos. A mais fina camada de cimento resinoso não foi o melhor resultado, mas nos casos em que o preparo do conduto foi maior que o diâmetro do pino. No grupo da camada de cimento resinoso mais espessa (D140), aos valores de retenção também foram baixas.

D'Arcangelo et al. (2007), avaliaram a força de retenção de 3 sistemas de pinos (pino, adesivo e cimento resinoso) utilizando diferentes métodos de cimentação. Foram selecionado 3 sistemas de pinos para realizar este estudo: ENA Post (Micerium), Anatomical Post (Dentalica), e Endo Light-Post (RTD). Cada sistema foi cimentado com seu respectivo adesivo e cimento. E cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos variando a forma de aplicação do cimento no conduto radicular: uso do lentudo, diretamente no pino, no conduto através de uma seringa especial. Antes do teste de tração, os espécimes foram divididos em ápice, médio e coronal. A força de retenção não foi significativamente diferente entre as regiões da raiz, mas houve significância entre os sistemas e entre o método de aplicação do cimento. Os melhores métodos de aplicação foram através do lentulo e da seringa especial.

Zicari et al. (2008) avaliaram a força de retenção e a capacidade de selamento de cinco cimentos resinosos usados rotinamente para cimentação de pinos de fibra. O pino usado foi Parapost FiberLux e os agentes cimentante: Panavia 21, Clearfil Esthetic Cement, Variolink II, RelyX Unicem e experimental GC cimento auto adesivo. A força de retenção e a capacidade de

selamento, não foi diferente nas regiões apicais, médias e cervicais. A maior força de retenção foi apresentada pelo cimento Clearfil Esthetic (14.6 ± 3.63 MPa), o que não houve diferença estatística com o Panavia 21 (12.57 ± 4.31 MPa). Mas foi significativamente maior que o Cement, Variolink II (11.09 ± 4.09 MPa), RelyX Unicem (11.29 ± 4.31 MPa) e experimental GC cimento auto adesivo ($7.65 \pm .79$ MPa). Em relação à capacidade de selamento, não houve diferença entre os cimentos Panavia 21 , Clearfil Esthetic Cement, Variolink II e RelyX Unicem, experimental GC cimento auto adesivo. Os cimentos com adesivo total etch ou autocondicionante apresentaram resultados melhores que os cimentos auto adesivos.

Ritter, Ghaname e Pimenta (2009) avaliaram e compararam a força de adesão do esmalte e da dentina obtidas com cimento resinoso dual associado com adesivo dual. Foram usados os seguintes cimentos resinosos com seus respectivos adesivos: (1) Xeno IV Dual Cure (adesivo autocondicionante dual) + Calibra (cimento resinoso dual), (2) Prime & Bond NT Dual Cure (adesivo total etch dual) + calibra, (3) OptiBond All-in-One Dual Cure (adesivo autocondicionante dual) + Nexus 2 Dual e (4) OptiBond Solo Plus Dua Cure (adesivo total etch dual) + Nexus 2 Dual. Cada metade do grupo foi colocada para ciclagem térmica (1800 ciclos entre 5° e 55°C). A força de adesão foi avaliada através do teste de cisalhamento. No esmalte, os adesivos total etch apresentaram uma melhor performance que os autocondicionantes. Já na dentina ocorreu o oposto, os adesivos autocondicionantes apresentaram um melhor resultado. A termociclagem não afetou os resultados do teste de cisalhamento.

2.3 Pinos pré-fabricados intra-radulares

Muitos trabalhos têm sido realizados com pinos intra-radulares enfocando diferentes aspectos: distribuição de tensões (KO et al., 1992; ROSS; NICHOLLS; HARRINGTON, 1991; STANDLEE et al., 1972; STANDLEE; CAPUTO, 1992; YAMAN; THORSTEINSSON, 1992), resistência à fratura (AKKAYAN; GÜLMEZ, 2002; DEAN; JEANSONNE; SARKAR, 1998; ISIDOR; ÖDMAN; BRONDUM, 1996; MILOT; STEIN, 1992; TROPE; MALTZ; TRONSTAD, 1985), propriedades mecânicas do pino (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; LAMBJERG-HANSEN; ASMUSSEN, 1997; TORBJÖRNER, et al., 1996), resistência à fadiga (DIETSCHI; ROMELLI; GORETTI, 1997; GATEAU; SABEK; DAILEY, 1999; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 1999), microinfiltração (BACHICHA et al., 1998; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001), efeito da ciclagem mecânica (REAGAN et al., 1999, VALANDRO et al., 2008), e microscopia eletrônica de varredura do pino (GRANDINI; BALLERI; FERRARI, 2002). No entanto, o maior problema dos pinos pré-fabricados intra-radulares é a sua fixação e retenção dentro do canal radicular (COHEN et al., 2000).

Muitos fatores podem afetar a retenção dos pinos intra-radulares: o desenho do pino (cônicos, em que ocorre maior concentração do estresse; e paralelo, onde há melhor distribuição das forças), configuração do conduto radicular (quanto menor o diâmetro, mais resistente será a raiz e se possível obter um preparo do conduto cilíndrico), profundidade de inserção (a retenção do pino e a sua distribuição de forças depende da sua profundidade de inserção no conduto; e a sua altura deve ser igual ou maior que a da coroa), técnica de inserção (pinos cimentados geram menos estresse que pinos rosqueáveis) e cimentos utilizados (o cimento mais retentivo

considerado na época era o fosfato de zinco); (CAPUTO; STANDLEE, 1976).

Através de teste de tração, a retenção de pinos intra-radiculares foi estudada por Standlee, Caputo e Hanson em 1978. Foram analisados os seguintes fatores: desenho do pino (cônico/liso, paralelo/ranhuras, paralelo/rosqueado), comprimento do pino (5 e 8 mm), diâmetro (1,5 e 2 mm) e cimento (fosfato de zinco, policarboxilato e resina epóxica). Foi observado que apenas o desenho do pino (paralelo/rosqueado > paralelo/ranhuras > cônico/liso) e o comprimento do pino (8 mm > 5 mm) apresentaram diferenças estatisticamente significantes. O cimento apresentou diferença apenas no pino cônico/liso (fosfato de zinco > policarboxilato > resina epóxica). O diâmetro não teve influência na retenção de nenhum dos pinos.

Segundo Duret, Reynaud e Duret (1990), os pinos de fibra de carbono possuem como umas das principais vantagens o módulo de elasticidade próxima à da dentina. Essas propriedades também são observadas nos pinos de fibra de vidro e fibra de quartzo. Outro aspecto que deve ser considerado é que as fibras distribuem as tensões em uma área de superfície mais ampla. Desta forma, pode-se obter uma melhor distribuição de tensões no remanescente radicular, reduzindo assim o risco de fratura nesse substrato (PEST et al., 2002).

Mentink et al. (1993a), avaliaram 516 dentes anteriores restaurados com núcleos metálicos fundido por um período de 10 anos. Ocorreu um sucesso de 82%. Quarenta e seis por cento das falhas foram casos de recimentação e 32% de refazer a restauração. Em outro estudo (MENTINK et al., 1993b), avaliaram 112 casos de núcleos de pino metálico pré fabricado reforçado com resina composta num período de 7.9 anos. A ocorrência de falha foi de 12.5%

sendo a maioria deles tendo que ser extraídos.

Em outro estudo clínico de 4 a 5 anos, Torbjörner, Karlsson e Odman (1995) compararam 778 dentes não vitais restaurados com 2 diferentes tipos de pinos. Os resultados mostraram que os pinos paralelos serrilhados reforçados com resina composta apresentaram menos falhas na cimentação (8%) que os núcleos áuricos fundidos (15%).

Segundo Trushkowsky (1996), dentes tratados endodonticamente geralmente apresentam a coroa destruída por cárie necessitando assim, de uma restauração extensa ou coroa. Nesses casos, um pino pode ser necessário para reforçar a restauração. Embora estudos recentes demonstrem que não são todos os dentes tratados endodonticamente que necessitam de núcleo e coroa, cada situação clínica deve ser avaliada e analisada conforme a necessidade de pino. Com a introdução dos pinos de fibra de carbono, alguns problemas relacionados aos pinos de metal puderam ser reduzidos. As indicações, vantagens e desvantagens ainda devem ser discutidas.

Muitas restaurações (DURET; DURET; REYNAUD, 1996) com coroas são realizadas com núcleo metálico ou pinos pré-fabricados recobertos com resina composta. As diferentes propriedades mecânicas destes materiais criam uma massa heterogênea com ações mecânicas não compatíveis. Estudos realizados com elementos finitos mostram o distúrbio biomecânico causado pela inclusão de materiais na dentina com módulo de elasticidade superior. Além disso, o uso de materiais com módulo de elasticidade próximo ao da dentina não transfere o estresse para a raiz. Para nosso conhecimento, somente a resina composta é capaz de produzir uma performance mecânica alta com um módulo de elasticidade próximo ao da dentina. O C-post, produzido com carbono epoxy, atende as demandas da dentina, pois a sua estrutura interna consiste longas fibras de carbono de alta performance, unidirecionais e iguais. Pode-se dizer também que a resistência a fratura do C-post é superior a de muitos metais.

Utter, Wong e Miller (1997) compararam ,através do teste de tração, a retenção de um pino pré-fabricado metálico (Parapost – Coltene-Whaledent).Foram utilizados 3 técnicas de cimentação: duas utilizando cimento de fosfato de zinco, sendo uma conforme as recomendações do fabricante e outra associada ao condicionamento com ácido fosfórico a 30%, por 60s; e uma técnica com cimento resinoso (Panavia EX - J. Morita USA Inc.), que teve o conduto limpo com ácido fosfórico a 40% por 60s. Após a desobturação do canal de 5 mm de guta percha, os pinos foram cimentados, ciclados

termicamente (500 ciclos, 4°C – 60°C) e removidos por tração. Não foram observadas diferenças entre os grupos cimentados com fosfato de zinco (124 N para ambos os grupos). O cimento Panavia Ex apresentou o maior resultado (179 N), sendo estatisticamente superior aos grupos cimentados com fosfato de zinco.

Ottl e Lauer (1998), realizaram uma análise clinica de 286 dentes restaurados com 2 tipos de pinos metálicos pré fabricados (cônico e paralelo liso). Foram avaliados por um período de 2.3 ou 3.9 anos. Ocorreram 18 falhas (6.3%) necessitando de extração. As falhas foram correlacionadas com a posição do pino, comprimento da raiz, período de inserção e perda óssea horizontal.

Martinez-Insua et al. (1998) analisaram a resistência à fratura *in vitro* de coroas totais metálicas (Ni-Cr), em pré-molares. Foram utilizados como retentor intra radicular,núcleos fundidos ou preenchimento por pinos pré-fabricados de fibra de carbono e resina composta. No grupo dos pinos de fibra e resina composta, as fraturas ocorreram na interface pino/resina composta. Entretanto, nos grupo que foi utilizado o núcleo fundido, as fraturas ocorriam no substrato dental, danificando o dente.

Mannocci et al. (1998) compararam clinicamente a eficácia (retenção, fratura radicular ou do pino) de 194 casos de pinos fundidos e 226, de fibra de carbono, com restaurações indiretas unitárias e em pontes fixas. Foram registrados 10 casos de fraturas radiculares no grupo dos pinos fundidos, todas em coroas unitárias de pré-molares. Um caso de falta de retenção ocorreu com o pino pré-fabricado, mas nenhum caso de fratura radicular ou do pino. Através da análise estatística foi observada diferença significativa entre os dois tipos de pinos intra-radiculares. Foi concluído que, dentro das limitações do estudo, os preenchimentos realizados com pinos de fibra de carbono em conjunto com resina composta eliminaram os riscos de fraturas radiculares verticais.

Mannocci et al. (1999) avaliaram, através da microscopia confocal (MC) e eletrônica de varredura (MEV), dois sistemas de cimentação dual de pinos: condicionamento ácido total (remoção de *smear layer*) - (All Bond 2 – Bisco) e *self-etching primer* (tratamento na *smear layer*) - (Panavia 21- Kuraray Co.). Diferentes pinos pré-fabricados de fibras (carbono, quartzo, quartzo revestido por carbono) e titânio foram cimentados no canal conforme as instruções do fabricante. Os dentes foram seccionados longitudinalmente e a metade foi avaliada por MC e a outra metade, por MEV. Observando a qualidade e a frequência da zona de interdifusão resina-dentina (ZIRD), os autores verificaram uma maior uniformidade e frequência de áreas de interdifusão dentina-resina e de *tags* resinosos mais longos nos grupos do sistema All Bond 2. A espessura de cimento foi similar para os dois sistemas e a interface cimento resinoso e sistema adesivo estava isento de bolhas, sugerindo uma boa interação entre adesivo e cimento. Os autores concluíram que o uso do sistema de 3 passos (All Bond 2) pode ser fortemente recomendado para obter uma boa união entre cimento, compósito e paredes do canal radicular.

Ferrari, Vichi e Grandini (2001) avaliaram, através de microscopia eletrônica de varredura, o mecanismo de união de diferentes sistemas na cimentação de pinos. Os canais radiculares foram preparados, obturados com guta-percha e cimento endodôntico resinoso e desobturados 9 mm. Foram divididos em 4 grupos: G1= sistema adesivo One Step (Bisco) com fotopolimerização + cimento resinoso Dual Link (Bisco) + pino intra-radicular de fibra translúcido (RTD); G2= similar ao G1, mas o adesivo foi aplicado com um *microbrush* fino para canais radiculares; G3= similar ao G1, mas o adesivo não foi fotopolimerizado; G4 (controle)= All Bond 2 – autopolimerizável (Bisco) + C&B (Bisco) + pino de fibra de carbono (RTD). Em todos os grupos foram observadas zonas de interdifusão resina-dentina (ZIRD), no entanto, com diferentes relações entre o comprimento total da área avaliada e o comprimento da ZIRD observada nessa área. O G2 apresentou a maior relação (89%), seguido do G4 (80%), G1 (75%) e G3 (65%). Um mecanismo de união mais uniforme ao longo de todo o conduto foi verificado no G2, principalmente na região apical. Também foi observado que o sistema adesivo One Step quando polimerizado previamente à colocação do pino (G1 e G2), não influenciou na adaptação do pino devido à fina película formada. O G4 confirmou ser uma boa técnica para a cimentação de pinos. A ausência de bolhas na interface pino/cimento e cimento/adesivo sugeriu que houve uma boa interação entre estes substratos.

Segundo Pest et al. (2002), as restaurações de dentes tratados endodonticamente é baseada em materiais com o módulo de elasticidade próximo da dentina (18.6 GPa). Os pinos de fibra (16 a 40 GPa), cimento resinoso (6.8 a 10.8 GPa) e algumas resinas compostas (5.7 a 25 GPa) possuem essa característica. Neste estudo, avaliaram a força de adesão entre o cimento resinoso, dentina radicular e pino de fibra através do teste de push out e examinaram a integração desses 3

materiais através do microscópio eletrônico de varredura. Como resultado obtiveram que a resina composta tem uma melhor performance que o cimento resinoso. E para obter uma alta adesividade, é importante ter uma afinidade química entre os diferentes componentes (material de cimentação e o pino de fibra). Com isso, foi concluído que o uso desses materiais pode reforçar significativamente a estrutura do dente reduzindo assim o risco de fratura e a falha de adesão.

Para verificar a influência de materiais obturadores endodônticos, com ou sem eugenol, sobre a retenção de pinos intrarradiculares pré-fabricados, Hagge et al. (2002) realizaram testes de tração de pinos metálicos (Parapost – Coltene/Whaledent). Os pinos foram cimentados com um cimento resinoso (Panavia 21 OP – J. Morita Co.), em canais previamente tratados com 3 materiais: Kerr Pulp Canal Sealer – eugenol (Kerr Dental), Sealapex –hidróxido de cálcio (Kerr Dental) e AH-26 – resina epóxica (Dentsply- Maillefer), utilizando como controle um grupo sem obturação do canal. Os autores observaram diferença entre o grupo controle (61,8 kg) e o grupo com eugenol (43,14 kg). O cimento com hidróxido de cálcio (53,52 kg) e resina epóxica (48,54 kg) não foram estatisticamente diferentes nem do grupo controle, nem do grupo com eugenol.

Vichi et al. (2002) avaliaram a efetividade de união de sistemas adesivos, foto e quimicamente ativados, na cimentação de pinos pré-fabricados. Cinquenta dentes, com indicação de extração, foram tratados endodonticamente e cimentados com pino de fibra de quartzo Aestheti Post (RDT). Foram divididos em cinco grupos (n=10), de acordo com o sistema utilizado (All Bond 2, Scotchbond Multipurpose, Scotchbond 1, One Step, All Bond Exp). Sendo os dois primeiros quimicamente ativados e os outros 3, fotoativados. Após uma semana, os dentes foram extraídos, seccionados para análise de microscopia eletrônica de varredura (MEV). A zona de

interdifusão resina dentina (ZIRD) e a profundidade de *tags* nas diferentes regiões do canal foram observados. Observa-se que todos os sistemas possibilitaram a formação de uma ZIRD ao longo da interface do adesivo e dentina. No entanto, a uniformidade da ZIRD foi melhor observada nos dois terços coronários e menos evidente no terço apical. Isso também ocorreu em relação à formação de *tags*. Os autores concluíram que os adesivos de 3 frascos, utilizados com ativadores químicos, foram mais efetivos no mecanismo de união do terço apical da raiz, do que os adesivos de frasco único.

Uma grande variedade de pinos pré-fabricados são encontrados no mercado odontológico. Os pinos pré-fabricados metálicos foram os pioneiros, seguido dos pinos de cerâmicas, geralmente a base de dióxido de zircônia, e fibras (carbono, vidro ou quartzo) (SCOTTI; FERRARI, 2003).

Segundo Scotti e Ferrari (2003), a classificação mais clara divide os retentores intra-radiculares em 2 grupo: núcleos fundidos passivos e pinos pré-fabricados passivos. Estes últimos, podem ser subdivididos em: metálicos, cerâmicos e reforçados por fibra. Os pinos pré-fabricados metálicos podem ser de latão, aço, liga áurica ou titânio. Podem ser de superfície lisa, apresentar roscas ou ranhuras retentivas para o cimento, mas em qualquer caso nunca um contato íntimo entre pino e superfície radicular. Já os pinos cerâmicos são de dióxido de zircônia. Apesar de estéticos, são extremamente rígidos criando uma concentração de tensão elevada e não uniforme que incide sobre o remanescente do dente. E finalmente os pinos reforçados por fibra que cronologicamente é a alternativa para dentes tratados endodonticamente. Deve ser ressaltada a ausência de fratura e baixo número de insucessos. Os fracassos são verificados mais em casos com pouco tecido coronário remanescente (menos de 2mm de dentina coronária), isto é, altamente comprometidos

(SCOTTI; FERRARI, 2003).

Os pinos de fibra (quartzo, carbono, boro e vidro) demonstram a máxima resistência a tensão quando o estresse é suportado apenas pelas fibras, por isso é importante o tipo de fibra. As fibras, com o elevado módulo, são resistentes às forças que poderiam deformar a resina da matriz. Nesse aspecto, são excelentes as fibras de quartzo, carbono e boro que tem respectivamente as seguintes propriedades: resistência à tensão 3600-6000MPa, 6100MPa, 3800-5700MPa e módulo de elasticidade de aproximadamente de 400GPa. Estas fibras não se deformam antes de quebrar, isto é, quebram com fratura frágil. As fibras de vidro são menos resistentes (2000MPa) e o seu módulo é mais baixo (69-85 GPa) (SCOTTI; FERRARI, 2003)

Os pinos de fibra tem as propriedades mecânicas mais próximas às propriedades dos tecidos dentinário em comparação ao metal. O seu módulo de elasticidade (rigidez) deve ser no máximo de 4 a 5 vezes maior que a da dentina (18GPa). Se for menor, terá problema de estabilização do munhão e se for maior, a distribuição não homogênea das tensões nas paredes radiculares poderão gerar fraturas (SCOTTI; FERRARI, 2003).

Hedlund, Johansson e Sjogren (2003) avaliaram a força de retenção de pinos pré-fabricados de diversos tipos de materiais. Os pinos estudados foram: CosmoPost, Composipost carbon fibers, Composipost Aestheti-Plus, Composipost Light-Post e Para Post Fiber White. No grupo controle foi usado um núcleo de ouro cimentado com fosfato de zinco. Somente o Cosmopost apresentou valores de retenção significativamente abaixo do grupo controle. O grupo do Parapost foi significativamente menor que o Composipost. Não houve diferença entre os demais grupos. Então, foi concluído que os pinos de óxido de zircônia quando cimentados com cimento resinoso apresenta a união cerâmica/resina muito fraca. Outros estudos seriam necessários para aumentar

a retenção desses pinos.

Reid, Kazemi e Meiers (2003) avaliaram o teste de fadiga e microinfiltração nos seguintes pinos pré-fabricados: titânio Parapost cimentado com fosfato de zinco, CosmoPost, C-post, Esthetic C-Post e FibreKor, cimentados com cimento resinoso. Foi aplicado uma força de 55N em uma frequência de 3Hz, num total de 100.000 impactos. Após o 60.000 impactos, as amostras foram termocicladas. A integridade e a microinfiltração foram avaliadas após os 100.000 impactos. Não houve diferença na fratura entre os grupos mas na microinfiltração, o grupo metálico foi maior.

Malferrari, Monaco e Scotti (2003), avaliaram clinicamente 132 pacientes com 180 dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra de quartz, num período de 30 meses. O pino utilizado foi Aestheti Plus com adesivo All Bond 2 e cimento resinoso C&B. O munhão coronário foi construído com Core-Flo ou Bis-Cor e restaurados com coroa total cerâmica ou metalo cerâmica. Os pacientes foram reavaliados no 6, 12, 24 e 30 mês. Uma falha coesiva do núcleo foi observado depois de 2 semanas e 2 falhas adesivas, depois de 2 meses. Essas falhas foram observadas na interface do cimento resinoso com a dentina radicular. Todas ocorreram na remoção do dente provisório. Em um período de 30 meses, houve 1.7% de falha no total. Não foi observado nenhum caso de descolagem de coroa ou prótese e nenhum caso de fratura do pino, núcleo ou raiz.

Valandro et al. (2005), avaliaram 3 tipos de adesivos na retenção de pinos de fibra de vidro. Foram analisados os adesivos: ScotchBond Multi Uso, Single Bond e Tryan SPE/One Step Plus. O adesivo ScotchBond Multi Uso foi estatisticamente maior que os outros dois. Não houve diferença entre o Single Bond e Tryan SPE/One Step Plus. Com isso, concluíram que os adesivos total etch e de vários passo tem uma força de retenção maior que os adesivos total etch de frasco

único e autocondicionante de frasco único.

Perdigão, Gomes e Augusto (2007), avaliaram os efeitos da má adaptação entre o diâmetro pino e o conduto radicular na resistência à tração de pinos intrarradiculares. Foram utilizados 32 incisivos e caninos humanos e divididos em 4 grupos: grupo 1, canal preparado com a broca DT Light Post # 1; grupo 2, DT Light Post # 2; grupo 3, DT Light Post # 3; grupo 4, Gates Glidden # 6. Os pinos foram cimentados usando o adesivo One-Step e o cimento resinoso Post Cement Hi-X. Após o teste de push out, foi concluído que o diâmetro do canal não afeta a força de adesão dos pinos e a adesão na região coronária é mais eficiente que na região apical. Além disso, a imprevisível variação nas características morfológicas do canal pode explicar o alto desvio padrão dos grupos.

Cagidiaco et al. (2007), fizeram uma avaliação clínica de 2 anos em restaurações com pinos de fibra de quartzo (DT Light Post) em dentes tratados endodonticamente. Foram atendidos 150 pacientes, num total de 162 dentes (57 anteriores e 105 posteriores). Sessenta nove dentes possuíam 3 ou 4 paredes coronárias remanescentes, enquanto que 93 possuía 2 ou menos paredes. Após o tratamento endodôntico, os dentes foram desobturados 8mm. Foi utilizado o adesivo Prime & Bond NT Dual Cure (Dentsply) e o cimento resinoso dual Calibra (Dentsply). Foram colocadas 121 coroas e 41 restaurações com resina composta. Após 23 a 25 meses todos os pacientes foram reavaliados. Em 4.3% dos casos (2 em anteriores e 5 em posteriores) ocorreu a descolagem do núcleo e em 3% (2 em anteriores e 3 em posteriores) ocorreu a falha endodôntica. Nos casos de descolagem do núcleo, ocorreram em dentes com 2 ou menos paredes coronárias e nas falhas endodônticas, em dentes restaurados com coroa. Mas nesse caso, não se pode atribuir a causa diretamente ao pino de fibra.

Wrbas et al. (2007), avaliaram a força de retenção e o efeito da silanização em pinos de fibra de quartzo cimentados com diferentes tipos de adesivos e cimento resinosos. Foram formados 6 grupos: G1 (Prime & Bond NT/ Calibra), G2 (Monobond-S + Prime & Bond NT/ Calibra), G3 (ED Primer/Panavia 21ex), G4 (Monobond-S + ED Primer/Panavia 21ex), G5 (RelyX Unicem) e G6 (Monobond-S + RelyX Unicem). O grupo G1 apresentou a força de retenção significativamente maior que os grupos G3 e G5. G3 foi maior que G5. A aplicação do silano não teve efeito em nenhum dos grupos. Com isso, concluíram que o tipo de cimento influencia na força de retenção do pino e a silanização da superfície do pino, não tem relevância clínica.

Spazzin et al. (2009), avaliaram através do estudo de elementos finitos, a influência de dois tipos de pinos, módulo de elasticidade e espessura do cimento resinoso na distribuição do stress em incisivos centrais superiores restaurados com resina composta direta. Foram analisados pinos de fibra de zircônia e de vidro. A distribuição do stress foi analisada no pino, na dentina e na camada de cimento quando o pino de zircônia e de fibra de vidro foram fixados nos canais radiculares usando cimentos resinosos de diferentes módulos de elasticidade (7.0 e 18.6 GPa) e diferentes espessuras (70 e 200 μm). Os pinos de fibra de vidro apresentaram uma menor concentração no stress, isto é, quanto maior o módulo de elasticidade, maior o nível de stress gerado. A espessura do cimento resinoso não apresentou diferenças significativas.

A dificuldade do acesso da luz do fotopolimerizador nas regiões mais profundas do conduto radicular, como nos terços médio e apical, é um aspecto que tem gerado o questionamento da penetração e efetivação da luz pelo pino em região profunda do canal.

Dessa forma, torna-se oportuna uma pesquisa que visa avaliar a resistência adesiva desses

materiais, pinos e sistemas adesivos fotopolimerizados, em diferentes regiões da dentina intraradicular.

2.4 Aparelho Fotopolimerizador

A luz fotopolimerizadora de compósitos pode ser do aparelho de quartz tungsten halogen (QTH), arco de plasma (PAC) e luz emitida por diodo (LED). No interior do aparelho de luz halógena contem um filamento de tungstênio, um bulbo halógeno, um refletor e um filtro que produzem uma luz azul de 410 a 500 nM. Esta ativa a canforoquinona, sendo necessários de 20 a 60 segundos de luz para incrementos de 2 mm de resina (MILLS; UHL; JANDT, 2002). Porém, esse sistema apresenta algumas desvantagens: a luz gerada tende a diminuir com o uso (devido a uma degradação do filtro dielétrico e do bulbo); geração de calor no aparelho, no dente e compósito, podendo aumentar a sensibilidade pós-operatória; o tempo de duração dessa lâmpada é curto, variando de 80 a 100 horas (MILLS; JANDT; ASHWORTH, 1999, UHL; MILLS; JANDT, 2003a). Essas limitações podem resultar na diminuição das propriedades mecânicas das resinas compostas (HAMMESFAHR; O' CONNOR; WANG, 2002). Uma alternativa para polimerizar resinas compostas é o uso de LEDs (luz emitida por diodo). Essa luz é gerada por semicondutores que são gases (geralmente nitrato de gálio). A luz do aparelho LED tem comprimento de onda entre 450 a 490 nM com um pico de 470 nM. Essa cadeia de energia é ideal para ativar compósitos com canforoquinona como fotoiniciadores pois coincidem com sua curva de absorção de luz (LEONARD et al., 2002). Além disso, necessitam de menos energia, produzindo assim, pouco calor (LEONARD et al., 2002). As lâmpadas de LED podem durar mais de 1.000 horas, enquanto que as halógenas, no máximo 100 horas. Como esses aparelhos

não usam filtros nem bulbos que costumam ser degradados, a intensidade de luz não diminui conforme seu uso⁷. No entanto, vários estudos têm mostrado que a eficiência de polimerização das resinas compostas depende do tipo de aparelho de LED (MILLIS; UHL; JANDT, 2002), do compósito (UHL; MILLS; JANDT, 2003a) e pode, em alguns casos, ter a profundidade de polimerização diminuída quando comparada com a luz halógena (RAHIOTIS et al., 2004). Entretanto, algumas resinas, contêm iniciadores adicionados a canforoquinona, isto faz com que a luz seja absorvida em um comprimento de onda mais curto que esta. Essas resinas apresentam propriedades mecânicas inferiores às que contêm somente canforoquinona quando se utiliza aparelhos de LED (PRICE et al., 2003; UHL; MILLS; JANDT, 2003b) .

Um estudo feito por Cefaly et al. (2005) avaliou a microdureza da resina fotopolimerizada com LED LCU e lâmpada halógena. As resinas usadas foram Z100, Definite, Dyract. Os espécimes foram fotopolimerizados com 2 tipo de LCU (Ultraled and Curing Light 2500) durante 40 ou 60s. Não houve diferença estatística na dureza de superfície entre o LED LCU e Halógena para as marcas Z100 e Dyract. Para a marca Definite, o LED apresentou menor dureza . Na região mais profunda o LED apresentou menos dureza em todas as marcas. Mas entre as marcas comerciais, a Z100 apresentou maior dureza. Entre 40 e 60s não houve diferença na superfície do espécime de nenhum grupo. Na região mais profunda, a dureza maior foi obtida com 60s. Segundo a conclusão obtida, os LEDs testados não tem a mesma capacidade de produzir a dureza de uma lâmpada halógena.

Aravamudhan, Rakowski e Fan (2006) verificaram a correlação entre a intensidade da luz LED e tungstênio-halógena com a profundidade de polimerização conforme a distância da luz. Quatro tipo de aparelhos de luz LED (Flashlite 1001, Freelight 2, Smartlite IQ and Ultralume 5) e um

de tungstênio halógeno (Optilux 501, com a ponta de 8 e 11mm de diâmetro) foram avaliados. A intensidade foi medida de acordo com o padrão ISO 10650 com uma distância de 0, 2, 4, 6, 8, 10 entre a ponta do aparelho e o objeto. Para todas as luzes, a intensidade diminuía quando a distância aumentava. Os autores documentaram uma correlação logarítmica entre a distância e intensidade para todos os aparelhos, exceto, para Smartlite Q, Ultralume 5 e Optilux 501 com a ponta de 11mm que demonstraram uma relação linear entre a intensidade e distância. Todos os aparelhos apresentaram logaritmo de correlação entre intensidade e profundidade de polimerização e correlação linear entre profundidade de polimerização e distância. Smartlite IQ e Optilux 501 (ponta de 11mm) apresentaram a menor redução na intensidade e profundidade de polimerização na distância de 10mm. Clinicamente, a intensidade e a profundidade de polimerização podem variar conforme a distância, mas isso pode mudar conforme aparelho.

Polydorou et al. (2008) , fizeram um estudo in vitro que avaliou a influência de polimerização de uma lâmpada halógena e 2 LEDs na profundidade de polimerização de uma resina convencional híbrida e 2 translúcidas através do teste de microdureza de Knoop. Na primeira parte do trabalho, uma resina híbrida convencional e 3 aparelhos fotopolimerizadores (um halógeno : 40s de fotopolimerização, 2 LEDs: 10s e 20s de fotopolimerização) foram usados. Na segunda parte do trabalho. 2 resinas translúcidas e uma híbrida convencional foram fotopolimerizadas com os 3 tipos de aparelhos. Foi encontrada diferença estatística na microdureza da resina entre os 3 aparelhos utilizados assim como na profundidade de polimerização das resinas. Foi concluído nesse trabalho que a resina convencional fotopolimerizada com a aparelho de LED apresentou no mínimo uma microdureza e profundidade de polimerização similar ao da resina fotopolimerizada com lâmpada halógena. No caso das resinas translúcidas, o aparelho de LED foi mais eficiente. Ambas as resinas translúcidas alcançaram um valor de microdureza de superfície de 80%.

Oto et al. (2009), avaliaram a influência da densidade de energia do aparelho fotopolimerizador na força de adesão da dentina com a resina para preenchimento dual. Foram usadas 2 resinas para preenchimento: Clearfil DC Core Automix com Clearfil DC Bond e UniFil Core com Self-Etching Bond. As resinas foram preparadas sobre a dentina bovina conforme as instruções do fabricante. As energias de densidade utilizadas foram: 0 (sem irradiação), 100, 200, 400 e 600 mW/cm². A força de adesão foi avaliada através do teste de cisalhamento. O resultado maior obtido foi o de maior densidade de energia, para ambos os materiais. E o valor mais baixo, foi o de 200 mW/cm². Com isso, os autores concluem que a densidade de energia afeta na adesão da resina para preenchimento na dentina.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propõe a verificar a influência do tipo de luz fotopolimerizadora na força de retenção de pinos intra-radiculares, tanto na técnica direta como na direta indireta.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção das amostras

Foram selecionadas em incisivos hígidos de bovinos da raça Holstein, 40 raízes com diâmetro de canal menor que 1.0mm e comprimento de raiz de 12mm. Para tanto, estes dentes foram seccionado perpendicularmente à junção amelo-cementária com disco de carburundum, sob refrigeração de água. As raízes foram limpas com curetas periodontais e armazenadas em água a uma temperatura de 4°C (ISO TR 11405).

4.2 Preparo dos dentes

Os canais foram tratados endodonticamente pelo método convencional, da lima No. 15 até a lima No. 40 (Mani Co., Japan) a 1mm do ápice. A parte cervical das raízes foi fixada no centro da base de um tubo de PVC (15mm x 32mm) com cera utilidade (Cera Rosa 7, Polidental Indústria e Comercio Ltda, Brasil). A resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico, São Paulo, Brasil) foi manipulada e vertida no interior do tubo até cobrir a raiz. Após a polimerização, a resina foi retirada manualmente (Figura 4.1). O preparo do conduto foi feito com a broca largo referente ao diâmetro do pino (1.25mm, Jeneric/Pentron Inc., USA) desobturando 7 mm de guta percha e deixando 4 mm no ápice do canal; em seguida foi irrigado com seringa contendo uma água destilada e seco com cones de papel (Dentsply, Brasil) como manda o fabricante (Pinos de fibra de vidro FibreKor® ,Jeneric/Pentron Inc., USA).

Figura 4.1 - Preparo das amostras

Os pinos de fibra de vidro FibreKor® (Jeneric/Pentron Inc., USA) de 1.25mm de diâmetro foram usados neste experimento e cimentados com cimento resinoso (3M ESPE RelyX CRA, 3M, Brasil). O procedimento foi realizado pelo método direto ou direto-indireto com aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena ou LED. A tabela mostra os grupos conforme o método e aparelho fotopolimerizador utilizado (Tabela 4.1).

Tabela 4.1 - Os grupos foram divididos conforme o método e o aparelho fotopolimerizador usado
Os dentes tratados endodonticamente foram divididos aleatoriamente em 4 grupos com 10 amostras (n=10) cada

Grupos (n=10)	Fotopolimerizador	Técnica
1	Halógena	direta
2	Led	direta
3	Halógena	semi-direta
4	Led	semi-direta

Grupo 1

O conduto radicular foi lavado com seringa contendo água. O excesso de água foi removido com cone de papel deixando o canal ligeiramente úmido. Com um microbrush nº (Microbrush Corporation Grafton, USA), foi aplicado o ativador na superfície do conduto radicular. Em seguida, foi aplicado o primer, seguido do catalisador (AdperTM Scotchbond Multi-Usó Plus, 3M ESPE, Brasil). A base e o catalisador do cimento resinoso (RelyX CRA, 3M, Brasil) foram espatulados em porções iguais e o cimento foi aplicado no interior do canal, com lentulo (Dentsply, Brasil) em baixa rotação conforme as instruções do fabricante. O pino foi inserido no canal com uma pinça clínica, o excesso de cimento foi removido com um explorador e fotopolimerizado por 40s com aparelho convencional (Astralix 10, Ivoclar Vivadent, Brazil, 1200 mW/cm², 400 - 510 nm) como manda o fabricante. O aparelho fotopolimerizador foi verificado por um radiômetro (curing lighthmeter 105, USA)

Grupo 2

O procedimento foi o mesmo do grupo 1, porém o aparelho fotopolimerizador utilizado foi o LED (Radii, SDI, Brazil, 1400mW/cm², 440 nm – 480 nm) durante 40 segundos como manda o fabricante. O aparelho fotopolimerizador foi verificado por um radiômetro (curing lighthmeter 105, USA)

Grupo 3

A aplicação de um isolante hidrossolúvel (Gel lubrificante KY, Johnson & Johnson, Brasil) foi feita com microbrush nas paredes do canal para isolamento. A base e o catalisador do cimento resinoso (RelyX CRA, 3M, Brasil) foram espatulados em porções iguais e o cimento foi aplicado no interior do canal utilizando lentulo em baixa rotação conforme as instruções do fabricante. O pino foi inserido no canal como uma pinça clínica, sendo o excesso de cimento removido com explorador, seguido de fotopolimerização com aparelho convencional por 10s. O pino foi removido do interior do canal com uma pinça clínica e fotopolimerizado por mais 30s, perfazendo assim 40s como manda o fabricante. O interior do canal foi lavado com seringa contendo água. O excesso foi removido com cone de papel deixando o canal úmido. Com um microbrush, foi aplicado o ativador na superfície radicular. Em seguida, foi aplicado o primer, seguido do catalisador (AdperTM Scotchbond Multi-Use Plus, 3M ESPE, Brasil). Uma nova porção de cimento resinoso foi novamente aplicado no interior do canal usando lentulo em baixa rotação. O pino foi inserido no interior do canal e fotopolimerizado por 40s.

Grupo 4

O procedimento foi o mesmo que o grupo 3, contudo o aparelho fotopolimerizador utilizado foi o LED. Após a polimerização do núcleo, este foi cimentado no canal com cimento resinoso (Rely X CRA, 3M, Brasil) como no grupo 3.

4.3 Preparação das amostras para o teste de tração

Após o preparo das amostras, estas foram ajustadas e fixadas em uma mesada metálica (Houston Biomaterials Research Center), juntamente com uma matriz cilíndrica de propileno branca,

bipartida com 3 mm de altura. A matriz com as duas partes unidas forma em seu centro uma cavidade tronca cônica invertida com a base menor voltada para região cervical da raiz. (BARAKAT; POWERS, 1986).

Ao preencher essa cavidade com resina composta (Z 250, 3M ESPE, Brasil) e fotopolimerizar por 20s, um *jig* de resina composta foi fabricado na parte superior dos pinos para serem submetidos ao teste de tração. Os espécimes foram armazenados a 37 °C em um ambiente a 100% de umidade, por 24 horas (BARAKAT; POWERS, 1986).

4.4 Teste de tração e análise das fraturas

Os espécimes foram tracionados na máquina de teste universal (Mini Instron 4442, Canton, MA, USA; Figura 4.2), com velocidade de 0.5mm/min (BARAKAT; POWERS, 1986) até a ocorrência de falha do núcleo (Figura 4.3). Após o teste, as falhas foram observadas em microscopia óptica com o aumento de 40x (Olympus, SZ-PT, Japão, Figura 4.4) e classificadas em: resina/ dentina (para falhas ocorridas na interface resina/dentina), resina/ pino (para falhas ocorridas na interface resina/pino) e mista (para falhar com ambas as partes).

Figura 4.2 - Mini Instron 4442, Canton, MA, USA

Figura 4.3 - Os espécimes foram tracionados até ocorrer a falha do núcleo

Figura 4.4 - Microscópio óptico Olympus, SZ-PT, Japão

4.5 Análise estatística

Os valores obtidos no teste de tração foram submetidos ao programa estatístico BioEstat 4.0 (Ayres M, Belém, Brasil). Todos os dados do teste de tração foram analisados utilizando a análise

estatística paramétrica ANOVA com nível de significância de 5% (para verificar a diferença entre os grupos) e complementados com teste Tukey (comparação entre as médias).

5 RESULTADOS

A tabela 5.1 apresenta os valores de médias e desvio-padrão para os grupos experimentais testados. Observa-se haver diferença estatisticamente significativa para os fatores de variação técnica operatória e aparelho fotopolimerizador, bem como para a interação entre eles (Tabela 5.1 e Figura 5.1).

Tabela 5.1 - Letras diferentes (a,b,c,d) indicam diferenças estatísticas entre os grupos baseado no ANOVA

Grupo	Média (N)	Desvio Padrão
HD	142,30	($\pm 25,60$) ^a
LD	178,56	($\pm 25,67$) ^b
HI	246,05	($\pm 29,51$) ^c
LI	241,60	($\pm 28,95$) ^c

Figura 5.1 - Mostra a média de cada grupo com seus respectivos desvio padrão

A análise do intervalo de confiança mostra que a técnica operatória mais adequada para a obtenção de núcleos diretos é a direta-indireta. No caso do aparelho fotopolimerizador, o LED apresentou melhores resultado na técnica direta e na técnica indireta-indireta, não houve diferença significativa.

As fraturas ocorridas após o teste de tração foram classificadas em resina/dentina, pino/resina ou mista (Tabela 5.2 e Figuras 5.2, 5.3). Nos 4 grupos, a maioria das fraturas ocorreu na interface resina/dentina (80%, 100% , 90% e 100% respectivamente). As outras fraturas que ocorreram foram a mista, sendo que nestas, somente no ápice do pino foi a resina/pino.

Grupo	Resina/Dentina	Pino/Resina	Mista
HD	8	0	2
LD	10	0	0
HI	9	0	1
LI	10	0	0

Tabela 5.2 - Classificação das fraturas após o teste de retenção

Figura 5.2 - Falha ocorrida na interface resina/dentina

Figura 5.3 - Falha mista (resina/dentina e resina/pino)

6 DISCUSSÃO

Os pinos pré-fabricados de fibra de vidro vêm sendo utilizados cada vez mais na confecção de núcleo de dentes tratados endodonticamente. Isto ocorre devido ao seu módulo de elasticidade ser próximo ao da dentina e também ao fator estético (AKKAYAN; GULMEZ, 2002; DURET; DURET; REYNAUD, 1996). Dois métodos de confecção do núcleo são recomendados pelo fabricante: a técnica direta e a direta-indireta. Além disso, ainda não está claro qual a luz fotopolimerizadora (lâmpada halógena ou LED) pode ser mais favorável para a cimentação de sistema de pinos de fibra. Neste estudo, foi avaliada a influência da técnica de confecção de núcleos e do aparelho fotopolimerizador na retenção de pinos pré-fabricados.

Duas amostras do grupo 1 e uma do grupo 2 apresentaram fratura entre o material resinoso e o pino no ápice do núcleo, deixando um remanescente de material no interior do canal. Isto indica que a falha foi uma combinação adesiva e coesiva entre o pino e a resina. Pode-se dizer então, que a adesão entre o pino e a resina não foi satisfatória ou a profundidade de polimerização não foi suficiente. Em um estudo realizado por Mallmann et al. (2007), esse tipo de falha ocorreu no uso do adesivo químico Scotch Bond Multi Uso (3M ESPE, Brasil), pois a adesão entre o cimento e a dentina foi mais forte do que entre o pino e cimento. Isto não pode ser considerado como uma referência, pois a acredita-se que a adesão do pino e o cimento seja maior que o cimento e dentina. Isso pode ter ocorrido devido à alta compatibilidade química do adesivo Scotch Bond Multi Uso com o cimento resinoso Rely X (MALLMANN et al., 2007). Em outro estudo de retenção de pinos, Schmage et al. (2009), também obtiveram alguns resultados em que a fratura ocorreu na interface pino/cimento. Segundo o autor, isso ocorreu devido à alta adesão obtida pelo adesivo dual na dentina, fazendo com que a interface pino/cimento fraturasse em

primeiro. Para Sadek et al. (2007), a adesão entre o pino e a resina geralmente é maior que resina e dentina devido ao embricamento mecânico e a ligação química que ocorre entre eles.

A profundidade de polimerização está relacionada à intensidade da luz, tempo de exposição e também com a cor da resina. A inadequada polimerização da resina pode resultar num baixo grau de polimerização no terço apical do núcleo, isso pode ter como resultado a falha coesiva da resina nessa região (CUNHA et al., 2009; TANOUE; MATSUMURA; ATSUTA, 1998; TARLE et al., 1995; TSAI; MEYERS; WALSH, 2004; VISVANATHAN et al., 2007;). Em outras palavras, o núcleo fabricado pelo método direto pode ter fraturado na região do cimento resinoso devido à insuficiente intensidade de luz na sua polimerização. Além disso, a composição do cimento resinoso e o método de polimerização podem afetar a sua contração de polimerização. Embora um cimento resinoso contendo baixa quantidade de carga, tem a sua viscosidade diminuída, o que facilita o procedimento clínico e melhora a sua adaptação ao pino, a sua contração de polimerização é maior que um cimento contendo alta quantidade de carga (CONDON; FERRACANE, 2000; SADEK et al., 2007).Conseqüentemente, terá uma menor força de retenção.

Em todos os grupos (HD halógena direto, LD LED direto, HI halógena direto indireto, LI LED direto indireto), a maioria das fraturas, 80%,100%, 90% e 100% respectivamente, ocorreram na interface resina/dentina. Em outro estudo (BOSCHIAN et al., 2002), a adesão da interface pino cimento e cimento dentina foram avaliados separadamente, sendo demonstrado que a adesão entre o pino e o cimento é superior à adesão entre cimento e dentina. Muitos estudos demonstram que a adesão do sistema adesivo na dentina radicular é complexa devido a dificuldade da fotopolimerização no interior do canal (LE BELL et al., 2003; MALLMANN et al., 2007; VALANDRO et al., 2006) e o alto fator C (CUNHA et al., 2009; MALLMAN et al., 2007;

PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2004). A contração de polimerização causa um estresse na interface resina/dentina resultando no enfraquecimento da interface adesiva e formação de um *gap* (PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2004; SADEK et al., 2007; SCHMAGE et al., 2009). Para Mallmann et al. (2007), apesar do avanço da adesão na estrutura dental, um estudo para minimizar a contração de polimerização do material resinoso seria necessário.

Levando em consideração a contração de polimerização da resina, pode-se explicar também a diferença na força de retenção dos 2 métodos. Com o método direto-indireto obteve-se uma maior força de retenção do que com o método direto, isto é, o grupo 3 apresentou uma força de retenção maior que o grupo 1 e o grupo 4 maior que o grupo 2. Essa diferença ocorre pois o método direto-indireto apresenta uma melhor adaptação do núcleo com o canal radicular (NAGASE; MATOS, 2007; NAGASE et al., 2005). Neste método, a maior parte da contração de polimerização da resina ocorre fora do conduto radicular. E quando o núcleo é reinserido no canal, a adesão com o cimento resinoso ocorre apenas entre o núcleo e a dentina. Por outro lado, no método direto, a contração de polimerização ocorre no interior do conduto radicular, logo a espessura do cimento resinoso é mais fina no método direto-indireto. Sendo assim, tem-se a presença de microporosidade diminuída e a contração de polimerização é menor (VALANDRO et al., 2005). Alguns autores (GAYOSSO et al., 2004; MONTICELLI; GORACCI; FERRARI, 2004; VICH et al., 2002; VICH; VANO; FERRARI, 2008; WATZKE et al., 2008) observaram a formação de bolhas quando utilizaram o cimento resinoso como material de preenchimento. Estas bolhas podem acarretar em pontos de fratura que se propagarem poderão causar a fratura do pino. No método direto-indireto, os erros ocorridos durante o procedimento podem ser corrigidos pelo do cimento resinoso. A diferença na retenção entre os 2 métodos, pode ser atribuída à menor contração de polimerização e à menor presença de bolhas no cimento resino no

método direto indireto (NAGASE; MATOS, 2007;NAGASE et al.,2005).

Foi verificada uma diferença estatística entre os grupos 1, 2,3; mas não entre o grupo 3 e 4. Isto significa que houve a influência do tipo de lâmpada utilizada. Pode-se explicar esse fato devido a luz LED apresentar uma potência ($1400\text{mW}/\text{cm}^2$) maior que a lâmpada halógena($1200\text{mW}/\text{cm}^2$), logo, a profundidade de polimerização do material de preenchimento ser maior no LED. O tempo de exposição da luz e a sua intensidade determinam as propriedades mecânicas da resina composta. A luz passa através desta, sendo absorvida e dispersada, atenuando e reduzindo o efeito da luz na polimerização da resina (LINDBERG; PEUTZFELDT; VAN DIJKEN, 2005; VARGAS; COBB; SCHMIT, 1998; VISVANATHAN et al., 2007). A eficácia da luz depende do total de energia, isto é, a intensidade e o tempo são fatores importantes. Para uma adequada polimerização em um curto espaço de tempo, é necessária uma alta intensidade de luz. E uma alta intensidade de luz acarreta em um alto estresse da contração de polimerização na interface da restauração podendo gerar micro infiltração (ALTHOFF; HARTUNG, 2000; CALHEIROS et al., 2006; DENISSON et al., 2000; DEWAELE et al., 2009; HALVORSON; ERICKSON; DAVIDSON, 2002; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2005; VISVANATHAN et al., 2007). Outro fator importante é o grau de dureza da resina. A dureza da superfície é maior que a da região mais profunda. Isso ocorre devido ao fato da profundidade de polimerização estar diretamente relacionada à espessura da resina e que é influenciada pela intensidade de luz e tempo de exposição (BAHARAV et al., 1988; SOBRINHO et al., 2000; VISVANATHAN et al., 2007). A intensidade de luz determina o grau de dureza da resina, isto é, uma baixa intensidade de luz iria resultar em um material com menor dureza. (VISVANATHAN et al., 2007). Além disso, o comprimento de onda do aparelhode luz halógena Astralis, varia entre 400 - 510 nm, diferente do aparelho Raddi LED que é mais centrado entre 440 nm – 480 nm, sendo este mais próximo do

pico sensível do fotoiniciador Canforoquinona que é de 465 nm (CUNHA et al., 2009; POLYDOROU et al., 2008).

No método direto, essa diferença de potência apresentou ter efeito na retenção dos pinos, mas no método direto-indireto, esse fator não foi relevante já que a polimerização do material ocorre fora da raiz, não dependendo assim, da profundidade de polimerização. Com isso, pode-se explicar a semelhança nos resultados dos grupos 3 e 4.

Um estudo realizado por Oto et al. (2009), verificaram que mesmo em material resinoso dual, as propriedades mecânicas são melhores nas regiões coronárias do que nas apicais das raízes. Isto se deve a redução da energia da luz conforme a região vai ficando mais profunda, o que pode acarretar na diminuição da força de adesão da região (OTO et al., 2009).

Alguns estudos relatam que as propriedades mecânicas e a estrutura da dentina variam conforme região. No terço cervical da raiz existe uma maior quantidade de túbulos dentinários do que na região apical e o diâmetro dos túbulos vai diminuindo conforme se aproxima da região apical (FERRARI et al., 2000; INOUE et al., 2009; MANNOCCI et al., 2004) . Estudos feitos por Foxton et al. (2004) e Mallmann et al. (2005) afirmam que a adesão no terço cervical e terço médio é maior que o terço apical. Mas para alguns autores (AKSORMUANG et al., 2009; GIANNINI et al., 2001; LIU et al., 2002), a resistência mecânica não varia conforme região da dentina radicular e no caso de adesivo auto condicionante, a resistência adesiva não é influenciada pela profundidade de dentina nem pela densidade de número de túbulos. Com isso, pode-se dizer que o fator mais importante para a adesão na dentina radicular seria as propriedades mecânicas do agente de união, que poderia melhorar com uma adequada polimerização (AKSORMUANG et al., 2009; TAKAHASHI et al., 2002).

Em um estudo realizado por Aksormuang et al. (2009), que com o adesivo auto condicionante

avaliaram a adesão de pinos de fibra de vidro com variados tempos de exposição à luz fotopolimerizadora, verificaram que com o aumento do tempo de fotopolimerização conseguiu-se uma adesão da região apical sem diferença significativa com a região coronária.

No presente estudo, foram obtidos grupos com altos valores de desvio-padrão, tendo este fato também sido observado em outros estudos (HEDLUND; JOHANSSON; SJOGREN, 2003; PERDIGÃO; GOMES; AUGUSTO, 2007; PURTON; LOVE; CHANDLER, 2000; TSAI; MEYERS; WALSH, 2004), podendo ser explicado pela heterogeneidade de formatos dos condutos radiculares (HEDLUND; JOHANSSON; SJOGREN, 2003). Em um estudo realizado por Perdigão, Gomes e Augusto (2007), os condutos radiculares foram tratados endodonticamente e preparados cuidadosamente com a broca largo. Após a secção das raízes, foram observados canais contendo gutta percha residual devido ao formato elíptico ou regiões de difícil alcance com a broca (PERDIGÃO; GOMES; AUGUSTO, 2007). Essa variação imprevisível da morfologia do conduto radicular pode explicar o alto desvio padrão também obtido no presente estudo.

Mesmo apresentando um alto desvio padrão, as diferenças estatísticas foram significativas entre os grupos deste estudo. Por isso, a técnica empregada é de extrema importância na retenção de pinos de fibra de vidro.

7 CONCLUSÃO

- Com base nos resultados obtidos a partir da metodologia empregada concluímos que existe influencia da técnica de cimentação adesiva na retenção de pinos de fibra de vidro, sendo os melhores resultados obtidos com a técnica direta-indireta.

REFERÊNCIAS

Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87:431-7.

Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: Saunders; 1996. 709 p.

Aksornmuang J, Nakajima M, Panyayong W, Tagami J. Effects of photocuring strategy on bonding of dual-cure one-step self-etch adhesive to root canal dentin. *Dent Mater J* 2009 Mar;28(2):133-41.

Al-Salehi SK, Burke FJT. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*, Carol Stream 1997 Nov; 28(11):717-23.

Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent*. 2000 Nov;13(Spec No):77D-81D. Review.

Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater*. 2006 Nov;22(11):988-94.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*, Bristol, 1999 May;27(4):275-8.

Assif D, Bitensky MD, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crown. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):36-40.

Bachicha WS, Difiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod*, Chicago 1998 Nov;24(11):703-8.

Barakat MM, Powers JM. In vitro bond strength of cements to treated teeth. *Aust Dent J* 1986 Dec;31(6):415-9.

Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil*. 1988 Mar;15(2):167-72.

Bianchi J. Estudo sobre a resistência à microtração em função das dimensões, modo de preensão e formato do corpo de prova [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int* 2004;35:657-67.

Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater*. 2002 Dec;18(8):596-602.

Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc*, Chicago 1962 Mar;64:378-87.

Britta LC, Martins M, França FM. Influence of different primer application times on bond strength of self-etching adhesive systems to unground enamel. *Oper Dent*. 2009 Jan-Feb;34(1):43-50.

Buonocore, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955 Dec; 34 (6):849-53.

Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *Int J Prosthodont*. 2007 May-Jun;20(3):293-8.

Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dent Mater*. 2006 Sep;22(9):799-803.

Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts - why, when, and how. *Dent Clin North Am*, Philadelphia 1976 Apr;20(2):299-328.

Carrigan PJ, Morse DR, Furst ML, Sinai IH. A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. *J Endod* 1984 Aug;10(8):359-63.

Cefaly DF, Ferrarezi GA, Tapety CM, Lauris JR, Navarro MF. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. *Braz Dent J* 2005;16(2):98-102.

Charlton DG, Beatty MW. The effect of dentin surface moisture on bond strength to dentin bonding agents. *Oper Dent*, Washington 1994 July/Aug;19(4):154-8.

Christensen G. Posts and core: states of the art. *J Am Dent Assoc* 1998; 129:96-7.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of four endodontic posts cemented with composite resin. *Gen Dent*, Chicago, 2000 May/June;48(3): 320-4.

Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000; 131:497-503.

Cunha LG, Alonso RC, Neves AC, de Goes MF, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Degree of conversion and contraction stress development of a resin composite irradiated using halogen and LED at two C-factor levels. *Oper Dent* 2009 Jan-Feb;34(1):24-31.

D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007 Sep;98(3):193-8.

Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod*, Chicago 1998 Dec;24(12):807-10.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2004 Dec;20(10):963-71.

Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent*. 2000 Nov;84(5):499-505.

Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finné G, et al. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: Degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater* 2009 Dec;25(12):1576-84.

Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont*, Lombard 1997 Nov/Dec;10(6):498-507.

Duret PB, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radulaire. Le composipost (1). *Chir Dent Fr* 1990 Nov; 60(540):131-41.

Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and post endodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996; (20):S50-6.

Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med*, Boca Raton 1997 Aug;8(3):306-35.

Freedamn G. The carbon fiber post: metal free, post endodontic rehabilitation. *Oral Health* 1996; 86:23-30.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000 Oct;13(5):255-60.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls an SEM investigation. *Dent Mater* 2001 Sept;17(5):422-9.

Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater* 2004 Mar;20(3):293-6.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1999 Sept;82(3):341-7.

Gayosso CA, Santana FB, Ibarra JG, Espínola GS, Martinez MAC. Calculation of contraction

rates due to shrinkage in light-cure composites. *Dent Mater* 2004; 20:228-35.

Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent* 2001 Winter;3(4):315-24.

Grandini S, Balleri P, Ferrari M. Scanning electron microscopic investigation of the surface of fiber posts after cutting. *J Endod* 2002 Aug;28(8):610-2.

Gwinnett AJ. A new method to test the cohesive strength of dentin. *Quintessence Int* 1994 Mar;25(3):215-8.

Hagge MS, Lindemuth JS. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. *J Prosthet Dent* 2001 Dec;86(6):620-3.

Hagge MS, Wong RDM, Lindemuth JS. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. *Int Endod J* 2002 Apr;35(4):372-8.

Hammesfahr Pd, O' Connor Mt, Wang X. Light-curing technology: past, present, and future. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(9):18-24.

Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006 May;22(5):477-85.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002 Sep;18(6):463-9.

Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J* 2003 Aug 9; 195(3): 155-8, Discussion 147.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):71-80.

Inoue T, Saito M, Yamamoto M, Debari K, Kou K, Nishimura F, et al. Comparison of nanohardness between coronal and radicular intertubular dentin. *Dent Mater J* 2009 May;28(3):295-300.

Isidor F, Ödman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996 Mar/Apr;9(2):131-6.

Kanca III J. One Step bond strength to enamel and dentin. *Am J Dent* 1997 Feb; 9(1):5-8.

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992 Sept;68(3):421-7.

Lambjerg-Hansen H, Asmussem E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997 Dec;24(12):882-7.

Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Depth of light-initiated polymerization of glass fiber-reinforced composite in a simulated root canal. *Int J Prosthodont* 2003 Jul-Aug;16(4):403-8.

Leonard DL, Charlton DG, Robert HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Rest* 2002;14(5):286-95.

Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J* 1988; 165(3):95-7.

Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig*. 2005 Jun;9(2):71-6.

Liu J, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Effect of tubule orientation and dentin location on the microtensile strength of bovine root dentin. *Dent Mater J*. 2002 Jun;21(2):73-82.

Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 2003 Jan-Feb;16(1):39-44.

Mallmann A. Resistência adesiva de pinos intra-radulares opacos e translúcidos em diferentes regiões da dentina, utilizando adesivos químico e foto-ativado [Tese de Doutorado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Mallmann A, Santos JFF, Cardoso PEC, Jacques LB, Tavares AU. Bonding ability of adhesive systems and resin cements to human dentin, evaluated by means of microtensile tests. *J Dent Res* 2001;80:62 (Resumo n. 211).

Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A. Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Oper Dent* 2005 Jul-Aug;30(4):500-6.

Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent* 2007 Mar;97(3):165-72.

Mannocci F, Vichi A, Ferrari M, Watson T, Davidson CL. Carbon fiber posts. Clinical and laboratory studies. *Proceedings from the 2nd International Symposium, S. Margherita Ligure* 1998 Mar:17-21.

Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber,

carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999 Summer;1(2):153-8.

Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson TF. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal post, and composite resins. *J Endod* 1999 Dec;25(12):789-94.

Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001 Mar;85(3):284-91.

Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater* 2004 Mar;20(3):293-6.

Marshall Jr. GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997 Nov;25(6):441-58.

Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998 Nov;80(5):527-32.

Mentink AG, Meeuwissen R, Käyser AF, Mulder J. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. *J Oral Rehabil* 1993a Sep;20(5):455-61.

Mentink AG, Creugers NH, Meeuwissen R, Leempoel PJ, Käyser AF. Clinical performance of different post and core systems--results of a pilot study. *J Oral Rehabil* 1993b Nov;20(6):577-84.

Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light-emitting diode technology. *Br Dent J* 1999;186(8):388-91.

Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical powers outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J* 2002;193(8):459-63.

Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992 Sept;68(3):428-35.

Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16:593-6.

Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. *Dent Mater* 2004; 20:176-83.

Nagase DY, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Influence of fabrication techniques on retention force of fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater J* 2005

Jun;24(2):280-5.

Nagase DY, Matos AB. Influência de duas técnicas de cimentação adesiva na retenção de pinos intra-radiculares de fibra de vidro. *Rev Inst Ciênc Saúde* 2007; 25(4): 437-41.

Nakabayashi N, Pashley DH. Hibridização dos tecidos dentais duros. Tradução Luiz Narciso Baratieri e Sylvio Monteiro Junior. São Paulo: Quintessence; 2000.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res, New York* 1982 May;16(3):265-73.

O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Carol Stream: Quintessence; 1997.

Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 2003 Dec;19(8):758-67.

Oto T, Yasuda G, Tsubota K, Kurokawa H, Miyazaki M, Platt JA. Influence of power density on polymerization behavior and bond strengths of dual-cured resin direct core foundation systems. *Oper Dent* 2009 Mar-Apr;34(2):192-9.

Ottl P, Lauer HC .Success rates for two different types of post-and-cores. *J Oral Rehabil* 1998 Oct;25(10):752-8.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: A review. *J Adhes Dent* 1999 Winter;1(4):299-309.

Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont.* 2007 May-Jun;16(3):154-64.

Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post endodontic restorations with fiber post. 3rd International Kuraray Symposium, Granada; 1999. Dec:49-58.

Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive postendodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002 Dec;18(8):596-602.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005 Jul;84(7):659-62.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004; 32:109-15.

Phillips RW. Materiais dentários de Skinner. 8ª ed. Tradução Dioracy Fonterrada Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. 467 p.

Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. *Clin Oral Investig*. 2008 Mar;12(1):45-51.

Price Rtb, Ehrnford L, Andreou P, Felix C. A comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent* 2003;5(3):193-207.

Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. *Operative Dentistry* 2000; 25:223-7.

Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004;112(1):89-94.

Reagan SE, Fruits TJ, Van Brunt CL, Ward CK. Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. *Quintessence Int, Carol Stream* 1999 Jan;30(1):61-7.

Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod* 2003;29:125– 131.

Ritter AV, Ghaname E, Pimenta LA. Dentin and enamel bond strengths of dual-cure composite luting agents used with dual-cure dental adhesives. *J Dent*. 2009 Jan;37(1):59-64.

Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent, St. Louis* 1973 Oct;30(4):418-23.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998 Sep;80(3):280-301.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Prótese fixa contemporânea*. 3 ed. São Paulo : Ed. Santos; 2002.

Ross RS, Nicholls JL, Harrington GW. A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. *J Endod* 1991 Sept;17(9):450-6.

Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater* 2007 Jan;23(1):95-9.

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. *J Dent Res* 1995 Apr;74(4):1093-102.

Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Oper Dent* 2009 Jan-Feb;34(1):93-101.

Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a

literature review. J Endod 2004;30:289-301.

Scotti R, Ferrari M. Pinos de fibra. Tradução Marco Antonio Bottino e Luiz Felipe Valandro. São Paulo: Artes Médicas, 2003.

Sobrinho LC, Goes MF, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. J Mater Sci Mater Med 2000 Jun;11(6):361-4.

Spazzin AO, Galafassi D, de Meira-Júnior AD, Braz R, Garbin CA. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. Oper Dent 2009 Mar-Apr;34(2):223-9.

Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1972 June;33(6):952-60.

Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter, and design. J Prosthet Dent 1978 Apr;39(4):401-5.

Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. J Prosthet Dent 1992 Sept;68(3):436-42.

Sudsangiam S, Van noort R. Do dentin bond strenght tests serve a useful purpose? J Adhes Dent 1999 Spring;1(1):57-67.

Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of composite veneering materials polymerised with seven laboratory photo-curing units. J Oral Rehabil 1998; 25:199-203.

Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Polymerization of composites using pulsed laser. Eur J Oral Sci 1995; 103:394-8.

Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira PN, Sano H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. Dent Mater 2002 May;18(3):263-8.

Ten Cate AR. Histologia bucal. 2a ed. Rio de Janeiro: Guanabara; 1988.

Torbjörner A, Karlsson S, Odman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. J Prosthet Dent 1995 May;73(5):439-44.

Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Henstenpettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. Eur J Oral Sci 1996 Oct;104(5-6): 605- 11.

Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. Int J Prosthodont 2004;17:369-76.

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *End Dent Traumat* 1985 Jun;1(1-3):108-11.

Trushkowsky RD. Coronoradicular rehabilitation with a carbon-fiber post. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996; 20: S74-9.

Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004 May;20(4):364-9.

Uhl A, Mills Rw, Jandt Kd. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003a;24(10):1784-95.

Uhl A, Mills Rw, Jandt Kd. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and Halogen technology. *Biomaterials* 2003b;24(10):1809-20.

Utter JD, Wong BH, Miller BH. The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal post. *J Am Dent Assoc* 1997 Aug;128(8):1123-7.

Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006 Jun;8(3):175-81.

Valandro LF, Filho OD, Valera MC, de Araujo MA. The effect of adhesive systems on the pullout strength of a fiberglass-reinforced composite post system in bovine teeth. *J Adhes Dent* 2005 Winter;7(4):331-6.

Valandro LF, Baldissara P, Galhano GA, Melo RM, Mallmann A, Scotti R, et al. Effect of mechanical cycling on the push-out bond strength of fiber posts adhesively bonded to human root dentin. *Oper Dent* 2007 Nov-Dec;32(6):579-88.

Van der graaf ER, Ten Bosch JJ. The uptake of water by freeze dried human dentine sections. *Arch Oral Biol* 1990;35(9):731-9.

Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater* 2006 Jun;22(6):533-44.

Van meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001 Supply;6(6):119-44.

Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993 Feb;72(2):495-501.

Van Noort, R. Introduction to Dental Materials. Mosby: London, 1994: 236.

Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 1998 Mar-Apr;23(2):87-93.

Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 2002a ;28: 355– 60.

Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 2002b Nov;18(7):495-502.

Vichi A, Vano M, Ferrari M. The effect of different storage conditions and duration on the fracture strength of three types of translucent fiber posts. *Dent Mater* 2008 Jun;24(6):832-8.

Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dent Mater* 2007 Jul;23(7):777-84.

Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 2008 Jul;24(7):967-77.

Watanabe LG, Marshall Jr. GW, Marshall SJ. Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater* 1996 Mar;12(1-2):109-15.

Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dent Mater* 2008 Nov;24(11):1512-7.

Wrbas KT, Altenburger MJ, Schirrmeister JF, Bitter K, Kielbassa AM. Effect of adhesive resin cements and post surface silanization on the bond strengths of adhesively inserted fiber posts. *J Endod* 2007 Jul;33(7):840-3.

Yaman P, Thorsteinsson TS. Effect of core materials on stress distribution of posts. *J Prosthet Dent* 1992 Sept;68(3):416-20.

Yamazaki PC, Bedran-Russo AK, Pereira PN. The effect of load cycling on nanoleakage of deproteinized resin/dentin interfaces as a function of time. *Dent Mater* 2008 Jul;24(7):867-73.