

Vanessa Cruz Macedo

***Avaliação da retenção de pinos de fibra
de vidro reembasados (pinos anatômicos)
e não reembasados cimentados em
diferentes condições***

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do Título de Mestre em
Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins

Piracicaba
2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

M151a Macedo, Vanessa Cruz.
Avaliação da retenção de pinos de fibra de vidro reembasados (pinos anatômicos) e não reembasados cimentados em diferentes condições. / Vanessa Cruz Macedo. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Luis Roberto Marcondes Martins.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. I. Martins, Luis Roberto Marcondes. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
(mg/fop)

Título em Inglês: Evaluation of relined (anatomic post) and non relined fiber glass posts retention retention cemented in different conditions

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental materials

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

**Banca Examinadora: Luis Roberto Marcondes Martins, Estevão Tomomitsu
Kimpapa, Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**

Data da Defesa: 12-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 12 de Fevereiro de 2009, considerou a candidata VANESSA CRUZ MACEDO aprovada.



PROF. DR. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS



PROF. DR. ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPARA



PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

Dedico este trabalho:

Aos meus pais Edna e Raimundo, que permitiram
que eu realizasse meu sonho, e ao meu grande amor

Renato que me apoiou incondicionalmente,
estando sempre presente, mesmo que estivesse distante.

Eu devo tudo a vocês!

Agradecimentos Especiais

Agradeço primeiramente a Deus, meu Senhor Jesus que é meu tudo, minha vida o que tenho de mais precioso, meu tesouro, e que é suficiente para mim. Sou totalmente dependente de Ti.

Aos meus pais Raimundo e Edna por me apoiarem mesmo sem saber direito o que estava acontecendo e onde tudo isso me levaria. Obrigada por permitirem que eu sonhasse, e voasse para o meu futuro. Obrigada pelas orações nas horas de dificuldades e nos momentos de desespero. Pai, muito obrigada por confiar em mim, e na minha capacidade de crescer. Mãe obrigada por me ensinar a sonhar, a ser confiante e segura. Devo tudo a vocês que são pais maravilhosos e os melhores que Deus poderia me dar. Que vocês possam sempre se orgulhar de mim, e que eu sempre lhes dê alegria. Amo muito vocês.

Ao grande amor da minha vida, Renato, meu príncipe encantado, meu melhor amigo, meu companheiro, minha vida. Rê, muito obrigada por ser o homem maravilhoso que você é, por compreender a distância e mesmo assim me apoiar e estar sempre ao meu lado. Você foi a pessoa que mais de perto me acompanhou, sabendo minhas dificuldades, minhas limitações e em nenhum momento me deixou desanimar, mesmo quando a situação parecia insustentável. Sem você, sem seu carinho, amor, paciência e compreensão eu não teria conseguido. Obrigada pelas palavras de conforto nos momentos difíceis. Meu amor você é um presente de Deus pra mim, o melhor namorado que alguém poderia ter. Espero poder te fazer tão feliz como você me faz, e poder retribuir cada gesto de amor e carinho vivendo a teu lado por toda minha vida. Você é muito importante pra mim, não sei viver sem você. Te amo muito.

A minha vózinha querida, Alzira, que sempre me deu apoio, me encorajava e orava por mim. Vó você é um exemplo de vida pra mim, e saber que você sempre

vai estar me esperando com seu sorriso me dá forças para viver e enfrentar os problemas. Te amo muito.

Aos meus irmãos Camila e João Robson por fazerem parte da minha vida, deixando-a mais completa. Espero que um dia vocês possam passar por experiências boas, como esta que eu tive oportunidade de viver. Quero pedir que lutem pelos seus sonhos mesmo que pareçam impossíveis, pois se eu consegui realizar o meu, vocês também conseguirão. Amo muito vocês.

A minha prima Miriam pelo apoio e o encorajamento, sempre me incentivando a crescer e a dar o melhor de mim. Você é um exemplo pra mim, com sua força de vontade e esforço que te fizeram chegar onde você está merecidamente. Obrigada Mi por tudo, espero um dia retribuir tudo que você faz por mim, te amo muito.

A minha amiga Hilka, por todo carinho, toda ajuda que sempre me oferecia. Você foi essencial para minha vida neste período, muito obrigada por todo companheirismo, amizade, pelo ombro e ouvidos para eu desabafar os problemas. Obrigada por sempre me incentivar e estar ao meu lado. Sua amizade é muito importante pra mim, e apesar da distância quero que saiba que tem uma amiga de verdade aqui. Pode contar sempre comigo, te amo.

A minha amiga e companheira de quarto Ailla. Você foi um presente de Deus pra mim, sem você não teria conseguido suportar a ausência de todos que eu amava. Obrigada por me agüentar, por ser minha companheira, por entender minha situação e sempre ser minha amiga. Com certeza você é uma pessoa muito especial que eu quero ter ao meu lado sempre. Te amo bebê.

Ao meu orientador Professor Luis Roberto pelos ensinamentos e pela paciência que sempre demonstrou. Obrigada pela disposição em me ajudar, agradeço a

Deus por ter colocado uma pessoa tão especial em meu caminho. Muito obrigada pela confiança em mim e no meu trabalho.

Ao professor Estevão, pela confiança em mim depositada. Muito obrigada pela oportunidade, espero poder corresponder à altura tudo que fez por mim. Você é um exemplo na minha vida, tanto profissional como pessoal; quando eu crescer quero ser como você. Muito obrigada.

Agradecimentos

À Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do Magnífico Reitor Prof. Dr. José Tadeu Jorge e vice-reitor Prof. Dr. Fernando Ferreira Costa;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto e do diretor associado Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim;

Ao Prof. Dr. Jacks Jorge Junior, coordenador dos cursos de Pós-graduação, e à Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani, coordenadora do curso de Pós-graduação em Materiais Dentários;

Aos professores do programa de Materiais Dentários por todo conhecimento transmitido, pela paciência com nossas limitações e pela transformação que fizeram em nossas vidas. Os conhecimentos adquiridos fizeram de nós pessoas não apenas que conhecem o conteúdo, mas pessoas que sempre terão que procurar estudar, nunca se sabe tudo. Obrigada por serem professores dedicados e pessoas maravilhosas. Tudo que aprendi devo a vocês. Muito obrigada.

À CAPES pela concessão da bolsa durante todo o mestrado.

Ao André, da dentística. Você foi um super orientador, obrigada pela paciência, por me ajudar sempre, pela análise estatística, por toda contribuição que você deu para o meu trabalho; sem você não teria resultado em um trabalho tão legal. Muito obrigada por tudo.

Aos funcionários de Materiais Selminha e Marcão, sem vocês todo o processo seria bem mais complicado. Obrigada pela disposição em ajudar. Marcão vou sentir muita falta do seu bom humor, mas não dos sustos. Muito obrigada.

Aos meus colegas do mestrado por todo companheirismo e por partilhar seus conhecimentos. Ana Rosa, Ailla, Adriana, Carla Arita, Karlinha, Kiti, Hilka, Paula, Rafa, Lucas Naves, Lucas Garcia, Veri e Ian obrigado pela convivência. Vocês foram muito importantes nesta fase da minha vida, sempre que precisarem contem comigo. Vou sentir muita falta de vocês.

Ana obrigada pelos churrasquinhos na chácara, pelo seu bom humor e sua amizade.

Karlinha obrigada por tornar minha vida mais feliz, você faz parte de mim.

Carla Arita “queri”, muito obrigada por tudo, por me ouvir, me aconselhar; nossa conversa foi definitiva na minha vida. Obrigada.

Dri você é uma pessoa muito especial, obrigada pelo companheirismo até altas horas, obrigada pelas conversas sempre animadas, pela amizade, pelas dicas de alimentação e malhação, você é um exemplo de determinação. Desejo-te tudo de melhor.

Aos amigos do doutorado, obrigada pela disposição em ajudar.

Aos professores que participaram da minha banca de qualificação, Prof. Dr. José Roberto Lovadino, Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti e Prof. Dr. Mário Fernando de Góes, pelas valiosas contribuições para este trabalho.

Ao Prof. Dr. Rubens, obrigada por toda ajuda, você é um exemplo de seriedade e dedicação, obrigada por ser parte da minha formação.

Aos meus amigos Erica, Gui, Marcela, Léo e Heleno por fazerem parte dos bastidores desta caminhada. Vocês são muito importantes na minha vida.

Aos meus amigos André Marcos Júnior, Patrícia Nader Marcos e Moisés pelo incentivo nos primeiros passos desta jornada, vocês também são responsáveis por esta conquista. Obrigada por tudo, nunca esquecerei.

A toda minha família, principalmente minha tia Eli.

Aos meus amigos de São Paulo, aos meus amigos do Derville (principalmente Danielle e Déia), e a todas as pessoas que participaram desta conquista, contribuindo para a realização deste trabalho, direta ou indiretamente, meu agradecimento.

*“Nunca diga para Deus
que você tem um grande
problema, diga para o
problema que você tem
um grande Deus”.*

Autor desconhecido

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar o efeito do reembasamento (pinos anatômicos), do tipo de cimento e profundidade de cimentação sobre a retenção de pino de fibra de vidro. Para confecção das amostras, foram selecionados cento e oitenta incisivos bovinos, que tiveram suas porções coronárias removidas e seus canais tratados endodonticamente. Após tratamento endodôntico, os canais foram alargados com pontas diamantadas 4138 e 4137. As raízes foram divididas inicialmente em dois grupos: G1 - pinos de fibra de vidro sem reembasamento e G2 - pinos de fibras de vidro reembasados com resina composta (pinos anatômicos). Cada grupo foi dividido em três subgrupos de acordo com tipo de cimento utilizado: A - RelyX ARC, B - RelyX Unicem, e C - RelyX Luting. Em cada um destes subgrupos os pinos foram cimentados em três diferentes profundidades dentro do canal: 5 mm, 7,5 mm e 10mm, sendo utilizadas 10 raízes para cada subgrupo (n=10). Depois de preparadas, as amostras foram submetidas a ensaio de resistência à tração em uma máquina de ensaio universal, com velocidade de 0,5mm/min. Os resultados em kgf foram convertidos em MPa e submetidos ANOVA de três fatores com nível de significância de 95%, e as médias comparadas pelo Tukey. Os resultados demonstraram que não houve diferenças entre os cimentos resinosos RelyX ARC e o RelyX Unicem, quando cimentados em diferentes profundidades. O cimento RelyX Luting 2 apresentou os menores valores de resistência de união. Os pinos de fibra de vidro reembasados (pinos anatômicos) apresentaram valores maiores do que os pinos não reembasados. Através desses resultados pode-se concluir que os pinos reembasados (pinos anatômicos), cimentados a profundidade de 5 mm obtiveram os melhores resultados quando cimentados com os cimentos resinosos RelyX ARC e RelyX Unicem.

Palavras-chaves: Pinos de fibra de vidro, resistência de união, cimentos resinosos, comprimento de cimentação.

Abstract

This study evaluated the effect of the relining (anatomic posts), of type cements and the length of the luting on the retention of fiber glass posts. One hundred and eighty bovine incisors were selected, their coronary portion removed, and the canals endodontically treated. After endodontic treatment, the canals were extended with diamonds burs nº 4138 and 4137. The roots were divided initially in two groups: G1 – fiber glass posts without relining and G2 – fiber glass posts relined with composite resin (anatomic posts). Each group was subdivided in three subgroups according with the type of cements used: A - RelyX ARC, B - RelyX Unicem, and C - RelyX Luting. The subgroups were luting in three different length in the canals: 5 mm, 7.5 mm and 10 mm, totality 10 roots for each subgroup (n=10). All samples were submitted to tensile bond strength testing in a universal testing machine, with speed of the 0.5 mm/min. The results in kgf were converted in MPa and submitted by ANOVA three factors and significance level at 95%. The results displayed that there weren't difference between the resins cements RelyX ARC and RelyX Unicem, when luting in different length. The cement RelyX Luting 2, showed lowers values of bond strength. The fiber glass posts relined (anatomic post) showed higher values than those posts without relined. Could be concluded that the fiber glass posts relined (anatomic posts), luting in length of the 5 mm obtained the best results when luted with the resin cements RelyX ARC e RelyX Unicem.

Keywords: Fiber glass post, bond strength, resin cement, length of cimentation.

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO.	1
2 – REVISÃO DE LITERATURA.	3
2.1 - Resistência à fratura das raízes tratadas	
Endodonticamente.	3
2.2 - Pinos de fibra de vidro.	7
2.3 - Resistência de união.	11
2.4 - Pinos de fibra reembasados (Pinos anatômicos).	17
2.5 – Cimentos resinosos.	19
3 – PROPOSIÇÃO.	24
4 - MATERIAL E MÉTODO.	25
4.1-Materiais.	25
4.2 - Método.	26
4.2.1 - Seleção dos dentes e preparo das raízes.	27
4.2.2 - Inclusão das Raízes.	28
4.2.3 - Tratamento endodôntico.	31
4.2.4 - Cimentação dos retentores intra-radulares.	32
4.2.5 - Ensaio mecânico.	38
5- RESULTADOS.	42
6- DISCUSSÃO.	50
7- CONCLUSÃO.	56
REFERÊNCIAS.	57
ANEXOS.	68

1 - INTRODUÇÃO

A constante evolução da Odontologia e o desenvolvimento dos materiais utilizados na prática odontológica, assim como a infindável busca pela estética e perfeição, possibilitaram que os dentes pudessem ser restaurados com êxito.

Durante muitos anos na prática odontológica, foram utilizados núcleos metálicos fundidos como opção para reabilitação de dentes tratados endodonticamente que tinham a estrutura coronária perdida. No entanto, este tipo de material além de não ser estético, pode levar a fratura irreversível desta estrutura em função de seu alto módulo de elasticidade (Cailleteau *et al.*, 1992; Sirimai *et al.*, 1999; Ferrari *et al.*, 2002). Entretanto, os núcleos metálicos fundidos apresentam como vantagem sua ótima adaptação às paredes do canal radicular, o que leva a alta retenção, independente do cimento utilizado.

Para superar problemas relacionados com o alto módulo de elasticidade e a estética dos núcleos metálicos fundido, foram desenvolvidos os pinos resinosos reforçados por fibras, tanto de vidro quanto de carbono, que são compostos por fibras longitudinais envoltos em uma matriz de Bis-GMA ou de resina epóxica juntamente com partículas inorgânicas. Estes pinos possuem módulo de elasticidade semelhantes ao da dentina, são estéticos e são passíveis de união aos compósitos odontológicos (Asmussen *et al.*, 1999; Dietshi *et al.*, 1997).

Os cimentos resinosos, devido à possibilidade de união ao pino e ao substrato dental, têm sido utilizados na cimentação de pinos de fibra. A influência destes cimentos na retenção dos pinos está relacionada a fatores como: tipo de pino, paredes dentinárias e espessura de cimento (Mendoza & Eakle, 1994; Chan *et al.*, 1993; Mezzomo *et al.*, 2003; Sahafi *et al.*, 2004; Grandini *et al.*, 2005).

Para melhor retenção dos pinos de fibra de vidro deve-se observar a adaptação destes ao canal radicular. Se o pino estiver bem adaptado às paredes

de acordo com a conformação e tamanho do canal, existirá associação entre a adesão às paredes do canal e retenção friccional, melhorando a retenção do pino (Fernandes *et al.*, 2003). Se não houver adequada adaptação do pino, a linha de cimentação será espessa, o que pode facilitar a formação de bolhas e falhas que prejudicam a retenção (Grandini *et al.*, 2005), bem como menor resistência coesiva do cimento.

Como alternativa para melhorar a adaptação em canais alargados, pode ser realizado o reembasamento do pino (pinos anatômicos). Essa técnica, que pode ser realizada com resina composta, aumenta a adaptação do pino às paredes do canal e diminui a linha de cimentação, fazendo com que a retenção do pino seja menos dependente das propriedades mecânicas do agente de cimentação. Esta técnica tem sido utilizada por alguns autores e mostrou-se eficiente e promissora, pois cria um retentor individualizado, com melhor adaptação, embricamento mecânico e diminuição da linha de cimentação (Grandini *et al.*, 2003; Pizi 2003; Velmurugan & Parameswaran 2004; Grandini *et al.*, 2005; Pedrosa-Filho 2006).

Além da adaptação e do tipo de cimento utilizado, outro fator que pode influenciar na retenção dos pinos de fibra é a profundidade em que este é cimentado. Para cimentação dos pinos de fibra de vidro, o aumento da profundidade de cimentação não irá aumentar a resistência à fratura (Santos-Filho 2008). Além disso, a adesão às paredes do canal radicular é comprometida nas porções mais apicais, devido à dificuldade de controle de umidade e de fotoativação do adesivo/cimento resinoso, especula-se que apenas a união conseguida no terço cervical do canal seja suficiente para proporcionar uma boa retenção.

Em face do exposto observa-se a necessidade em se pesquisar o comportamento dos pinos de fibra de vidro fixados em diferentes condições.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

2.1 - Resistência à fratura das raízes tratadas endodonticamente

O tratamento endodôntico modifica a estrutura dental de diversas formas, e como consequência há o enfraquecimento do dente. A abertura coronária, remoção da dentina intra-radicular pelo preparo biomecânico, a irrigação com agentes químicos desinfetantes, e até mesmo a remoção do tecido cariado podem deixar a estrutura remanescente bastante fragilizada. Além disso, a desvitalização do dente por si só é agravante para diminuir sua resistência à fratura frente às cargas funcionais a que são submetidos. Entre as alterações que ocorrem no dente que foi submetido à terapia endodôntica, pode-se destacar a diferença na umidade da dentina, que se torna friável e anelástica, porém mantém a dureza e a estrutura da malha de colágeno inalteradas (Lewinstein & Grajower, 1981; Rivera & Yamamuchi, 1981; e Rosen 1961).

A restauração de dentes tratados endodonticamente tem sido objeto de estudo por muitos anos, uma vez que esta estrutura fragilizada deve ser preservada, para que não ocorram falhas que tenham como consequência a perda do elemento dental. Portanto, a restauração destes dentes deve além de proteger a estrutura remanescente, proporcionar retenção adequada para a mesma. Os pinos intra-radulares são indicados quando: o acesso radicular enfraquecer o dente, quando houver destruição coronária extensa e necessidade de retenção da restauração coronária, ou quando um dente estiver submetido a forças horizontais de cisalhamento (Caputo & Standlee, 1976; Baratieri, 2001).

Os pinos disponíveis na Odontologia variam em formas, comprimentos, diâmetros e nos tipos de materiais que são confeccionados. Existem os pinos metálicos fundidos confeccionados por moldagem ou modelagem dos canais radiculares previamente preparados, o que garante excelente adaptação destes núcleos às paredes do canal, com espessura de cimento significativamente

reduzida. Há os pinos pré-fabricados que podem ser: metálicos, cerâmicos, de fibra de quartzo, fibra de carbono e fibra de vidro. Eles podem ser ainda serrilhados ou lisos, paralelos ou cônicos, ativos (rosqueáveis) ou inativos (apenas cimentados).

Caputo & Standlee, em 1976, detalharam em seus estudos aspectos positivos e negativos dos pinos utilizados na odontologia, para protegerem a estrutura dental remanescente. A observação das indicações e técnicas dos mesmos é indispensável à prática da dentística conservadora, assim como os princípios biomecânicos a serem aplicados em cada caso. Para os autores, a forma do pino deve ser adequada a cada situação clínica, ou seja, pinos paralelos, serrilhados, bem como sua adaptação ao canal radicular são características ideais para utilização dos pinos. Em casos que necessitem de retenção extra, devido à morfologia do elemento dental ou sua função, esta deve ser obtida através do aumento do comprimento do pino, do diâmetro e do número dos pinos a serem utilizados. Porém, a indicação deste tipo de procedimento deve ser realizada por profissionais que conheçam os riscos e respeitem as limitações para que haja manutenção da estrutura dental.

Diante dos diversos parâmetros que são considerados em relação à fragilidade das raízes restauradas com núcleos, os autores Tjan & Whang em 1985 compararam a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos fundidos submetidos à forças horizontais, com várias espessuras do remanescente dentinário da parede vestibular, e estudaram o efeito do colar metálico na resistência à fratura das raízes. Os resultados não demonstraram diferenças estatisticamente significante, entre as raízes com espessura remanescente de 1 mm, que seriam teoricamente mais susceptíveis à fraturas, e as raízes com espessura remanescente de 2 e 3mm. Em estudo semelhante Newman e colaboradores em 2003 analisaram canais estreitos e canais cônicos amplos, simulando canais com paredes finas. Estes puderam concluir que os canais radiculares diferentes também não demonstraram

diferenças estatisticamente significantes, mas que a fratura depende mais do tipo de pino utilizado.

Hunter *et al.*, em 1989, avaliaram o efeito da terapia endodôntica, o preparo para pino e a colocação dos pinos, na distribuição da tensão nas regiões cervical e apical dos dentes, através de análise bi-dimensional por fotoelasticidade. Utilizaram pinos com três diâmetros diferentes (pequeno- 1,10 mm, médio- 1,5 mm e largo- 1,8 mm), em dois comprimentos diferentes (3 mm, 6 mm e 9 mm). Concluíram que a remoção da estrutura dental interna pode contribuir para o aumento da tensão na região cervical. O mínimo alargamento do canal radicular para colocação de pino com tamanho adequado não enfraquece a estrutura dental. O comprimento dos pinos foram mais críticos do que o diâmetro para determinar a tensão na região cervical.

Por esta razão, as características dos pinos, sua adaptação e configuração estão diretamente relacionadas com a resistência à fratura dos dentes. Os dentes que receberam pinos cônicos, que estavam adaptados aos canais radiculares, foram mais resistentes à fratura quando comparados aos dentes que receberam pinos paralelos. Porém, os pinos cônicos apresentaram modos de fratura mais extensos envolvendo grande estrutura dental em direção ao ápice (Sorensen & Engelman, 1990). Dessa forma a configuração do pino escolhido deve ser baseada no modelo que mais preserve a estrutura dental (Assif *et al.*, 1993).

Caileteau *et al.*, em 1992, a fim de determinar os efeitos da distribuição de tensões de um pino metálico cilíndrico ao longo das paredes do canal radicular, utilizaram o método de elemento finito. Quatro modelos bidimensionais de incisivos centrais superiores, foram utilizados, incluindo ligamento periodontal e o osso alveolar. O primeiro modelo representava um dente intacto; o segundo, um dente vitalizado restaurado com amálgama; o terceiro, um dente com coroa total; e o quarto e último modelo, um dente com pino e coroa total. Os materiais que compuseram os modelos foram considerados isotrópicos, ou seja, possuía as mesmas propriedades, independente da direção de aplicação da carga. Os

modelos foram submetidos à força de 1N aplicada na superfície lingual do dente. Os resultados obtidos mostraram mudanças nas distribuições de tensões nas paredes dos canais radiculares de todos os modelos, concluindo que o pino não distribui as tensões uniformemente ao longo da raiz. O modelo com pino de extremidade paralela gerou alta concentração de tensões junto ao término apical, quando submetido à força de compressão.

Com a finalidade de avaliar esta distribuição de tensão causada pela colocação dos pinos odontológicos, em especial os pinos metálicos outros trabalhos utilizaram análises por elemento finito e confirmam que os pinos metálicos apresentam valores de resistência à fratura e modos de fraturas menos favoráveis, ou seja, apresentavam fraturas verticais em direção ao ápice das raízes (Eskitaşcioğlu *et al.*, 2002; Asmussen *et al.*, 2005; Barjau- Escribano *et al.*, 2006). Quando comparamos os pinos metálicos com os pinos não metálicos (pinos de fibra de vidro e cerâmicos), e até mesmo quando os canais são preenchidos apenas com resina composta, os valores de resistência à fratura foram menores e os modos de fratura são passíveis de reparos futuros (Newman *et al.*, 2003; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Martins, 1995; Barjau-Escribano, 2006).

Frente a estes dados e preocupados sempre em preservar o elemento dentário, sabendo-se que os pinos metálicos produzem fraturas irreparáveis, buscou-se restaurar os dentes fragilizados com pinos de fibra de vidro, fibra trançadas de polietileno ou resinas compostas que preenchiam o canal e/ou completavam os núcleos de preenchimento para receber as coroas. Diversos estudos analisaram os modos de fratura produzidos por estes tipos de restauração e os resultados encontrados foram bastante favoráveis, uma vez que as fraturas geralmente ocorriam atingindo os núcleos de preenchimento, a interface dente/pino e dificilmente estas fraturas ocorriam nas raízes, no sentido vertical que é o tipo de fratura que leva a perda do elemento dentário (Sirimai *et al.*, 1999; Akkayan & Gülmez, 2002; Pizi, 2003). Estes resultados incentivaram muitos estudos para definir se, além de obter sucesso na resistência à fratura dos dentes fragilizados, os pinos não metálicos teriam boas propriedades mecânicas e boa

resistência de união à dentina radicular, provendo a retenção adequada para as coroas totais e mesmo próteses fixas.

Com a finalidade de preservar o remanescente dental, Santos-Filho *et al.*, em 2008, realizaram um estudo que analisou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos metálicos e de fibra de vidro cimentados em três comprimentos diferentes – 5, 7,5 e 10 mm. E concluíram que os pinos de fibra de vidro cimentados a 5 mm foram efetivos, obtendo altos valores de resistência à fratura. Os pinos de fibra de vidro apresentaram fraturas favoráveis ao reparo.

2.2 - Pinos de fibra de vidro

Como alternativa para substituir os núcleos metálicos fundidos e os pinos metálicos pré-fabricados, que produziam fraturas sem condições de reparo nas raízes, foram introduzidos na odontologia os pinos estéticos ou pinos não metálicos. Porém para garantir a eficiência das restaurações que utilizavam estes novos pinos, muitos estudos deveriam ser realizados com relação as suas propriedades mecânicas e seu desempenho clínico.

Introduzidos na odontologia nos anos 90, os pinos de fibra de vidro são basicamente compostos por fibras de vidro unidirecionais embebidas em uma matriz resinosa. Os polímeros da matriz são geralmente polímeros epóxi com um alto grau de conversão e uma estrutura feita de cadeias altamente cruzadas (Goldberg & Burstone, 1992). A fibra é uma estrutura flexível, cilíndrica, e com relação a sua composição química, elas podem ser de vidro elétrico (E-glass), que no seu estado amorfo é uma mistura de óxidos de silício, cálcio, alumínio, e bário e outros óxidos de metais alcalinos. Outras fibras de vidro podem ter em sua composição o vidro elétrico (S-glass) de alta resistência, também amorfa, mas diferente na composição (Mazzocato *et al.*, 2006).

Os pinos de fibra apresentam módulo de elasticidade que podem variar de 16 a 40 GPa (Freedman, 1996), e possuem a característica de distribuir tensões sobre uma ampla superfície. Essas características são vantagens que este tipo de pino possui para restaurar os dentes fragilizados.

Um ensaio muito utilizado para avaliar as propriedades mecânicas é o teste de resistência à flexão. Neste tipo de ensaio o corpo-de-prova em forma bastão é apoiado pelas suas extremidades sobre um suporte fixo, sendo uma carga exercida sobre o centro, no lado oposto ao apoiado, até a fratura do material. Através deste tipo de ensaio, Galhano *et al.*, (2005) analisaram a resistência dos pinos de fibra de carbono, fibras de quartzo, pinos opacos de quartzo, pinos de fibra de quartzo translúcidos e pinos de fibra de vidro. Os resultados variaram de 616 a 677 MPa para os pinos de fibra de carbono, entre 607 e 666 MPa para os pinos de quartzo e variaram entre 433 e 585 MPa para os pinos de fibra de vidro. Outro trabalho comparou a resistência dos pinos de fibra de carbono com os pinos de aço inoxidável e os resultados mostraram que os pinos de fibra de carbono foram mais resistentes à flexão, do que os pinos de aço (Mazzocato *et al.*, 2006). Verificaram também, que a adesão do compósito aos pinos de aço mostrou-se estatisticamente superior à dos pinos de carbono (Purton & Payne, 1996).

Além dos testes de resistência à flexão, outros ensaios foram realizados para analisar as propriedades mecânicas. A dureza pode ser definida como a resistência de um material à deformação plástica medida sob uma carga de penetração (Anusavice 2005). No caso dos pinos é a tensão necessária para deflexão do pino em 0,5 mm (Asmussen *et al.*, 1999). O limite elástico foi dado pela força na qual a curva força-deflexão começa a desviar da linha reta, e a resistência do pino pela força caracterizada pela curva máxima. O módulo de elasticidade descreve a rigidez relativa de um material, sendo a razão entre a tensão elástica sofrida e a deformação elástica resultante desta tensão (Anusavice, 2005).

Asmussen *et al.* (1999) avaliaram a dureza, módulo de elasticidade e resistência de vários tipos de pinos pré-fabricados utilizados na restauração de dentes tratados endodonticamente: dois pinos de zircônia (Biopost e Cerapost), pino de Titânio (PCR) e pino de fibra de carbono (Composipost). Para o estudo foram confeccionados canais radiculares artificiais em blocos de cobre, com as dimensões dos pinos, que foram cimentados com cimento resinoso Panavia 21. O conjunto cimentado foi submetido à carga para formar curva de força-deflexão, em uma máquina de teste universal (Instron), com velocidade de 0,5 mm/min. Concluíram que existem diferenças consideráveis com respeito às propriedades mecânicas. Os pinos de cerâmicas foram mais resistentes e possuíam maior dureza, porém estudos são necessários para observar se tal dureza é vantajosa para distribuição de tensão. E o Composipost apresentou fraturas mais favorável ao reparo.

Os pinos de fibra na cavidade bucal sofrem, além das cargas funcionais, as tensões térmicas provocadas por alimentos quentes e frios ingeridos. Considerando esta variável foi realizado um estudo de resistência a flexão após a termociclagem de 6 mil ciclos dos pinos de fibra. A termociclagem consiste de banho em água a 7°C por 30 segundos, tempo de transferência de 5 segundos e banho em água a 63°C por 30 segundos. Após os ciclos os pinos foram submetidos à teste de resistência a flexão e concluíram que este tratamento teve efeito significativo sobre a resistência dos pinos, ou seja, após o tratamento térmico diminui a resistência (Drummond, 2000).

Conhecer as propriedades mecânicas dos pinos de fibra de vidro não é suficiente, é preciso verificar o seu desempenho clínico. Estudos que comprovem a sobrevivência dos pinos em função na boca, quais as principais falhas que ocorrem com estes tipos de restauração entre outras observações devem ser realizadas para a indicação precisa deste tipo de restauração com sucesso.

Para comprovar a eficácia dos pinos de fibra de vidro no uso rotineiro para restauração de dentes tratados endodonticamente, Ferrari *et al.*, (2000 a) realizaram um estudo clínico longitudinal com pacientes que receberam pinos pré-

fabricados estéticos de fibra de vidro e de fibra de carbono. Os pacientes foram avaliados por um período de um a seis anos. Os pinos pré-fabricados utilizados foram: Composipost, pinos de fibra de carbono; Aesthetic e Aesthetic Plus, pinos de fibra de vidro. Neste estudo foram incluídos 1.304 pinos cimentados em dentes tratados endodonticamente, sendo 840 pinos Composipost, 215 Aesthetic e 249 Aesthetic Plus. Os pacientes retornavam de seis em seis meses, e exames clínicos e radiográficos eram realizados para avaliação. Os autores concluíram que os pinos de fibra podem ser utilizados para restauração de dentes tratados endodonticamente, e relataram que fraturas não podem ser correlacionadas com estes tipos de pinos. Em outro estudo foi comparado o desempenho clínico de núcleos metálicos fundidos e pinos de fibra de carbono, num estudo longitudinal de quatro anos, com duzentos pacientes. Os pinos de fibra de carbono apresentaram resultados superiores no final do acompanhamento, levando a conclusão de que o sistema de pinos de fibra de carbono (Composipost) foram superiores aos núcleos metálicos fundidos no desempenho clínico (Ferrari *et al.*, 2000).

As restaurações com pinos pré-fabricados apresentam inúmeras vantagens, nos procedimentos clínicos não há necessidade de passos laboratoriais, economizando tempo de tratamento, facilidade de remoção quando há necessidade de retratamento endodôntico e após a remoção é possível à cimentação e um novo pino de fibra de vidro. Essa remoção é mais fácil e rápida do que a remoção de pinos metálicos, pois as fibras estão dispostas paralelas entre si, funcionando como um guia para as brocas, que afinam os pinos de fibra facilitando a remoção (Rijk, 2000).

A partir de todos estes estudos realizados quanto às propriedades mecânicas e desempenho clínico dos pinos de fibra, podemos afirmar sua confiabilidade na restauração de dentes tratados endodonticamente. Porém além das propriedades intrínsecas dos pinos de fibra é necessário analisar sua resistência de união à dentina radicular e seu comportamento com os agentes de união, tanto os sistemas adesivos como os cimentos odontológicos.

2.3 - Resistência de união

Quando as restaurações eram realizadas com núcleos metálicos fundidos, os principais motivos das falhas eram as fraturas radiculares ou a perda de retenção dos retentores intra-radiculars (Mentink *et al.*, 1993). A perda de retenção poderia ser explicada pelo fato de não existir uma união química entre os componentes (retentor, cimento, dentina radicular), mas apenas um embricamento mecânico causado pelas superfícies irregulares. Além disso, os cimentos utilizados com os núcleos metálicos fundidos eram em sua maioria cimento de fosfato de zinco, que é um cimento passível de solubilização no meio bucal, o que resultava na perda da retenção. Com a odontologia adesiva, atualmente é possível realizar uma união química entre os componentes, resultando em maior resistência de união e redução das falhas ocorridas com a perda de retenção.

Por se tratar de fibras de vidro embebidas em matriz resinosa fazia-se necessário saber o tipo e o grau de conversão da resina que compunha esta matriz, uma vez que esta estará em contato com os materiais utilizados na futura cimentação dos pinos. Com este conhecimento adquirido seria possível avaliar a compatibilidade com os cimentos resinosos ou sistemas adesivos que seriam utilizados na cimentação, e se esta matriz resinosa poderia interferir nas propriedades do cimento ou da restauração final. Sabendo-se que alto grau de conversão é desejável quando se espera excelente desempenho das restaurações resinosas Uctasli *et al.*, 2005, realizaram estudo com fibras contínuas unidirecionais embebidas em dois tipos de matriz resinosas - dimetilmetacrilato ou semi-IPN (cadeia polimérica semi-interpenetrante). Utilizaram três diferentes unidades foto ativadoras (luz halógena, LED e arco de plasma) para verificar também a influência destes no grau de conversão e compararam com o grau de conversão de resinas compostas com e sem partículas de carga. Concluíram que não houve diferenças estatisticamente significante entre os dois tipos de matrizes resinosas quando fotoativadas com unidades de luz halógenas e com LED. No entanto, os fotoativados com arco de plasma apresentaram menores

valores de grau de conversão. Quando comparadas com as resinas com ou sem carga os grupos das fibras reforçadas com compósitos apresentaram maior grau de conversão. Isso pode ser explicado pela grande quantidade de vidro na composição, devido à alta difusão de luz destas partículas. Diante desse achado podemos dizer que existe compatibilidade entre a matriz resinosa e os materiais utilizados como sistema de união e os cimentos a base de resina.

Para conhecer o comportamento da matriz resinosa com estes agentes de união Mannocci *et al.*, em 1999, realizou uma análise em microscópio confocal e microscópio eletrônico de varredura de dentes restaurados com pinos de fibra, pinos metálicos e resinas compostas. Encontraram que todos os pinos de fibra possuíam alguns espaços vazios, sob observação do microscópio confocal, que poderiam ser resultado de defeitos na matriz de resina epóxica no procedimento de injeção, que falhou não preenchendo completamente os espaços entre as fibras. Perceberam que em todas as amostras havia porosidades na camada de cimento resinoso, que devem ter sido formadas pela inserção inadequada do cimento resinoso no interior do canal, ou ainda pela união imperfeita entre as partículas inorgânicas e a matriz resinosa dos cimentos. Existe um dado bastante relevante neste estudo que revela união entre os pinos e cimento resinoso livre de porosidades em todos os grupos de pinos de fibra, onde a união química entre o Composipost e o Bis-GMA do All Bond 2, foi possível. Os autores concluem que um procedimento adesivo capaz de produzir uma camada híbrida, é essencial para assegurar bom selamento para as restaurações com pinos de fibra de carbono, evitando a penetração de bactérias, perda da cimentação e fraturas radiculares.

O teste de push-out é um ensaio bastante utilizado para avaliar a resistência de união dos pinos de fibra às paredes radiculares. Para execução do teste os pinos de fibra de vidro são cimentados nos canais radiculares, as raízes são incluídas em cilindros de resina acrílica e são realizados três cortes horizontais separando os terços apicais, médios e cervicais. Estes cortes são colocados em uma base que tem um orifício no centro, por onde o pino de fibra de

vidro passará quando for empurrado por uma haste, que estará acoplada a célula de carga da máquina de ensaio universal. O teste de microtração também pode ser utilizado para os pinos de fibra. Este teste consiste em preparar as amostras, cimentando os pinos de fibra no interior dos canais, realizar cortes transversais em séries de 1 mm de espessura. Depois estes cortes foram recortados em cada um dos lados resultando em um corpo-de-prova com perfil de ampulheta. Ou outro tipo de corpo-de-prova pode ser realizado com cortes paralelos ao longo eixo das raízes. Depois cortes transversais com espessura de 1 mm são realizados, formando palitos que apresentam em seu centro a interface pino/ cimento/ dentina. Dessa maneira quando o ensaio é realizado a tensão de tração esta concentrada na interface pino/ cimento/ dentina.

Para analisar a eficiência destes testes utilizados Goracci *et al.*, em 2004 realizaram um estudo comparativo entre os pinos cimentados com dois cimentos diferentes, realizando testes de push-out e microtração com os dois tipos de cortes realizados. Ao final do estudo pôde concluir que o teste de push-out foi mais eficiente do que as técnicas de microtração, com a possível explicação de que o preparo das amostras para microtração induz tensões na interface de cimentação.

Por meio deste teste, Pest *et al.*, em 2002 avaliaram a resistência de união com dos pinos de fibra cimentados com cimentos resinosos tradicionais e com resinas compostas (quimicamente ativadas e fotoativadas). Como mencionado anteriormente a formação de uma camada híbrida adequada é necessário para garantir uma boa interface de união que impeça a microinfiltração entre outras ocorrências. Neste estudo, os resultados apresentaram uma combinação perfeita entre pinos transluscentes e resina composta fotoativada, que não apresentou porosidades na interface pino/dentina e estava perfeitamente adaptada ao pino. Em contra partida, os cimentos resinoso apresentavam muitas porosidades. Os autores puderam concluir que a técnica que usa sistemas adesivos e resina composta podem ser superiores a técnica que utiliza cimentos resinosos.

Outros estudos que realizaram a mesma combinação de pinos translúcente e resina composta flow e convencional, porém utilizando ou não agente silano em teste de microtração de palitos. Acrescentou que o uso do agente silano como promotor da adesão melhorou os valores de resistência de união dos pinos translúcentes cimentados com resina composta flow (Goracci *et al.*, 2005b; Salameh *et al.*, 2006).

Devido à importância da formação da camada híbrida, estudos foram realizados comparando os sistemas de cimentação em que são utilizados condicionamento ácido total, sistemas adesivos autocondicionantes e cimentos resinosos auto-adesivos. Os resultados demonstraram que o potencial adesivo dos cimentos que utilizam condicionamento ácido total são mais efetivos, pois os autocondicionantes ou auto adesivos apenas modificam a *smear layer* com seus monômeros ácidos, sendo incapazes de removê-la efetivamente. (Cordeiro, 2003; Goracci *et al.*, 2005a; Goracci *et al.*, 2006).

Depois de comprovada a boa união química entre a matriz resinosa que embebe os pinos de fibra, fez-se necessário avaliar as interfaces. Um teste de resistência de união por pull-out, que é um teste semelhante ao teste de push-out, porém não empurra o pino e sim traciona, foi realizado com quatro tipos diferentes de sistemas de pinos-cimentos, associados às simulações pela metodologia de elemento finito. Os resultados mostraram que há diferenças entre a união do pino ao cimento e do cimento a dentina, sendo que a união com a dentina é mais crítica e menos resistente. Por esta causa, a maior probabilidade de falha se dá nesta interface (Prisco *et al.*, 2003).

Análise de resistência de união de três pinos de fibra de vidro diferentes, cimentados com sistema adesivo autocondicionante e cimento resinoso, submetidos a teste de push-out em tempos de armazenagem diferentes (24h e uma semana), demonstrou que os tipos de pinos foram estatisticamente diferentes, sendo os pinos translúcidos inferiores. Com o teste de push-out é possível analisar a união nos terços apical, médio e cervical, que mostraram obter resultados de resistência de união estatisticamente diferentes, pois o terço cervical

apresenta geralmente valores de maiores (Kalkan *et al.*, 2006). Na região apical, os sistemas fixação apresentaram valores de resistência de união inferiores com diferença estatística significativa em relação às regiões cervical e média (Cordeiro, 2003). Este ainda promove uma resistência friccional ao longo das paredes do canal radicular (Goracci *et al.*, 2007).

Testes de resistência de união por ensaio de tração também podem ser realizados uma vez que as raízes podem ser avaliadas inteiras, como no trabalho de Bueno em 2005, que avaliou a influência do cimento endodôntico contendo eugenol na resistência de união entre os pinos de fibra de vidro e os cimentos resinosos. Sobre a porção coronária do pino um cilindro com resina de poliestireno, contendo uma alça metálica na parte superior. O corpo-de-prova foi posicionado na máquina de ensaio universal EMIC para tração com velocidade de 0,5 mm/min. A autora concluiu que os cimentos endodônticos contendo eugenol não influenciou os valores de resistência à tração dos cimentos resinosos empregados na fixação de pinos intra-radiculares de fibra de vidro. Concluiu ainda, que a associação de sistemas adesivos que contém monômeros ácidos e cimentos resinosos ativados quimicamente, resultou nos menores valores de resistência à tração de pinos intra-radiculares de fibra de vidro.

Bonfante *et al.*, em 2007, também utilizaram os testes de resistência à tração dos pinos de fibra de vidro, cimentados com cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (RelyX Luting, Fuji Plus) e cimentos resinosos (RelyX ARC e Enforce). Concluíram que os cimentos resinosos obtiveram valores de resistência de união maiores do que os cimentos ionoméricos, porém ambos são capazes de proporcionar retenção clinicamente suficiente para os pinos de fibra de vidro.

A resistência de união depende de inúmeros fatores, dentre eles a espessura de cimento. Camada espessa de cimento pode resultar na formação de porosidades intrínsecas que enfraquecem a união, podendo resultar em perda de retenção pela fratura do cimento. Uma camada fina evita a formação das porosidades, reduz as tensões de contração geradas, pois a quantidade de

cimento é mínima e uma camada mais uniforme é obtida (Grandini *et al.*, 2005). A espessura de cimento deve ser a mais homogênea possível para que este não se torne o elo fraco da união. Para isso o procedimento de inserção do cimento nos canais radiculares deve ser executado cuidadosamente (Watzke *et al.*, 2008).

O comprimento do pino, assim como a profundidade de cimentação dos pinos são fatores relacionados com a resistência de união. Uma vez que a odontologia adesiva permite um tratamento conservador, preservando a estrutura dental remanescente, Nissan *et al.* (2001) utilizaram os cimentos resinosos para compensar a redução do comprimento de cimentação dos pinos pré-fabricados. Para o estudo utilizaram os pinos de aço inoxidável ParaPost (paralelo) e Dentatus (rosqueável), cimentados em comprimentos de 5, 8 e 10mm, com cimento resinoso Flexi-Flow e com cimento de fosfato de zinco. Os resultados indicaram que o cimento resinoso Flexi-Flow compensou a retenção do ParaPost sobre os pinos Dentatus com redução do comprimento de cimentação. Além disso, concluíram que pinos pequenos podem aumentar a sobrevida dos dentes, preservando a estrutura saudável do dente.

O fator de configuração cavitária, o fator-C, é a razão entre a área de superfície aderida e a área de superfície não aderida dentro da cavidade. Este fator influencia também a resistência de união. Durante a polimerização ocorre contração dos componentes resinosos, criando tensão suficiente para causar deslocamento do material da dentina. Este fator deve ser levado em consideração também quando for realizada cimentação nos canais radiculares. A configuração geométrica do canal é desfavorável para união, logo esta acaba se tornando um complicador para cimentação dos pinos de fibra de vidro (Schwartz, 2006). Tay *et al.*, 2005 calculou o fator-C nos canais radiculares variando a profundidade e observou que fator-C é alto em canais radiculares com 10 mm de profundidade. À medida que diminui a profundidade do canal reduz os valores do fator-C.

Entre outros fatores a serem considerados, temos os pinos utilizados, as condições da dentina e os cimentos utilizados em conjunto ou não com sistemas adesivos.

2.4 - Pinos de fibra reembasados (pinos anatômicos)

Os pinos de fibra possuem como desvantagem não serem adaptados aos canais radiculares, podendo resultar em uma camada bastante espessa de cimento durante sua cimentação.

Com intenção de verificar se a adaptação do pino às paredes do conduto influenciava na retenção, estudo laboratorial comparou a cimentação de pinos pré-fabricados de aço inoxidável, cimentados com cimentos de fosfato de zinco, policarxilato de zinco, ionômero de vidro e resinoso, em canais estreitos e amplos. As amostras foram submetidas a ensaio mecânico do tipo pull- out, e os resultados obtidos mostraram que os pinos fixados com cimento resinoso apresentaram resistência ao deslocamento significativamente superior aos demais nos dois tipos de preparo. Nos canais amplos, todos os cimentos obtiveram resultados superiores aos condutos estreitos. Uma possível explicação para este resultado é que com os canais amplos houve um aumento da área de superfície em contato com o cimento (Chan *et al.*, 1993).

Diante dessa observação, e sabendo-se que a cada dia cresce o uso de pinos de fibra de vidro, e que seu principal motivo de falha é a perda de retenção (Ferrari *et al.*, 2000), foram propostas algumas técnicas para contornar essa desvantagem. Uma das técnicas propostas foi o reembasamento dos pinos de fibra de vidro com resina composta (pinos anatômicos), ou seja, é realizada modelagem do conduto radicular com resina composta foto-ativada, confeccionando pinos individualizados (Grandini *et al.*, 2003). Os autores afirmam que este procedimento clínico é simples, obtendo melhor adaptação do retentor às paredes do canal e reduzindo a quantidade de cimento necessária para a fixação.

Outro estudo apontou as vantagens destas técnicas que incluem diminuição da linha de cimentação, tornando-a mais uniforme, diminuição da incidência de bolhas e falhas na camada de cimento, e ainda preservação da estrutura dentária, pois adapta o pino ao canal e não o contrário (Grandini *et al.*, 2005). Os pinos anatômicos promovem justaposição com a superfície dentinária e

tendem a apresentar maiores valores de resistência de união pelo aumento da resistência friccional. Esta justaposição também pressiona o cimento contra as paredes do canal, promovendo maior embricamento mecânico, e consequentemente maior resistência de união (Chieffi *et al.*, 2007).

Em estudo de resistência de união através do teste de push-out, Pedrosa-Filho em 2006, utilizou a técnica de pinos reembasados (pinos anatômicos) e os comparou com os pinos cimentados que não receberam este tipo de tratamento. Pelos resultados obtidos, o autor pode concluir que o reembasamento dos pinos de fibra de vidro (pinos anatômicos) atingiu valores de resistência de união maiores do que os apenas cimentados, e que a técnica de reembasamento (pinos anatômicos) mostrou-se efetiva para aumentar a retenção de pinos de fibra de vidro cimentados em canais radiculares.

Na descrição de um caso clínico, utilizando a técnica de reembasamento, onde fotoativação adicional do conjunto pino/resina composta fora de posição é possível, podendo ser aplicada clinicamente. Observou-se a vantagens de se obter compatibilidade estética, boa adesão à dentina, melhorando a distribuição de tensões e a eliminação de diversas interfaces entre os diferentes materiais (Velmurugan & Parameswaran, 2004).

Outra técnica foi utilizada em caso clínico relatado por Iglesias-Puig & Arellano-Cabornero (2004), onde a presença de lesão de cárie destruiu o apoio coronário de uma coroa metalo-cerâmica, mas preservou as margens do preparo. Para solucionar este caso, utilizaram uma técnica que consiste na obtenção de um pino e núcleos individualizados para adaptar tanto o canal radicular quanto a coroa já confeccionada. Para a nova restauração foi realizada a desobturação, limpeza e lubrificação do canal, seguida pela inserção do pino de fibra envolvido com compósito para modelagem do canal. O mesmo procedimento foi realizado para a adaptação da coroa. Os autores concluíram que a adaptação dos pinos às paredes do canal radicular representa importante papel no desempenho biomecânico da restauração final, e que através desta técnica, podem-se obter pinos adaptados em uma única sessão.

A técnica de reembasamento dos pinos de fibra de vidro (pinos anatômicos) pode ser utilizada quando a forma do canal radicular for elíptica, quando ocorrer sobre corte accidental durante o preparo para colocação dos pinos e ainda quando as restaurações metálicas fundidas perderem sua retenção, deixando as raízes previamente preparada bastante fragilizada (Tanoue *et al.*, 2007). O uso de pinos reembasados com resina composta (pinos anatômicos) tem se mostrado bastante efetivo nas situações clínicas, como uma nova opção de conservação da estrutura dental.

2.5 - Cimentos resinosos

Os cimentos odontológicos são utilizados como o material que une as restaurações indiretas à estrutura dental remanescente, previamente preparada. Durante muitos anos os cimentos utilizados com as restaurações de núcleos metálicos fundidos eram os cimentos de fosfato de zinco. Os cimentos de fosfato de zinco apresentam boas propriedades de resistência de união, porém esta união ocorre apenas pelo embricamento mecânico entre o cimento e as rugosidades superficiais tanto da restauração como da dentina ou esmalte (Anusavice, 2005). Outra desvantagem que este tipo de cimento apresentava era a alta solubilidade no meio bucal, o que causava muitas perdas de retenção e insucesso da restauração.

Com a busca cada vez maior pela estética e com a odontologia conservadora e adesiva, os pinos e núcleos metálicos, estão sendo substituídos por restaurações estéticas não metálicas, e novos agentes de união estão sendo utilizados. No entanto, além das vantagens estéticas estes novos cimentos odontológicos devem ter propriedades físicas melhoradas, produzindo uma verdadeira união química entre as partes envolvidas.

Os cimentos de ionômero de vidro para melhorar suas propriedades foram modificados por resina, solucionando entre outros o inconveniente da solubilidade. Os cimentos de ionômero de vidro apresentam como característica

principal a união química com a dentina, dada pelos radicais carboxílicos e os íons cálcio da dentina e do esmalte (Anusavice, 2005). Outra vantagem deste cimento é seu coeficiente de expansão térmico linear e módulo de elasticidade semelhante aos da dentina, evitando dessa maneira a formação de fendas na interface dente/restauração.

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina, RelyX Luting, é apresentado em duas pastas (pasta base e pasta catalisadora), apresentadas em forma de *clicker*, que dispensa a proporção correta do material a ser manipulado pelo operador. É indicado para cimentação de coroas e pontes metalo-cerâmicas, coroas metálicas e restaurações metálicas, pinos metálicos e pré-fabricados. Um estudo em que as propriedades mecânicas dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram analisadas, revelou que o cimento RelyX Luting possui valores de resistência a flexão que variam em torno de 35,2 MPa, módulo de elasticidade de 3,7 GPa, e pH variando de 4 a 6 (Saskalauskaite *et al.*, 2008). Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina se mostraram eficientes na cimentação de pinos de fibra de vidro (Bonfante *et al.*, 2007).

Os cimentos resinosos surgiram com o advento das resinas compostas, e possuem como monômero principal o Bis-GMA, que é uma molécula longa contendo um anel aromático no centro da cadeia e duplas ligações alifáticas de carbono nas extremidades, e dois grupamentos hidroxila, o que aumenta a sua viscosidade (Peutzfeldt, 1997). A alta viscosidade do Bis-GMA torna necessária a sua mistura a outros monômeros de menor peso molecular, monômeros diluentes, a fim de possibilitar a obtenção de materiais que possam ser manipulados com facilidade pelos cirurgiões-dentista. Os cimentos resinosos, em função da necessidade de alto escoamento, possuem maior concentração de monômeros diluentes do que as resinas compostas. O principal monômero utilizado com este propósito é o trietilenoglicol-dimetacrilato (TEGDMA), que é uma molécula linear, relativamente flexível e que também apresenta ligações insaturadas de carbono nas suas extremidades (Sideridou *et al.*, 2002).

Os cimentos resinosos utilizados na odontologia podem apresentar modos de ativação diferentes: quimicamente ativados, fotoativados ou os cimentos de ativação dupla, ou seja, possuem tanto a ativação química como a fotoativação, denominados cimentos resinosos duais. Nos sistemas de ativação química, o iniciador, geralmente o peróxido de benzoíla, reage com uma amina terciária, utilizada como acelerador, para gerar os radicais livres. Nos cimentos que utilizam este sistema de ativação, geralmente o acelerador encontra-se na pasta base e o iniciador na pasta catalisadora. Quando as duas pastas são misturadas, previamente ao procedimento de cimentação, ocorre o início da reação de polimerização. Uma das desvantagens dos sistemas quimicamente ativados é a ausência de controle sobre o tempo de trabalho, que é determinado pelas concentrações de inibidores de reação e pela proporção acelerador/iniciador fornecidos pelo fabricante do material. Um aumento nesta proporção pode reduzir em demasia o tempo de trabalho do cimento e dificultar o procedimento de cimentação. Já quando ocorre o inverso, a reação de polimerização pode ficar comprometida e o cimento resinoso apresentar-se pobremente polimerizado.

Os cimentos resinosos fotoativados, ou seja, ativados por luz visível, possuem como iniciadores as canforoquinonas, que são uma diquetona, geralmente associadas a uma amina terciária alifática. Eles possuem como vantagem melhor controle do tempo de trabalho, porém sistema de fotoativação tem como principal limitação a dependência de fótons para excitação do fotoiniciador. A ativação da reação de polimerização em compósitos ativados por luz é dependente, dentre outras coisas, do comprimento de onda e da intensidade de luz que atinge o material (Asmussen & Peutzfeldt, 2005). Esta dependência é uma desvantagem uma vez que os cimentos resinosos encontram-se sob as restaurações ou nos canais radiculares, o que dificulta a passagem de luz. Para contornar estes inconvenientes surgiram no mercado os cimentos resinosos duais. A idéia era ter um material que tivesse o tempo de trabalho controlado pelo clínico, principal vantagem dos materiais fotoativados, mas que também se polimerizasse na ausência de luz. O modo de ativação influencia as propriedades mecânicas dos

cimentos resinosos, e deve ser considerado durante a escolha para a cimentação dos pinos de fibra de vidro, pois a luz que chega ao canal radicular pode não ser suficiente para garantir uma polimerização adequada (Hofmann *et al.*, 2001; Akgungor & Akkayan, 2006; Faria-e-Silva *et al.*, 2006; Tango *et al.*, 2007; Aksornmuang *et al.*, 2007; Faria-e-Silva *et al.*, 2007).

Devido à presença do Bis-GMA, os cimentos resinosos apresentam uma compatibilidade química com os pinos de fibra, que são cimentados em conjunto com as técnicas adesivas (Ferrari *et al.*, 2001; Sahmali *et al.*, 2004). Porém a associação com os diversos sistemas adesivos existentes pode levar à incompatibilidade entre eles. Atualmente estão disponíveis sistemas adesivos de três passos (ácido fosfórico, primer e adesivo separadamente), de dois passos (primer ácido em um frasco e adesivo em outro; ou ácido fosfórico separado e adesivo e primer em frasco único) e os autocondicionantes. Muitos estudos foram realizados para avaliar a compatibilidade destes sistemas adesivos com os cimentos resinosos. Sabe-se que resinas compostas e cimentos resinosos quimicamente ativados ou de ativação dupla que empregam base aminas como parte do catalisador redox é incompatível com o aumento da concentração de monômeros ácidos utilizados nos adesivos simplificados (Tay *et al.*, 2003). Esta incompatibilidade foi analisada em diversos estudos a fim de contornar e melhorar as propriedades dos cimentos e sistemas adesivos na cimentação de restaurações, coroas e pinos intra-radiculares. Uma das soluções encontradas foi uma cobertura adicional com resinas hidrofóbicas, compostos de sulfato de sódio ou de ácido ascórbico sobre a camada do sistema adesivo quando a luz não alcançar os iniciadores dos cimentos resinosos (Sanares *et al.*, 2001; Carvalho *et al.*, 2004; Asmussen & Peutzfeldt, 2006).

Além da incompatibilidade entre os sistemas adesivos e os cimentos resinosos, a formação de uma camada híbrida adequada demanda conhecimento e passos específicos que quando não dominados podem causar danos ao paciente e insucesso da restauração. Esta sensibilidade na técnica levou os

fabricantes a simplificar os passos operatórios e foram introduzidos no mercado cimentos resinosos auto-adesivos.

O primeiro cimento lançado foi o RelyX Unicem que consiste de monômeros metacrilatos que são modificados pelo ácido fosfórico e apresentam pH próximo a 1 quando manipulados (Burke, 2005). Esse baixo pH condiciona o substrato dental, resultando na formação de uma fina camada híbrida, portanto dispensa condicionamento prévio do substrato para sua aplicação. É classificado como cimento resinoso de dupla ativação (dual) e apresenta uma interação química com o cálcio da hidroxiapatita, explicando assim suas propriedades mecânicas (Gerth *et al.*, 2006).

3 - PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar a resistência de união à tração de pinos de fibra de vidro reembasados (pinos anatômicos) e não reembasados com três comprimentos diferentes e cimentados com três diferentes cimentos em dentina intra-radicular bovina.

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 – Materiais

Os materiais que foram utilizados neste estudo estão listados no quadro abaixo (Quadro 1).

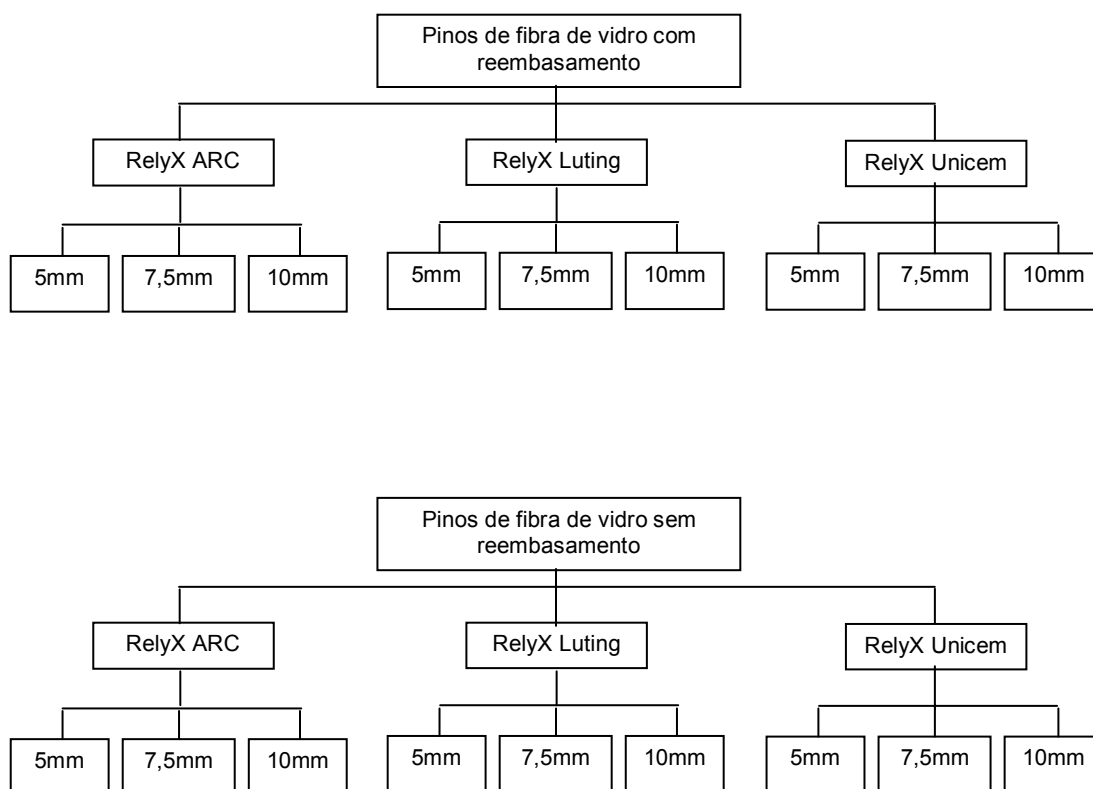
Quadro 1: Marca comercial, fabricante, classificação e composição dos materiais utilizados.

MATERIAL	FABRICANTE	CLASSIFICAÇÃO	COMPOSIÇÃO*
Reforpost n#3	Angelus	Retentor intra-radicular pré-moldado, paralelo serrilhado	85% de Fibra de vidro. 15% resina epóxi.
RelyX ARC	3M- ESPE	Cimento Resinoso Dual	Pasta A: 68% em peso de partículas de zircônia/ sílica, pigmentos sistema foto-iniciador e amina Pasta B: 67% em peso de partículas de zircônia/ sílica e peróxido de benzoíla.
RelyX Luting 2	3M-ESPE	Cimento de ionômero de vidro modificado por resina	Pasta A: Vidro fluor-alumínio-silicato, agente redutor, agente opacificante HEMA, água. Pasta B: ácido policarboxílico metacrilatado, Bis-GMA, HEMA, água, persulfato de potássio, carga de zircônia sílica.
RelyX Unicem	3M- ESPE	Cimento resinoso auto-adesivo	Pó: Partícula de vidro fluor-alumínio-silicato, sílica silanizada, hidróxido de cálcio, iniciadores para auto-reação (sulfonato tolueno de sódio, acetato de cobre), dióxido de titânio, pigmentos. Líquido: Éster do ácido fosfórico, metacrilato, dimetacrilatos, iniciadores de auto-reação, (derivados do ácido barbitúrico, sulfato de peróxido de sódio), canforoquinona.

* Segundo informações do fabricante.

4.2 - Método

O estudo foi delineado da seguinte maneira:



Delineou-se o experimento em esquema de três fatores, avaliando-se os fatores reembasamento dos pinos, diferentes cimentos resinosos e três diferentes profundidades de cimentação. Analisou-se a resistência de união por tração dos retentores intra-radiculares cimentados em raízes de incisivos bovinos. A resistência à tração foi verificada em 180 unidades experimentais distribuídas ao acaso entre os tratamentos propostos, sendo 10 unidades para cada grupo (n=10).

4.2.1 - Seleção dos dentes e preparo das raízes

Foram selecionados 180 incisivos bovinos, limpos com curetas periodontais e lâmina de bisturi nº15. A porção coronária dos dentes foi removida da raiz, utilizando um disco diamantado dupla – face (KG Sorensen), refrigerado com ar/água e padronizados no comprimento de 16 mm do remanescente radicular.



Fig. 1- Medidas para padronização do tamanho das raízes.



Fig. 2- Remoção da porção coronária com disco diamantado dupla-face.

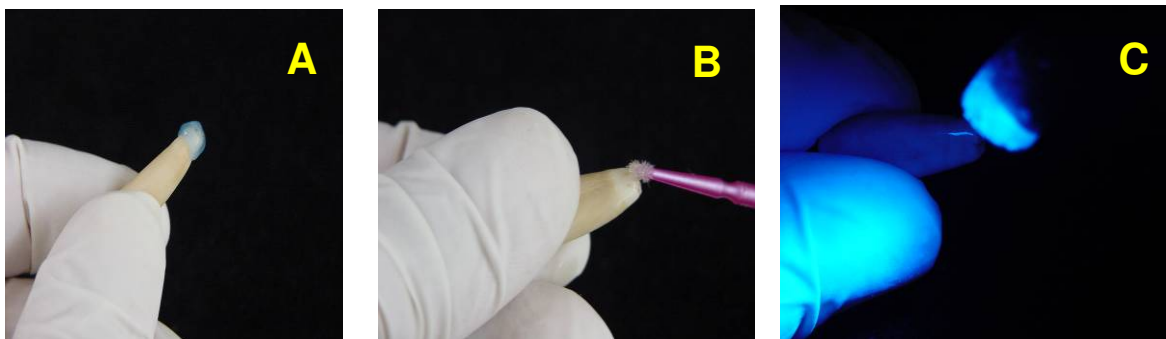


Fig. 3 - A e B - Confirmação da padronização das raízes.

A polpa foi removida dos condutos radiculares com a utilização de limas endodônticas do tipo Kerr, numeração 40, sob irrigação constante com hipoclorito de sódio 1% para remoção dos debris e matéria orgânica.

4.2.2 - Inclusão das Raízes

O terço apical das raízes recebeu uma porção de aproximadamente 3 mm de espessura de resina composta Z 250 (3M ESPE), para conferir uma maior retenção da raiz ao bloco de resina acrílica (Bueno, 2005), durante o ensaio de tração. Foi realizado condicionamento com ácido fosfórico 37% (Acid Gel - Villevie), por 15 segundos (Fig. 4A), lavado com jato de água e ar abundantemente por aproximadamente 15 segundos e o excesso foi removido com papel absorvente. Foi aplicado um sistema adesivo Adper Single Bond (3M-ESPE), seguido de um leve jato de ar por aproximadamente 5 segundos para evaporação do solvente e fotoativação por 20 segundos (10 segundos na superfície lingual e 10 segundos a superfície vestibular) (Fig. 4B e 4C). A resina composta foi aplicada (Fig. 4D) e foto ativada por 40 segundos (Fig. 4E).



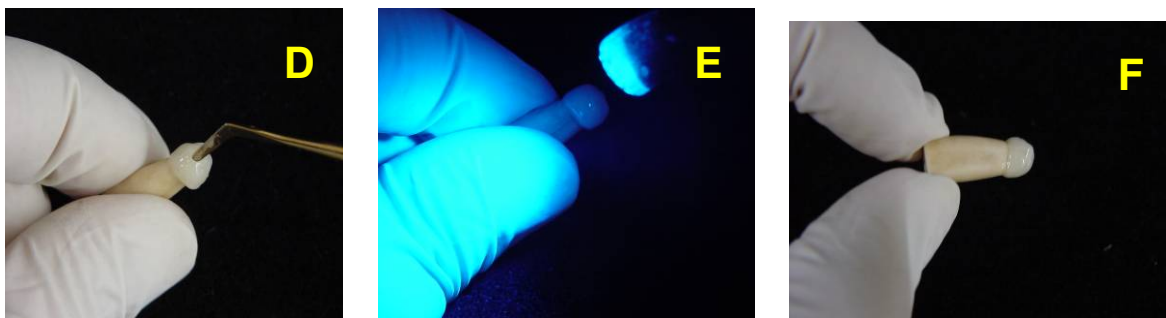
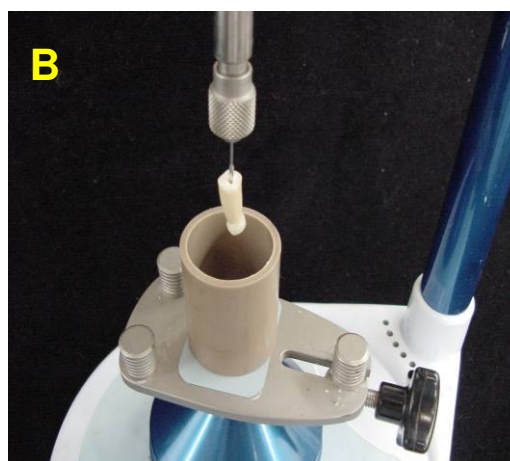


Fig. 4- Seqüência do preparo do terço apical das raízes.

As raízes foram incluídas em cilindros de PVC com resina acrílica quimicamente ativada JET (Clássico), posicionadas com auxílio de um delineador protético (BioArt), assegurando que o canal radicular ficasse perpendicular à base da resina (Fig. 5). Para isso, as raízes foram fixadas à haste de um delineador através de uma broca Gates-Glidden (Dentsply-Maillefer).



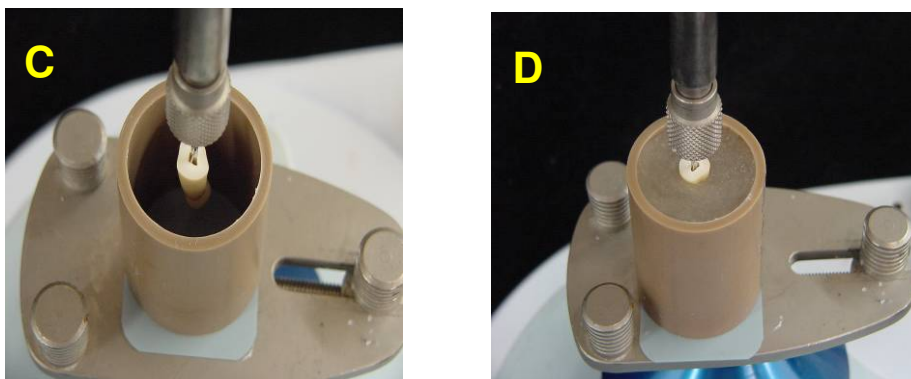


Fig. 5- Posicionamento das raízes com auxílio do delineador protético.

Após a inclusão das raízes todos os cilindros foram perfurados para adaptação na máquina de ensaio universal para o teste de tração. Para isso, os cilindros de PVC preenchidos com resina acrílica foram posicionados em uma morsa, que ficava apoiada na mesa de uma furadeira de bancada. Com uma broca para furadeira de 6 mm de diâmetro foi realizada a perfuração a aproximadamente 3 mm da base inferior do cilindro de PVC, conforme ilustrado na figura 6.

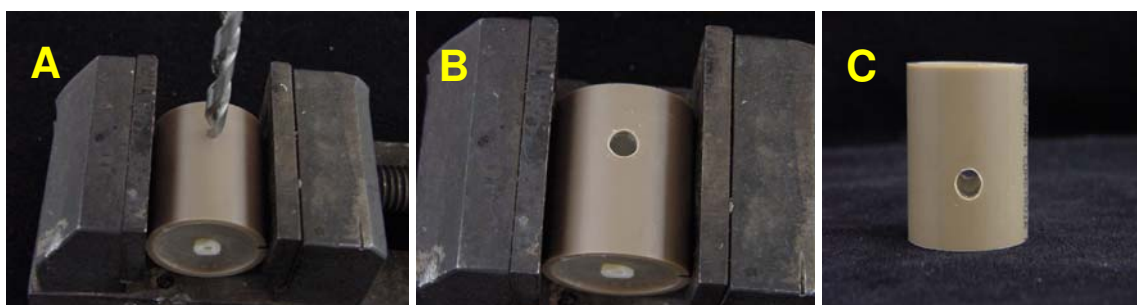


Fig. 6- Perfuração realizada no cilindro de PVC em uma furadeira de bancada.

4.2.3 - Tratamento endodôntico

O tratamento endodôntico das raízes foi realizado por instrumentação mecânica, pela técnica Escalonada (step-back) através de limas endodônticas tipo Kerr (Dentsply- Maillefer). O comprimento de trabalho foi localizado 1 mm aquém do forame apical, com batente apical estabelecido no diâmetro 55 e escalonamento programado em 1 mm para os instrumentos nº 60, 70, 80 e brocas Gates-Glidden 4 e 5 (Fig. 7A). A irrigação dos canais radiculares foi realizada com hipoclorito de sódio 1%, durante o preparo químico-mecânico (Fig. 7B). Ao final da instrumentação foi realizada a secagem com cones de papel absorvente nº 55 (Fig. 7C). Os canais foram obturados com guta-percha (Fig. 7D), pela técnica de condensação lateral (Fig. 7E), e cimento endodôntico Sealer 26 (Fig. 7F), manipulado segundo as recomendações do fabricante.

Após o tratamento endodôntico, as raízes foram mantidas em estufa a 37° C com umidade relativa de 100%, até a execução do passo seguinte.

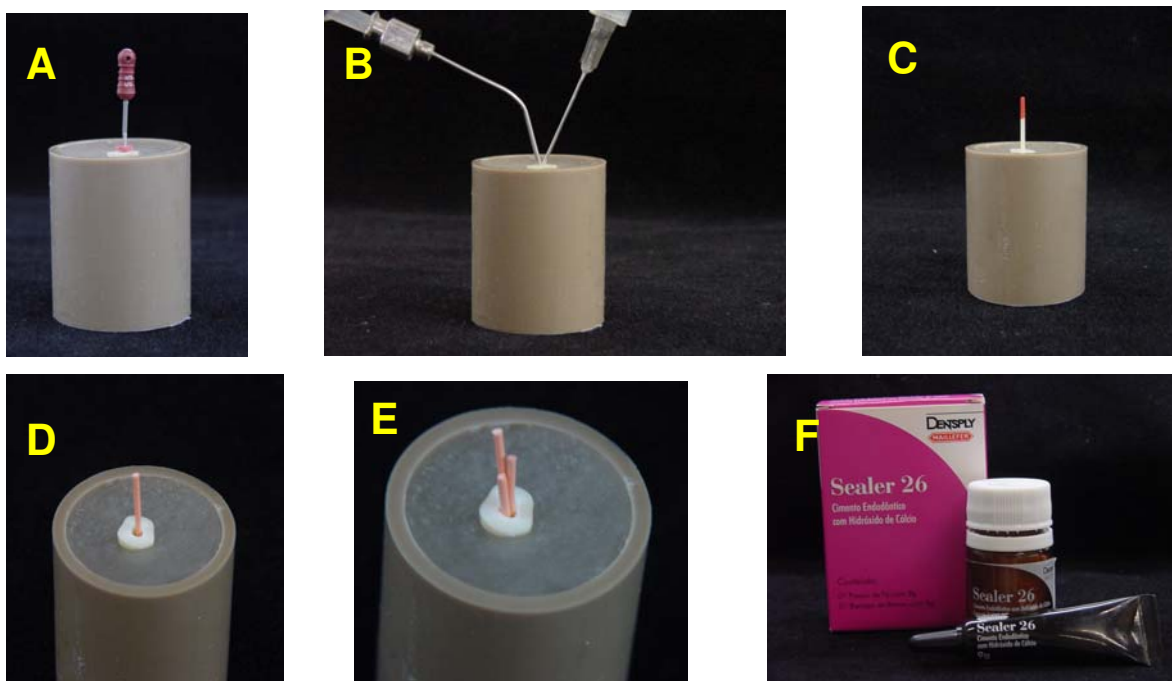


Fig. 7- Tratamento endodôntico. A) Batente apical com lima kerr nº 55. B) Procedimento de irrigação/ aspiração para limpeza do canal. C) Secagem do canal com cones de papel absorvente. D) Prova do cone de guta-pecha. E) Cones para condensação lateral. F) Cimento endodôntico Sealer 26.

4.2.4 - Cimentação dos retentores intra-radiculares

Preparo dos condutos radiculares

Depois de tratados endodonticamente os canais radiculares foram preparados para receber os pinos de fibra de vidro. O excesso de obturação foi removido com condensador vertical aquecido, até atingir o comprimento estabelecido por cada grupo (5 mm, 7,5 mm ou 10 mm). Para padronização dos preparos foi utilizada uma seqüência de instrumentos: Gates-Glidden número 5, broca de Largo número 5 (Fig. 8A), ponta diamantada de número 4138 (Fig. 8B), seguida de outra ponta diamantada número 4137 (Pedrosa-Filho, 2006) (Fig. 8C), na profundidade pré-determinada pelos grupos, limitadas por *stops* de borracha.

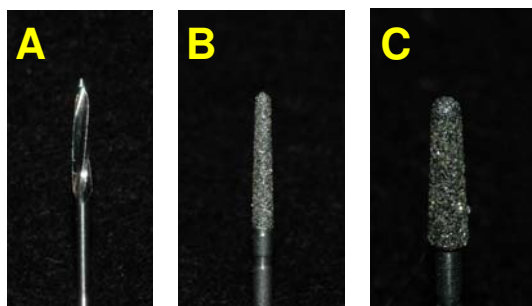


Fig. 8 - A) Broca de largo nº 5. B) Ponta diamantada nº 4138. C) Ponta diamantada nº 4137.

Preparo dos retentores intra-radicular

Todos os pinos de fibra de vidro foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Acid Gel - Villevie) por 30 segundos, para limpar a superfície, seguida de lavagem com água/ ar em abundância e posterior secagem com ar. Com os pinos secos, foi aplicada uma camada do agente silano (Silano- Ângelus) com aplicadores descartáveis (microbrush, KG Sorensen), e após 1 minuto a superfície foi seca com ar por 5 segundos para evaporação do solvente. Este procedimento foi realizado em todos os pinos de fibra de vidro independente dos grupos em que seriam cimentados.



Fig. 9 - Materiais utilizados para o preparo das superfícies dos pinos de fibra de vidro.

Cimentação com RelyX ARC

A seqüência de materiais utilizados para cimentação com cimento resinoso RelyX ARC, estão ilustrados na figura 10.

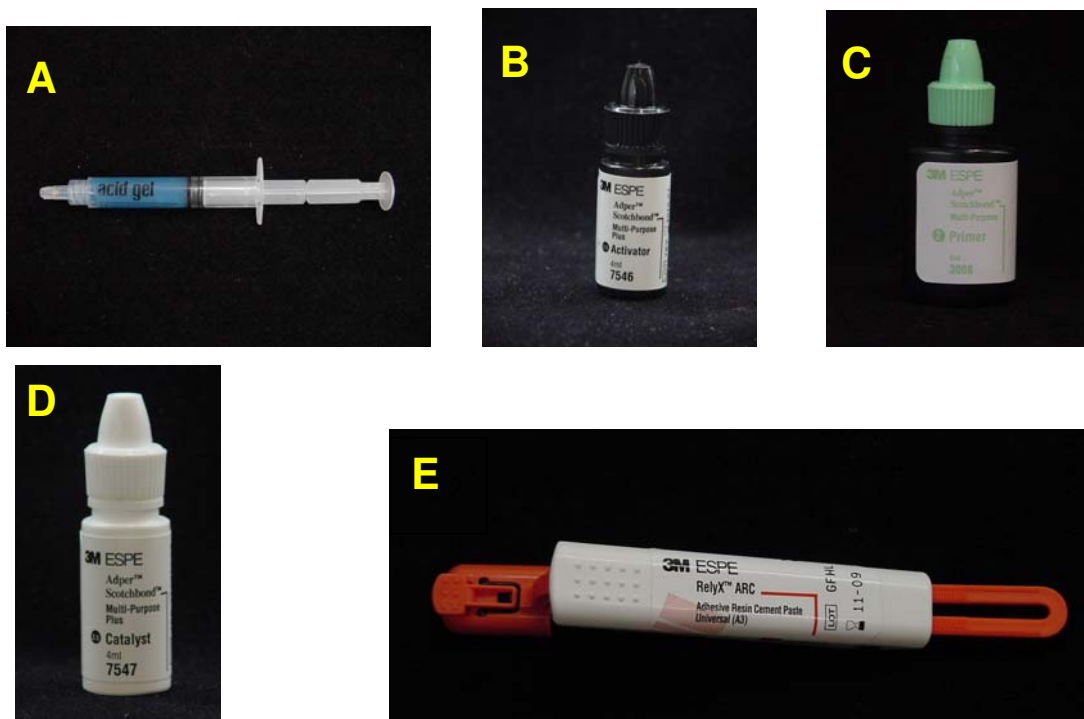


Fig. 10 - Materiais utilizados para o preparo dos condutos radiculares quando cimentados com RelyX ARC. A) Ácido fosfórico 37%. B) Ativador. C) Primer. D) Catalisador. E) Cimento resinoso RelyX ARC.

Para cimentação dos grupos foi realizado o tratamento interno da dentina do canal radicular, através de condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 segundos, lavagem com água em abundância e remoção do excesso com cones de papel absorvente, tendo a precaução de não ressecar a dentina. Após o condicionamento, foi aplicado o Ativador do Scotchbond Multipurpose (3M-ESPE) com aplicadores descartáveis, seguido de uma suave secagem com jato de ar por 5 segundos para eliminação do solvente deste. Em seguida, foi utilizado o primer,

volatilizando o solvente por 5 segundos com leve jato de ar, seguido da aplicação do Catalisador, volatilizando os solventes. O cimento resinoso RelyX ARC foi manipulado por 10 segundos e inserido no interior do canal através de lima Kerr nº 50. O pino foi posicionado no interior do canal, estabilizado manualmente, de forma a ficar perpendicular ao longo eixo da raiz. Os excessos de cimento foram removidos antes da fotoativação, feita por 40 segundos nos sentidos ocluso-apical, vestibular e lingual da raiz. O mesmo procedimento foi realizado para as três profundidades de cimentação.

Cimentação com RelyX Unicem

Para cimentação com cimento resinoso RelyX Unicem, foram utilizadas cápsulas (Fig.11).



Fig. 11- Cápsula do cimento resinoso RelyX Unicem.

Após a limpeza da superfície dos retentores, como anteriormente descrito, o canal foi preparado e o excesso de água foi removido com cones de papel absorvente, para receber a cimentação com cimento auto-adesivo RelyX Unicem, que dispensa preparo prévio da superfície a ser cimentada. A cápsula foi rompida com auxílio de um Aplicap, permitindo que os componentes entrassem em contato. Estes componentes foram misturados em amalgamador mecânico, e inseridos no interior do canal através da ponta aplicadora da cápsula, com a impulsão do Dispenser do Aplicap. O pino foi posicionado no interior do canal,

estabilizado manualmente, de forma a ficar paralelo ao longo eixo da raiz. Realizou-se breve fotoativação por 2 segundos, removeram-se os excessos de cimento e por fim nova fotoativação por 20 segundos, segundo recomendação do fabricante.

Cimentação com RelyX Luting

A cimentação com RelyX Luting 2 foi realizada através de seringa pré-dosadora (Fig. 12).



Fig. 12- Cimento de ionômero de vidro modificado por resina RelyX Luting 2.

Para cimentação com RelyX Luting 2, o preparo da superfície do pino de fibra de vidro foi realizado como descrito anteriormente. Como este cimento trata-se de cimento de ionômero de vidro modificado por resina, os fabricantes não recomendam nenhum tipo de preparo do substrato. O canal radicular foi apenas lavado com água/ar e seco com cones de papel absorvente. O cimento foi manipulado por 10 segundos e inserido com lima endodôntica Kerr nº 50. O pino foi posicionado manualmente e estabilizado, aguardando 2 minutos para remoção dos excessos, segundo recomendação do fabricante. Após a remoção dos excessos, aguardou-se 5 minutos para continuar a confecção do corpo-de-prova.

Reembasamento dos pinos intra-radiculares (pinos anatômicos)

Para cimentação dos grupos com pinos de fibra de vidro reembasados (pinos anatômicos), após o condicionamento ácido e aplicação do silano, foi aplicada uma camada de adesivo Single Bond, seguido de um leve jato de ar para evaporação do solvente e fotoativação por 20 segundos (10 segundos na superfície “lingual” e 10 segundos na superfície “vestibular”). O canal radicular anteriormente preparado foi lubrificado com gel lubrificante hidrossolúvel (K-Med - Cimed). O pino de fibra de vidro foi então envolvido com resina composta microhíbrida Z-250 e levado ao interior do canal, sendo retirado e recolocado por duas vezes, removendo-se o excesso de compósito e foto ativando em posição por 20 segundos. O conjunto foi removido do interior do canal e fotoativado adicionalmente por mais 20 segundos. Uma marcação na região vestibular do pino foi realizada para servir de guia no momento da cimentação.

O canal radicular e os pinos reembasados (pinos anatômicos) foram lavados com água abundante para remoção do lubrificante, e secos com cones de papel absorvente. Os procedimentos de cimentação foram idênticos ao descritos anteriormente para os pinos não-reembasados.

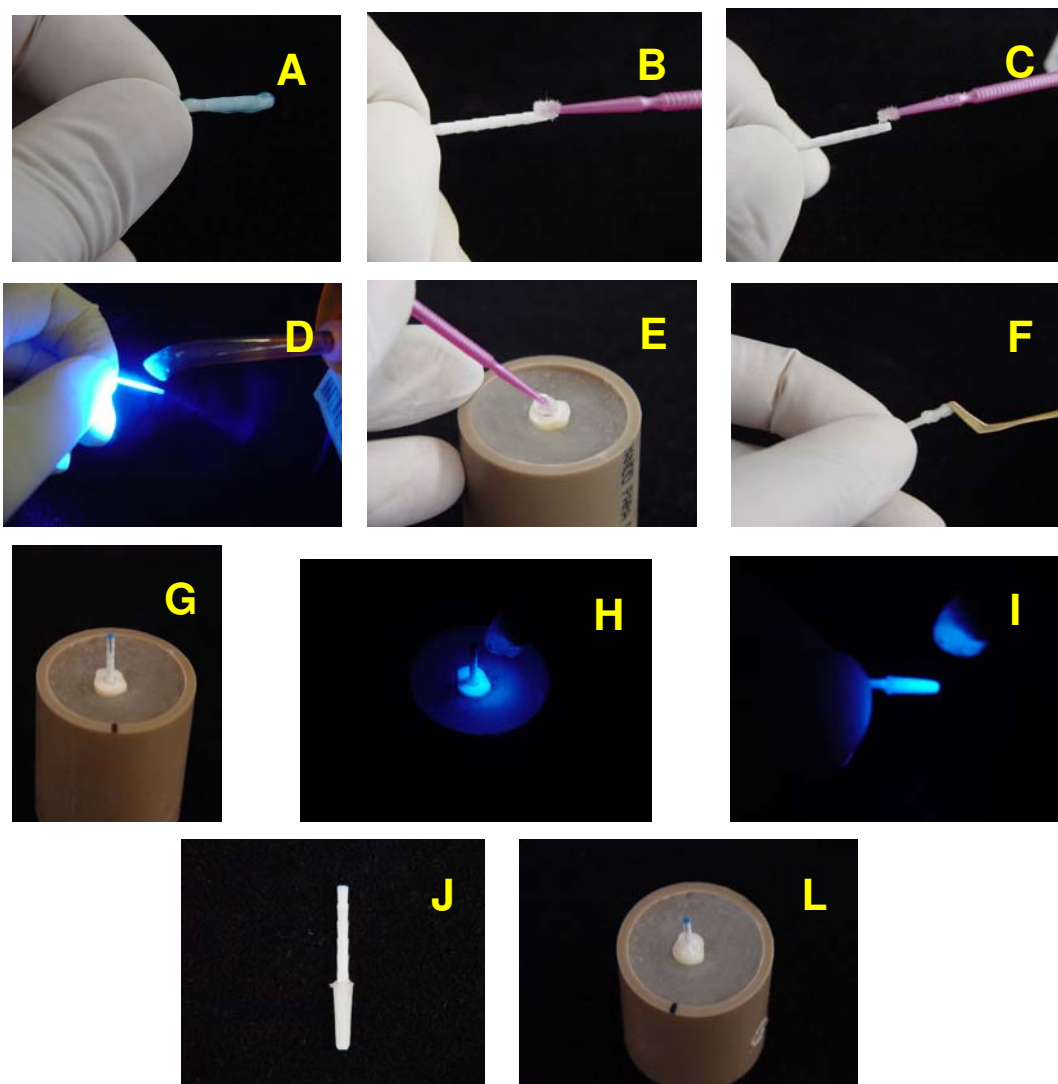


Fig. 13- Sequência do reembasamento dos pinos de fibra de vidro. A) Condicionamento ácido do pino. B) Aplicação do silano. C) Aplicação do adesivo. D) Foto ativação do adesivo. E) Lubrificação do conduto radicular. F) Resina composta envolvendo o pino. G) Pino com resina inserido no canal lubrificado. H) Fotoativação do pino reembasado por 20 segundos em posição. I) Fotoativação adicional por 20 segundos. J) Pino reembasado (pino anatômico) – vista fora do canal. L) Pino reembasado (pino anatômico) em posição.

4.2.5- Ensaio mecânico

Preparo dos corpos-de-prova para o ensaio mecânico

Para a realização do ensaio de resistência à tração, um cilindro com resina de poliestireno, contendo um alça metálica na parte superior foi confeccionado sobre a porção coronária do pino. Para confecção deste cilindro foram utilizadas seringas descartáveis de 5 ml (Fig. 13A), seccionadas com 2,5 cm de comprimento, que recebeu uma base de cera 7 na porção inferior (Fig. 13B), com o objetivo de não vaziar a resina de poliestireno e ao mesmo tempo fixar o cilindro a porção coronária do pino de fibra de vidro. A alça confeccionada com fio de aço 0,8 mm (Fig. 13C), foi fixada com cera 7 na porção superior do cilindro após a inserção da resina de poliestireno, auxiliando a estabilização desta alça na posição correta (Fig. 13E). A resina de poliestireno (Piraglass, Piracicaba, SP, Brasil) foi manipulada na proporção de 80 gotas do catalisador para 100g de resina e com o auxílio de seringa descartável de 10ml foi inserida nos cilindros plásticos (Conforme realizado no trabalho de Bueno, 2005 – modificado).

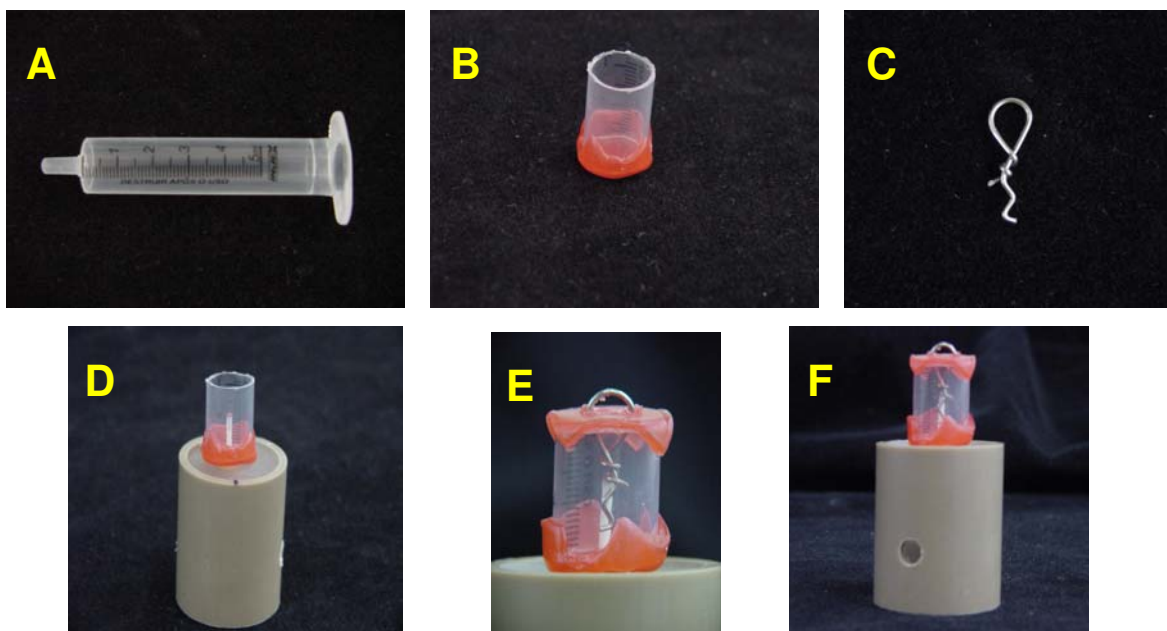


Fig. 13- Confeção do cilindro para ensaio de tração dos pinos de fibra de vidro. A) Seringa descartável de 5ml. B) Cilindro seccionado da seringa com 2,5mm e com cera 7 para adaptação no pino. C) Alça preparada com fio de aço. D) Posicionamento do cilindro no pino cimentado. E) Posicionamento da alça no cilindro com cera 7. F) Vista do corpo-de-prova pronto para o ensaio de resistência à tração.

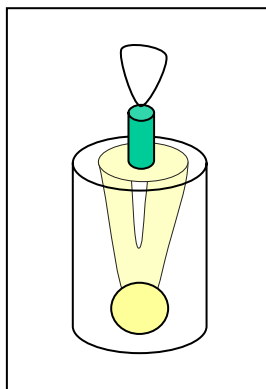


Fig. 14-Desenho esquemático dos corpos-de-prova prontos para o ensaio de resistência à tração.

Após a cimentação dos pinos de fibra de vidro e a confecção dos cilindros para o ensaio de resistência à tração, os corpos-de-prova foram mantidos em estufa a 37°C com umidade relativa de 100% por 24 horas, antes da realização do ensaio mecânico.

Realização do ensaio de resistência à tração

Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de resistência de união por tração em uma Máquina de Ensaio Universal- Instron 4411, com velocidade de 0,5 mm/ min. A alça metálica foi presa à uma garra que se encontra encaixada na base da máquina, e o cilindro posicionado em outra garra que encontrava-se encaixada na célula de carga através de presilhas acopladas a mesma (Fig.15).

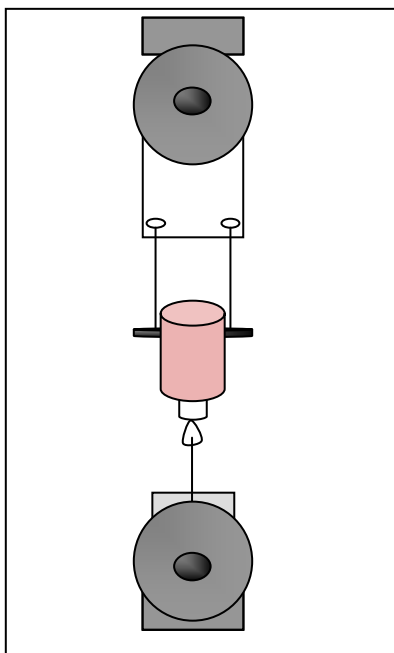


Fig. 15 – Esquema do corpo-de-prova posicionado para o ensaio de tração.



Fig. 16 – Pino sendo tracionado durante ensaio.

Os resultados foram submetidos à ANOVA de três fatores (reembasamento – pinos anatômicos; ou não, profundidade de cimentação e tipo de cimento) com nível de significância de 95%. Para os fatores (ou interações entre estes) em que foi constatado efeito significativo de tratamento, foi utilizado o teste de Tukey.

5- RESULTADOS

Ensaio mecânico de resistência à tração

Para análise dos resultados obtidos no ensaio mecânico de resistência à tração, inicialmente os dados coletados em kgf foram convertidos em valores de Mpa (Anexo). Após a conversão foram calculadas as médias e desvios padrões das tensões de tração dos grupos não reembasados (tabela 1) e dos grupos reembasados (pinos anatômicos) (tabela 2).

Tabela 1 – Média e desvio padrão dos grupos sem reembasamento em Mpa.

<i>Profundidade</i>	<i>RelyX Lutting 2</i>	<i>Unicem</i>	<i>RelyX ARC</i>
5 mm	1,58 (0,39)	5,62 (2,33)	6,93 (2,54)
7,5 mm	2,57 (0,94)	4,93 (2,09)	7,06 (2,33)
10 mm	2,66 (0,88)	4,90 (1,32)	5,14 (0,92)

Tabela 2 – Média e desvio padrão em Mpa dos grupos com reembasamento (pinos anatômicos).

<i>Profundidade</i>	<i>RelyX Lutting 2</i>	<i>Unicem</i>	<i>RelyX ARC</i>
5 mm	2,58 (0,76)	9,92 (2,14)	10,81 (3,30)
7,5 mm	3,49 (0,90)	8,81 (2,56)	5,62 (1,87)
10 mm	3,32 (1,16)	6,08 (2,65)	4,73 (1,96)

Os dados foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) a três critérios, inteiramente ao acaso, com igual número de repetições, para detectar a existência de diferenças entre os critérios avaliados e interações (tabela 3).

Tabela 3 – Análise de variância referente às tensões de tração para os três cimentos e para os pinos com ou sem reembasamento cimentados em três diferentes profundidades.

F.V.	G.L.	S.Q.	Q.M.	F	P
Profundidade (F1)	2	50,92	25,46	7,58**	< .00100
Cimento (F2)	2	738,15	369,07	109,99**	<.00100
Reembasamento (F3)	1	195,79	195,79	58,34**	<.00100
Int. F1xF2	4	90,41	22,60	6,73**	<.00100
Int. F1xF3	2	22,71	11,35	3,38*	=.03628
Int. F2xF3	2	42,83	21,41	6,38**	=.00215
Int. F1xF2x3	4	28,02	7,00	2,08 ^{ns}	=.08476

** diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$)

*diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

ns – não significativo ($p \geq 0,05$)

Com a realização do tratamento estatístico ANOVA comprovou-se a interação entre os fatores, e os dados foram submetidos ao teste de Tukey.

Tabela 4 – Teste de Tukey para comparação da interação entre a profundidade e os cimentos utilizados (Média Fator 1x Fator 2), independente do tipo de pino (reembasado ou não). Valores em Mpa.

<i>Profundidade</i>	<i>RelyX Luting 2</i>	<i>Unicem</i>	<i>RelyX ARC</i>
5 mm	2,07 aB	7,77 aA	8,85 aA
7,5 mm	3,02 aB	6,87 abA	6,54 bA
10 mm	2,98 aB	5,67 bA	6,15 bA

Grupos e segmentos com mesma letra não possuem diferença estatística entre si, ao nível de 1% de probabilidade. Letras maiúsculas indicam diferenças para os cimentos (horizontal) e minúsculas para as profundidades (vertical).

Ao analisar a interação entre os cimentos utilizados e as profundidades de cimentação, obteve-se resultados estatisticamente semelhantes para os cimentos RelyX ARC e o Unicem, que foram estatisticamente diferentes do cimento RelyX Luting 2. O cimento RelyX Luting 2, quando comparadas as profundidades de cimentação, não apresentou diferenças estatisticamente significativas, enquanto o cimento RelyX Unicem apresentou diferenças estatísticas apenas entre as profundidades de 5 mm e 10 mm, não apresentando diferenças entre as profundidades de 5 e 7,5 mm, nem da profundidade 7,5 mm em relação a de 10 mm. O cimento resinoso RelyX ARC demonstrou diferença estatística entre as profundidades de cimentação de 5 mm para as profundidades de 7,5 e 10 mm, que não foram diferentes estatisticamente entre si (Gráfico 1).

Gráfico 1 – Interação entre a profundidade e os cimentos.

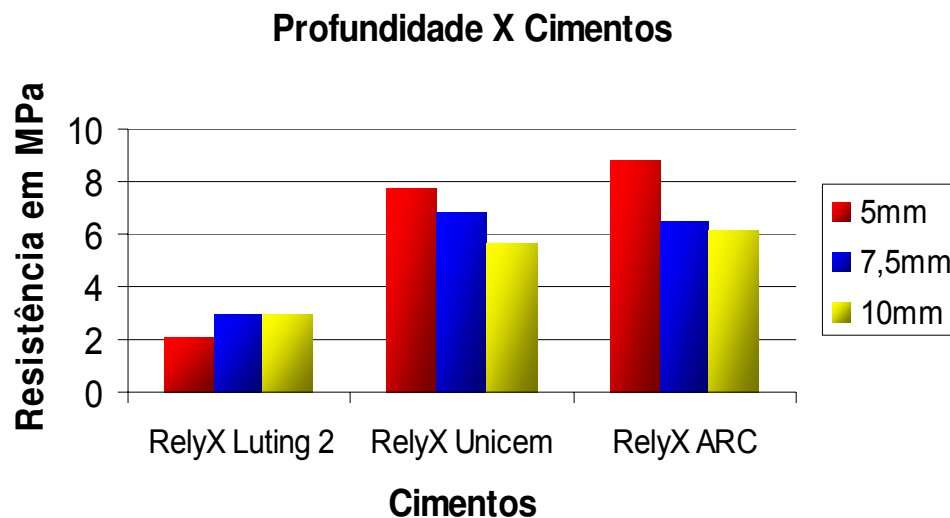


Tabela 5 – Teste de Tukey para comparação da interação entre a profundidade de cimentação e o tratamento de reembasamento (Médias Fator 1 X Fator 3), independente do tipo de cimento. Valores em Mpa.

<i>Profundidade</i>	<i>Não-reembasado</i>	<i>Reembasado</i>
5 mm	4,70 aB	7,77 aA
7,5 mm	4,59 aB	6,37 bA
10 mm	4,23 aB	5,64 bA

Letras distintas (maiúscula na horizontal e minúscula na vertical) indicam diferença estatística ao teste de Tukey ($p < 0,05$).

A interação entre a profundidade de cimentação e o tratamento de reembasamento foi analisada e demonstrou que os pinos de fibra de vidro reembasados apresentaram valores maiores quando comparados com pinos não reembasados. Além disso, esta tabela mostrou que os maiores valores obtidos foram na profundidade de cimentação de 5 mm, sendo este estatisticamente diferente dos reembasados e cimentados na profundidade de 7,5 mm e 10 mm. Os pinos não reembasados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre as profundidades de cimentação (Gráfico 2).

Gráfico 2 – Interação entre a profundidade de cimentação e o tratamento de reembasamento.

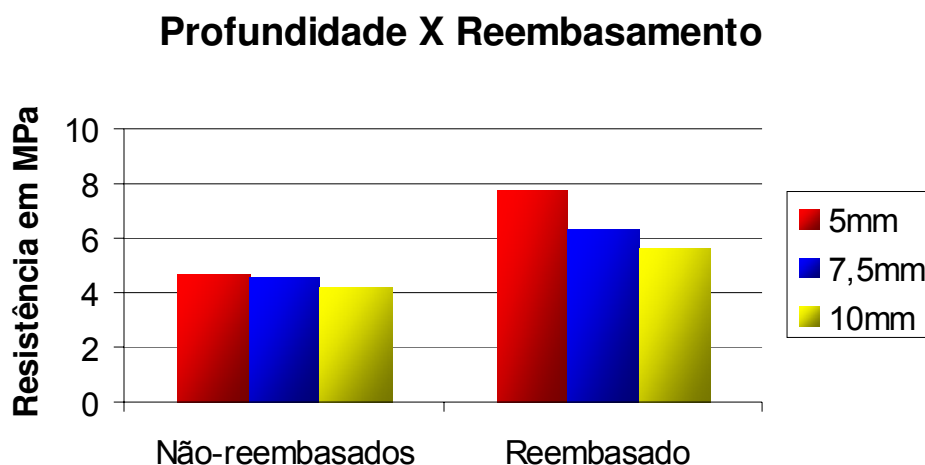


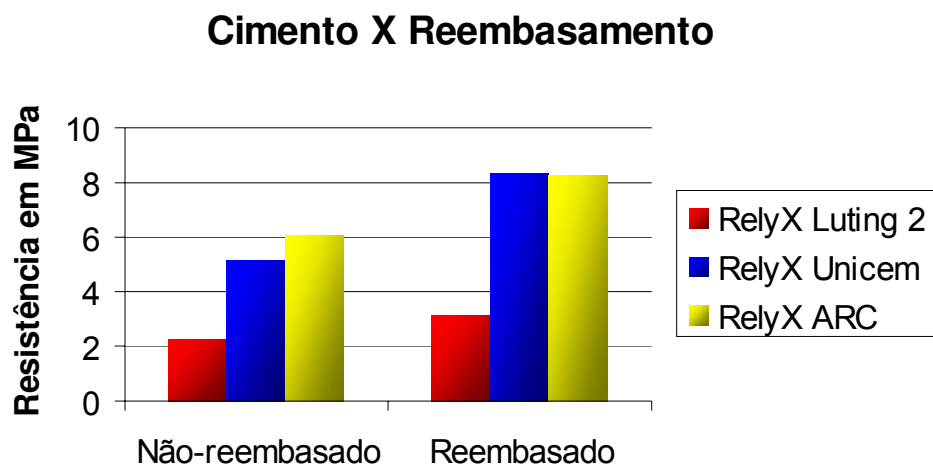
Tabela 6 – Teste de Tukey para comparação entre a interação entre o cimento utilizado e o tratamento de reembasamento (Médias Fator 2x Fator 3), independente do comprimento do pino. Valores em Mpa.

<i>Cimento</i>	<i>Não-reembasado</i>	<i>Reembasado</i>
RelyX Luting 2	2,26 bA	3,12 bA
Unicem	5,15 aB	8,39 aA
RelyX ARC	6,10 aB	8,26 aA

Letras distintas (maiúscula na horizontal e minúscula na vertical) indicam diferença estatística ao teste de Tukey ($p < 0,01$).

A interação entre o cimento utilizado e o tratamento de reembasamento demonstrou que para o cimento RelyX Luting 2 não houve diferença estatística quando comparado o tratamento, porém foi estatisticamente diferente dos cimentos RelyX ARC e RelyX Unicem, que não demonstraram diferenças estatisticamente significativas entre si. No entanto, estes cimentos foram diferentes estatisticamente quando comparados com relação ao tratamento realizado (Gráfico 3).

Gráfico 3 – Interação entre o cimento utilizado e o tratamento de reembasamento.



6- DISCUSSÃO

Os pinos de fibra de vidro são eficientes retentores para restauração de raízes fragilizadas pelo tratamento endodôntico, pelo sobre corte durante o preparo para colocação dos retentores intra-radulares ou por restaurações anteriores metálicas que perderam sua retenção (Tanoue *et al.*, 2007). A principal função dos pinos de fibra de vidro, no entanto, é servir de retenção para coroas, uma vez que, dentes fragilizados apresentam uma estrutura remanescente deficiente para suportar uma restauração, sendo necessário uma retenção adicional dada por retentores intra-radulares. Esta capacidade restauradora pode ser explicada pelo fato de este tipo de material apresentar módulo de elasticidade próximo ao módulo de elasticidade da dentina (Freedman, 1996), o que ajuda a distribuir as tensões geradas pelas cargas funcionais de maneira uniforme, sendo associados a cimentos odontológicos que também apresentam módulo de elasticidade semelhante (Saskalauskaite *et al.*, 2008). Sua vantagem também é produzir fraturas favoráveis ao reparo, ou seja, fraturas que são passíveis de restaurações futuras, não resultando em perda da estrutura dentária (Sirimai *et al.*, 1999; Akkayan & Gülmez, 2002; Pizi, 2003).

O deslocamento dos pinos de fibra de vidro nos canais radulares sofre resistência promovida pelo embricamento micromecânico, adesão e resistência friccional (Pest *et al.*, 2002). Apesar do teste de resistência de união por push-out ser o teste mais recomendado para avaliar a resistência de união dos pinos de fibra (Goracci *et al.*, 2004), neste estudo foi realizado teste de resistência de união por tração porque a proposta foi avaliar a influência das diferentes profundidades de cimentação (5 mm, 7,5 mm e 10 mm), sendo esta, portanto a única maneira de avaliar. Além disso, os testes de tração reproduzem melhor as situações clínicas que envolvem este tipo e restauração, uma vez que as raízes recebem os pinos de fibra de vidro que ficam expostos entre outras, a este tipo de força. Este tipo de teste foi utilizado também nos trabalhos de Bueno (2005) e de Bonfante (2007).

As resinas compostas amplamente utilizadas na odontologia, por causa da sua versatilidade foram capazes de modelar os canais radiculares, promovendo uma adaptação adequada dos pinos de fibra de vidro as canais radiculares, uma vez que nem todos os canais apresentam uma forma regular, podendo variar em formas elípticas, arredondadas e diâmetros distintos. Este tratamento de reembasamento dos pinos (pinos anatômicos), além da adaptação ao canal radicular, promove uma maior área de superfície em contato (Chan *et al.*, 1993), melhorando a retenção pelos agentes de união e também um adicional de retenção friccional (Ferrari *et al.*, 2001; Grandini *et al.*, 2005), produzindo melhor resistência mecânica. Os grupos em que os pinos foram apenas cimentados, a espessura de cimento foi maior, proporcionando maior possibilidade de formação de bolhas e falhas (Mannocci *et al.*, 1999, Watzke *et al.*, 2008), podendo resultar em falhas precoces e zonas de fragilidades responsáveis pelo início da propagação de fraturas intrínsecas (Giachetti *et al.*, 2004). Além disso, uma maior espessura de cimento terá sua resistência de união dependente da resistência coesiva do cimento utilizado. Sabe-se que os cimentos de ionômero de vidro apresentam fraca resistência coesiva, o que pode explicar os menores valores de resistência de união obtidos neste estudo.

O estudo de Pedrosa-Filho em 2006, e o trabalho de Mannocci *et al.*, em 1999 apresentaram em análise de microscópio eletrônico de varredura formação de bolhas na camada de cimento. Por outro lado, o grupo em que os pinos foram reembasados (pinos anatômicos), a espessura de cimento foi mais fina e uniforme, evitando a formação de bolhas nessa camada, que levaria ao enfraquecimento da união (Grandini *et al.*, 2005).

Estas justificativas podem explicar os resultados obtidos no presente estudo, nos quais os pinos reembasados (pinos anatômicos) apresentaram valores de resistência de união por tração, maiores do que os pinos não reembasados. Este resultado esta de acordo com estudos que realizaram o mesmo tipo de tratamento como o trabalho de Pedrosa-Filho, 2006 e de Grandini *et al.*, 2005. Além dos melhores resultados de resistência de união, a técnica de

reembasamento dos pinos (pinos anatômicos) de fibra de vidro é simples, de fácil execução, sendo possível de ser realizada clinicamente (Velmurugan & Parameswaran, 2004; Iglesias-Puig & Arellano-Cabornero, 2004; Tanoue *et al.*, 2007).

Com o advento da Odontologia Adesiva preparos mais conservadores podem ser realizados, inclusive cimentação de pinos de fibra de vidro a 5 mm de profundidade, obtendo-se resultados satisfatórios (Nissan *et al.*, 2001; Santos-filho *et al.*, 2008). Uma possível explicação é que a intensidade de luz que alcança os cimentos nesta profundidade é maior e mais efetiva, resultando em maior grau de conversão dos cimentos resinosos e consequentemente melhores propriedades mecânicas. Além disso, em menor profundidade existe melhor controle da inserção do cimento no canal radicular, evitando a formação de bolhas ou regiões que tenham ausência de cimento; e melhor controle da umidade do substrato.

Em contrapartida os pinos cimentados nas profundidades de 7,5 mm e 10 mm podem ter obtido os menores valores pelos mesmos motivos, ou seja, em uma maior profundidade a intensidade de luz que alcança o cimento resinoso é menor, resultando em propriedades mecânicas desfavoráveis, mesmo que os cimentos utilizados apresentassem modo de ativação dupla. Isso ocorre, pois os cimentos resinosos duais apresentam melhor desempenho quando fotoativados (Hofmann *et al.*, 2001; Akgungor & Akkayan, 2006; Faria-e-Silva *et al.*, 2006; Tango *et al.*, 2007; Aksornmuang *et al.*, 2007; Faria-e-Silva *et al.*, 2007). Além disso, o controle da umidade em profundidades maiores é bastante crítica, e a presença de água pode prejudicar as propriedades dos cimentos resinosos.

Outro fator de importância relevante é o fator de configuração cavitária (Fator-C), que nos canais radiculares torna-se mais crítico. A tensão de contração dos cimentos resinosos pode resultar em falhas na interface, e considerando canais radiculares com maiores comprimentos esta probabilidade aumenta (Tay *et al.*, 2005), devido a geometria desfavorável da raiz (Schwartz, 2006). Este fator também poderia explicar os menores valores de resistência de união em profundidades de cimentação maiores.

No que se refere à distribuição das tensões dos pinos cimentados em diferentes profundidades, os trabalhos de Hunter *et al.*, (1989) e de Asmussen *et al.*, (2005) demonstraram que a redução do comprimento do pino aumenta a tensão na dentina, sendo que o comprimento de cimentação mais adequado seria em uma profundidade de 2/3 da raiz ou mais. Além disso, Hunter afirmou que o comprimento de cimentação é mais crítico do que o diâmetro dos pinos para determinar a tensão na região cervical. Porém estas afirmações são válidas apenas para os pinos metálicos, uma vez que no estudo de Santos-Filho *et al.* (2008) os pinos de fibra de vidro obtiveram a mesma efetividade com todos os comprimentos estudados, e maior resistência à fratura do que os pinos metálicos quando cimentados na profundidade de 5 mm.

Os menores valores de resistência de união alcançados pelos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina em comparação com os cimentos resinosos podem ser explicados pela sua fraca união com a dentina, propriedades mecânicas inferiores, bem como baixa resistência coesiva, estando de acordo com outros estudos realizados (Bonfante *et al.*, 2007; Saskalauskaite *et al.*, 2008). Os cimentos de ionômero de vidro apresentam, como principal fator de resistência de união, a retenção friccional, pois não forma uma camada de união como ocorre nos cimentos resinosos, que são utilizados associados a sistemas adesivos.

A formação de uma camada híbrida de qualidade é fundamental para o sucesso da adesão dos cimentos resinosos à dentina. Os sistemas adesivos são capazes de produzir esta camada híbrida, por isso devem ser utilizados em conjunto com os cimentos resinosos (Mannocci *et al.*, 1999). Por outro lado, os sistemas adesivos devem ser selecionados adequadamente para que não ocorra incompatibilidade deste com os cimentos resinosos. Sabe-se que existe a incompatibilidade entre cimentos resinosos quimicamente ativados ou de ativação dupla que empregam base aminas como parte do catalisador redox e os sistemas adesivos simplificados que apresentam aumento da concentração de monômeros ácidos. (Sanares *et al.*, 2001; Tay *et al.*, 2003; Carvalho *et al.*, 2004; Asmussen & Peutzfeldt, 2006). Neste estudo, quando a cimentação foi realizada com cimento

RelyX ARC, que necessitava do condicionamento prévio da dentina, foi utilizado um sistema do Scotchbond Multipurpose (3M-ESPE). Os fabricantes indicam, para cimentação de pinos pré-fabricados, o condicionamento com ácido fosfórico seguido da aplicação do Ativador, Primer e Catalisador. Estas instruções foram utilizadas neste estudo para que não ocorresse a incompatibilidade entre o sistema adesivo utilizado e o cimento RelyX ARC.

Visto que são muitos os passos operatórios para utilização deste sistema, há uma maior sensibilidade de técnica, o que dificulta o trabalho pelos cirurgiões-dentistas que devem estar familiarizados com os procedimentos para realizá-los adequadamente. Para melhorar este inconveniente, muitos fabricantes têm inserido no mercado, cimentos auto-adesivos, que dispensam o preparo prévio do substrato.

Além dos pinos reembasados (pinos anatômicos) diminuírem a espessura de cimento nos canais radiculares, este tipo de tratamento exerce pressão de assentamento sobre o cimento contra as paredes dentinárias, fazendo com que estes penetrem mais no substrato (Chieffi *et al.*, 2007).

Diante dos resultados podemos indicar o uso de pinos reembasados (pinos anatômicos) na prática clínica, como opção de restauração segura, uma vez que a distribuição das tensões será mais uniforme, evitando a fratura de estruturas fragilizadas, que podem resultar na perda do elemento dentário. Para conservar a estrutura radicular remanescente também pode ser indicada a cimentação em menores profundidades, pois através da odontologia restauradora, avanço dos sistemas adesivos e técnicas de cimentação se torna possível a obtenção de bons resultados. Apesar das limitações deste estudo pode-se afirmar que os pinos de fibra de vidro reembasados são efetivos para cimentações conservadoras em 5 mm de profundidade.

Outros estudos que comprovem a eficiência dos pinos cimentados em menor profundidade devem ser realizados a fim de garantir o sucesso de restaurações clínicas realizadas com este procedimento, confirmando sua

eficiência frente às cargas funcionais, as alterações térmicas e a distribuição das tensões geradas nestas circunstâncias.

7- CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que:

- O cimento de ionômero de vidro modificado por resina RelyX Luting 2 apresentou os menores valores de resistência de união nas três profundidades de cimentação, e nos pinos reembasados (pinos anatômicos).
- Os pinos que foram reembasados com resina composta (pinos anatômicos) apresentaram os maiores valores de resistência de união, quando comparados aos não reembasados, exceto para o cimento RelyX Luting 2.
- Os pinos reembasados (pinos anatômicos) cimentados a profundidade de 5mm obtiveram os melhores resultados quando cimentados com os cimentos resinosos RelyX ARC ou RelyX Unicem.

REFERÊNCIAS*

Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. J Prosthet Dent. 2006 May; 95 (5): 368-378.

Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. Dent Mater. 2007; 23: 226–234.

Anusavice KJ. Materiais Dentários. 2005, 11ª Edição: 69-97.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel- restored teeth. J Prosthet Dent. 2005 Oct; 94 (4):321-329.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Bonding of dual-curing resin cements to dentin. J Adhes Dent. 2006; 8:299-304.

Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. J Prosthet Dent. 1993; 69: 36-40.

Baratieri et al. Odontologia Restauradora – Fundamentos e Possibilidades. Livraria e editora Santos, 1ª Edição, 2001.

*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Pérez-González A, Sánchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: Fracture strength and stress distribution. *Oper Dent*. 2006; 31(1): 47-54.

Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Valle AL. Tensile Bond strength of glass fiber posts luted with different cements. *Braz Oral Res*. 2007; 21 (2):159-164.

Bueno VCPS. Influência do cimento endodôntico e dos sistemas de fixação na resistência à tração de pinos de fibra de vidro. Dissertação (Mestrado) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas-UNICAMP- 2005.

Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update*. 2005; 32(5): 251-4, 257-8, 260.

Cailleteau JG, Reiger MR, Ed Akin J. A comparison of intracanal stresses in a post restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod*. 1992 Nov; 18 (11):540-544.

Caputo AA, Standlee JP. Pins and Posts – Why, When and How. *Dent Clin N Am*. 1976; 20 (2): 299-311.

Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that designs self-etching primers to dentine. *J Dent* 2004; 32: 55–65.

Chan FW, Harcourt JR, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. Aust Dent J. 1993 Feb; 38 (1): 39-45.

Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. Dent Mater. 2007; 23: 159-164.

Cordeiro NPA. Resistência ao cisalhamento por extrusão – “push-out”- de pinos de fibra de vidro à dentina intra-radicular. Tese (Doutorado) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP- 2003.

Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive post and cores after fatigue testing. Int J Prosthodont. 1997, 10: 498-507.

Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. Am J Dent. 2000 May; 13 (Spec N°): 5B-8B.

Eskitaşcioğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis. J Endod. 2002 Sept; 28 (9): 629-633.

Faria-e-Silva AL, Pereira GDS, Dias CTS, Paulillo LAMS. Effect of the composite photoactivation mode on microtensile bond strength and Knoop microhardness. Dent Mater. 2006; 22: 203-210.

Faria-e-Silva AL, Arias VG, Soares LES, Martin AA, Martins LRM. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. J Endod. 2007; 33:303-305.

Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2003; 90 (6): 556-562.

Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber post. *Am J Dent*. 2000; 13: 9B-13B.

Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and core. *Am J Dent*. 2000b May; 13(Spec N°):15B-18B.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater*. 2001; 17:422-429.

Freedman G. Bonded post-endodontic rehabilitation. *Dent Today*. 1996; 15 (5): 50-53.

Galhano GA, Valandro LF, Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod*. 2005 March; 31 (3):209-211.

Gerth HUV, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites—A comparative study. *Dent Mater*. 2006, 22: 934–941.

Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater*. 1992; 8: 197- 202.

Giachetti L, Russo DS, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light –curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J of Dent*. 2004; 32: 629-634.

Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between micotensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004 Aug; 7 (3): 353-361.

Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent.* 2005a Sep-Oct; 30(5): 627-635.

Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without pos-silanization. *Dent Mater.* 2005b May; 21(5): 437-444.

Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent.* 2006; 8: 327-335.

Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potencial of adhesive posts: A review. *J of Dent.* 2007; 35: 827-835.

Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent.* 2005; 7: 235-240.

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab.* 2001; 28: 1022-1028.

Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1989 Aug; 62: 166-172.

Iglesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Fiber-reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. J Prosthet Dent. 2004 Feb; 91 (2): 191-194.

Kalkan M, Usumez A, Ozturk N, Be Eskitaşcioğlu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. J Prosthet Dent. 2006; 96: 41-46.

Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. J Endod Baltimore. 1981; (7): 421-422.

Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson TF. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber post, metal posts, and composite resins. J Endod. Dec 1999; 25 (12): 789-794.

Martins LRM. Avaliação da resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com materiais adesivos. Tese (Livre Docência) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas – UNICAMP- 1995.

Mazzocato DT, Hirata R, Pires LAG, Mota E, Moraes LF, Mazzocato ST. Propriedades flexurais de pinos diretos metálicos e não-metálicos. R Dental Press Estét, Maringá. 2006; 3 (3): 30-45.

Mendonza DB, Eakle WS. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. J Prosthet Dent. 1994 Dec; 72 (6):591-594.

Mentink AGB, Meeuwissen R, Käyser AF. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. J Oral Rehab. 1993; 20: 455-461.

Mezzomo E, Massa F, Libera SD. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I. Quintessence Int. 2003; 34 (4): 301-306.

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. J Prosthet Dent. 2003 Apr; 89 (4): 360-367.

Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. J Prosthet Dent. 2001; 86(3): 304- 308.

Pedrosa-Filho CF. Influência do reembasamento com resina composta (pino anatômico) na resistência à extrusão de retentores intra-radiculares de fibra de vidro. Tese (Doutorado) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP- 2006.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci.1997; 105(2): 97-116.

Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagiani M. Adhesive post-endodontic restoration with fiber post: push-out tests and SEM observations. Dent Mater. 2002; 18: 596-602.

Pizi ECG. Avaliação da resistência e do padrão de fratura de coroas cerâmicas fixadas sobre diferentes reconstruções. Tese (Doutorado) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP- 2003.

Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. Oper Dent. 2003; 28 (5): 515-521.

Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. Quintessence Int. 1996; 27 (2): 93-97.

Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. Am J Dent. 2000b May; 13(Spec N°):19B-21B.

Rivera H, Yamauchi M. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. J Endod, Baltimore.1981; (7): 421-422.

Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. J Prosth Dent. 1961 Sep- Oct; 11 (5): 973-986.

Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. Int J Prosthodont. 2004; 17 (3): 307-312.

Sahmali S, Demirel F, Saygili G. Comparison of in vitro tensile bond strength of luting cements to metallic and tooth-colored posts. Int J Periodontics Restorative Dent. 2004; 24:256-263.

Salameh Z, Papacchini F, Ounsi HF, Goracci C, Tashkandi E, Ferrari M. Adhesion between prefabricated fiber-reinforced posts and different composite resin cores: a microtensile bond strength evaluation. J Adhes Dent. 2006; 8: 113-117.

Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. J Endod. 2008 July; 34(7): 842-846.

Sanares AME, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater.* 2001; 17: 542-556.

Santos-Filho PCF, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effect of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J.* 2008, 41: 493-501.

Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont.* 2008; 17: 262-268.

Schwartz RS. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: Bonding in the root canal system – The promise and the problems: a review. *J Endod.* 2006; 32: 1125-1134.

Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B. The retentive effects of pre-fabricated posts by luting cements. *J Oral Rehabil.* 2004 Jun; 31 (6): 585-589.

Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2002; 23(8): 1819-1829.

Sirimai S, et al. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restore with six post and core systems. *J Prosthet Dent, Saint Louis.* Mar 1999;18 (3): 262-269.

Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990 Oct; 64: 419-424.

Tango RN, Sinhoreti MAC, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Henriques GEP. Effect of light-curing method and cement activation mode on resin cement Knoop hardness. *J Prosthodont.* 2007 Nov-Dec; 16 (6): 480-484.

Tanoue N, Nagano K, Shiodo H, Matsumura H. Application of a pre-impregnated fiber-reinforced composite in the fabrication of an indirect dowel-core. *J Oral Sci.* 2007; 49(2): 179-182.

Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Sanares AM, Wei SW. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etch adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry* 2003;5:27—40.

Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod.* 2005; 31(8): 584-588.

Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channel with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent.* 1985 Apr; 53 (4):496-500.

Uctasli S, Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources. *Dent Mater.* 2005; 21:469-475.

Velmurugan N, Parameswaran A. Custom-made resin post and core. *Oper Dent.* 2004 Jan-Feb; 29 (1): 112-114.

Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dent Mater.* 2008; 24: 1512-1517.

Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effect of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. J Prosthet Dent. 2003 Apr; 89(4); 368-373.

ANEXO: Relação de fórmulas utilizadas para conversão dos dados obtidos em Kgf para Mpa:

- Conversão dos valores obtidos em quilograma-força para Newton:

$$F = Kgf \cdot 9,8$$

- F: força em Newtons (N);
- Kgf: resistência registrada pela máquina de ensaios em quilograma-força.
- 1N: 9,8m/s².

$$Mpa = N/m^2$$

- Cálculo da área de superfície interna do segmento radicular:

$$A = \pi (R + r) \sqrt{h^2 + (R + r)^2}$$

- A: área;
- R: raio maior;
- r: raio menor;
- h: altura.