

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

GIOVANA PRISCILA DELICIO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE PINOS DE FIBRA DE
VIDRO CIMENTADOS COM DIFERENTES PROTOCOLOS ADESIVOS E
SUBMETIDOS À CICLAGEM MECÂNICA**

DISSERTAÇÃO de MESTRADO APRESENTADA A
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
DA UNICAMP PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
MESTRE EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA, NA ÁREA
DE DENTÍSTICA

ORIENTADORA: Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO
DEFENDIDA PELO ALUNO, E ORIENTADA PELO PROFA. DRA. GISELLE MARIA MARCHI BARON.

Assinatura do Orientador

PIRACICABA, 2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

D379a Delicio, Giovana Priscila, 1982-
Avaliação da resitência de união de pinos de fibra de vidro cimentados com diferentes protocolos adesivos e submetidos à ciclagem mecânica / Giovana Priscila Delicio. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Giselle Maria Marchi Baron.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Dentística. I. Marchi, Giselle Maria, 1970- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Evaluation of the bond strength of fiber posts cemented with different adhesives protocols and submitted to cycling loading

Palavras-chave em Inglês:

Dentistry

Área de concentração: Dentística

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Giselle Maria Marchi Baron [Orientador]

Renato Herman Sundfeld

Flávio Henrique Baggio Aguiar

Data da defesa: 28-02-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



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 28 de Fevereiro de 2012, considerou a candidata GIOVANA PRISCILA DELICIO aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Giselle Marchi Baron".

Profa. Dra. GISELLE MARIA MARCHI BARON

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Renato Herman Sundfeld".

Prof. Dr. RENATO HERMAN SUNDFELD

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Flavio Henrique Baggio Aguiar".

Prof. Dr. FLÁVIO HENRIQUE BAGGIO AGUIAR

Dedico este trabalho a...

Deus por se fazer presente nos momentos mais difíceis, me ajudando a cumprir minha missão e por colocar em meu caminho pessoas tão especiais.

Minha mãe **Vitória** pelo amor, incentivo e compreensão, não medindo esforços durante toda sua vida para me oferecer a melhor educação e formação profissional.

Minha irmã **Adriane** pela amizade, carinho, apoio e incentivo.

Meu pai e anjo **Pedro**, meu herói e homem da minha vida, sou eternamente grata por ter me educado e ensinado a encontrar meus valores. Quero que saiba que tenho muito, mas muito orgulho de ter tido você como meu pai e que se eu for para meus filhos metade do que foi para mim, tenho certeza de que terei cumprido minha missão. Obrigada por todo seu amor e por continuar a olhar por mim. Sinto sua falta, saudades!

Todos os pais que são exemplos para os filhos...

Todos os filhos que reconhecem a importância dos ensinamentos de um pai.

Agradecimentos Especiais

À minha orientadora **Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron**, por ter permitido que eu fosse sua orientada, contribuindo, desta forma, para meu aprimoramento científico e profissional. Obrigada por todo seu conhecimento a mim transmitido e, principalmente, pela sua compreensão, força, confiança e amizade para comigo nesses anos.

Ao **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar** por ter aceitado fazer parte desta banca examinadora contribuindo com seus conhecimentos para o meu crescimento, e por ter aberto as portas para mim como estagiária dentro desta Universidade.

Ao **Prof. Dr. Renato Herman Sundfeld** também por ter aceitado fazer parte da banca examinadora, por ter sido o responsável por toda a minha base e apreciação pela Dentística, e por ter-me feito acreditar que era capaz.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP pela oportunidade da realização deste trabalho.

À FAPESP pelo auxílio concedido permitindo que o projeto fosse executado.

Aos professores que participaram da banca de qualificação **Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins, Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar e Profa. Dra. Débora Lima** pelas sugestões que só vieram a enriquecer meu trabalho.

Aos professores da Área de Dentística, que contribuíram com o aprimoramento de meus conhecimentos.

À professora **Glaucia Maria Ambrosano** pela colaboração com a análise estatística dos resultados desta pesquisa.

À querida amiga e “mãe” **Cintia** por toda sua disposição, ajuda e seu dom nato de ensinar.

Às queridas amigas **Larissa, Natália, Lucinha e Dayana** pela ajuda, alegria, amizade e por sempre estarem dispostas a me ouvir e a dividir os momentos bons e os difíceis.

Aos queridos **Carlos Eduardo** e **Eduardo** por todo o apoio e companheirismo, amigos que sempre me virão à lembrança.

Ao colega **Adriano** por toda sua ajuda e aconselhamento desde o projeto desta dissertação.

Aos demais colegas de pós-graduação **Livia, Mayra, Milena, Diogo, Beatriz, Priscila, Paulo Vermelho, Erick, Thiago, Marina e Giuliana** sempre ao meu lado em todas as dificuldades tornando-se uma segunda família para mim, a família da Dentística.

.

Aos queridos funcionários **Mônica** e **Seu Pedro** pela disposição diária a ajudar todos os pós-graduandos e professores da Dentística.

Ao técnico **Marcelo** da Odontopediatria pela orientação e ajuda durante as fases experimentais realizadas no laboratório desta disciplina.

“Há professores que estão cansados do que sabem porque não renovaram os motivos que os fazem saber. O tempo passa e o sabor vai ficando pelo caminho.

Saber e sabor estão presos na mesma raiz.

Quem vive se buscando nunca para de chegar.”

Pe. Fábio de Melo

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar, *in vitro*, a resistência de união de pinos intrarradiculares cimentados através de diferentes protocolos adesivos e submetidos ou não à ciclagem mecânica. Foram selecionadas 80 raízes de incisivos inferiores bovinos com dimensões semelhantes, as quais foram incluídas em resina de poliestireno. Os corpos-de-prova foram separados em 10 grupos experimentais (n=8), de acordo com o protocolo adesivo realizado, sendo que 8 amostras de cada protocolo foram submetidas à fadiga mecânica e 8 não. Os protocolos adesivos realizados estão descritos a seguir: Grupos 1 e 6 - cimento resinoso RelyX Unicem; Grupos 2 e 7 - cimento resinoso RelyX Unicem com prévio condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo Adper Single Bond; Grupos 3 e 8 – cimento resino Panávia F 2.0 e sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond + ED *Primer*; Grupos 4 e 9 - cimento resinoso RelyX ARC e sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose Plus; Grupos 5 e 10 - cimento resinoso Panavia F 2.0 e sistema adesivo ED *Primer*. Após a cimentação dos pinos pré-fabricados, foram confeccionados núcleos de preenchimento de resina composta. Foram aplicados 200.000 ciclos, com força axial intermitente de 80N (1Hz). O teste de *push-out* foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min e os valores expressos em MPa obtidos de cada grupo, foram tabulados e analisados quanto à sua normalidade. Após isso, foi realizada a análise de variância (ANOVA) e teste Tukey. Segundo os resultados, os cimentos Unicem e Panávia aplicados conforme as instruções do fabricante, apresentaram os menores valores de resistência de

união, não havendo diferença significativa entre os demais protocolos adesivos. Além disso, não observou-se diferença estatisticamente significativa entre os grupos submetidos e os não submetidos à fadiga mecânica. Segundo esta pesquisa, pode-se concluir que a aplicação de novos protocolos adesivos pode ser viável no sucesso clínico da cimentação de pinos de fibra de vidro no canal radicular uma vez que trouxeram vantagens na resistência de união avaliada.

Palavras-chave: pinos de fibra de vidro, cimentos resinosos, resistência adesiva, *push-out*, ciclagem mecânica.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate in vitro the bond strength of intracanal posts cemented using different adhesive protocols and not submitted to mechanical cycling. 80 roots were selected from bovine incisors with similar dimensions, which are included in polystyrene resin. The bodies of the test piece were divided into 10 experimental groups (n = 8), in accordance with the adhesive protocol performed, with each protocol eight samples were subjected to mechanical stress and not 8. The adhesive protocols performed are as follows: Groups 1 and 6 - cement RelyX Unicem; Groups 2:07 - cement RelyX Unicem with prior etching and application of the adhesive system Single Bond; Groups 3:08 - Resino cement Panavia F 2.0 and etching adhesive system Clearfil SE Bond Primer + ED; Groups 4:09 - RelyX ARC resin cement and adhesive system Scotchbond Multi Purpose Plus; Groups 5:10 - Panavia F 2.0 ED primer and adhesive system. After cementation of prefabricated posts, cores were made of composite resin filling. 200,000 cycles were applied, with intermittent axial force 80N (1Hz). The push-out test was carried out at a speed of 0.5 mm / min and the values expressed in MPa obtained from each group were tabulated and analyzed for their normal. After this, we performed analysis of variance (ANOVA) and Tukey's test. According to the results, Unicem and Panavia cements applied according to manufacturer's instructions, had the lowest bond strength, no significant difference between the protocols other adhesives. In addition, there was no statistically significant difference between the groups submitted and not submitted to mechanical fatigue. According to this research, the implementation of new protocol designs can be feasible in the clinical success of the cementation of fiber glass in the canal since it brought advantages in bond strength evaluated.

Key-words: fiber post, resin cements, bond strength, *push-out*, mechanical cycling.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	6
3. PROPOSIÇÃO	31
4. MATERIAIS E MÉTODOS	32
5. RESULTADOS	58
6. DISCUSSÃO	62
7. CONCLUSÕES	70
REFERÊNCIAS	71
ANEXOS	76

1. INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente, geralmente, apresentam grandes destruições coronárias resultantes de cáries, acesso endodôntico, substituições de restaurações insatisfatórias e fraturas (Wu *et al.*, 2007), fatores os quais reduzem a resistência dos dentes às forças mecânicas intra-orais (Heydecke *et al.*, 2002).

O procedimento restaurador desses dentes depende da quantidade de estrutura dental remanescente, devendo este restabelecer a forma e função bem como proteger o restante do tecido. Segundo Trabert & Coney (1984), o uso de retentores radiculares torna-se necessário durante a restauração nos casos em que duas ou mais paredes coronárias adjacentes estiverem ausentes.

Dentre os retentores radiculares, os pinos pré-fabricados de fibra de vidro destacam-se por apresentarem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, translucidez natural e excelente resultado estético. Devido às características de rigidez semelhante à dentina, os pinos de fibra de vidro absorvem as tensões geradas pelas forças mastigatórias e protegem o remanescente radicular reduzindo, significativamente, os riscos de fraturas radiculares verticais, pois possibilitam a construção de uma unidade mecanicamente homogênea (Asmussen *et al.*, 1999; Segundo os autores, essa incompatibilidade deve-se à presença de monômeros resinosos ácidos residuais na camada adesiva não polimerizada pela inibição do oxigênio, que reagem com a amina terciária do cimento resinoso. Com isso, a amina é neutralizada, não podendo assim reduzir o

peróxido de benzoíla na reação redox, responsável pela polimerização do compósito.).

Para a fixação dos pinos intra-radulares estéticos, é necessária a utilização de materiais resinosos como cimentos resinosos e cimentos de ionômero de vidro modificados, em virtude da sua natureza química baseada em fibras de vidro cobertas por resina epóxica (Goracci *et al.*, 2007). Entretanto, apesar das vantagens da cimentação adesiva, muitos fatores podem comprometer sua eficiência e longevidade na fixação dos pinos intra-radulares estéticos interferindo na formação da camada híbrida ao longo das paredes do canal radicular e na adequada polimerização do agente cimentante.

As etapas críticas da cimentação adesiva envolvem a dificuldade de passagem de luz visível por toda a extensão do canal, a tensão de contração de polimerização dos cimentos resinosos nas paredes do canal devido ao fator de configuração desfavorável, as propriedades químicas e físicas dos cimentos, a incompatibilidade entre adesivos simplificados e cimentos duais as características histológicas peculiares da dentina radicular, presença de *smear layer* conseqüente do tratamento endodôntico, o controle de umidade durante o condicionamento do substrato dentinário mínima estrutura dentinária residual, e soluções irrigadoras endodônticas (Ferrari *et al.*, 2000; Sanares *et al.*, 2001; Tay *et al.*, 2005; Wang *et al.*, 2008; Mazzitelli *et al.*, 2010).

A dentina radicular, mesmo desvitalizada, ainda possui certa umidade intrínseca, requerendo os mesmos cuidados de um dente vitalizado durante os procedimentos adesivos (Dietschi *et al.*, 2008). Além disso, é formada

essencialmente por dentina intertubular, e a quantidade de seus túbulos diminui em direção apical (Ferrari *et al.*, 2000; Mannocci *et al.*, 2004). Na região mais apical do canal radicular ocorre diminuição do número e diâmetro dos túbulos por milímetro quadrado, podendo em alguns pontos não haver presença de túbulos dentinários, resultando na redução da formação de *tags* de resina e de uma efetiva camada híbrida (Mannocci *et al.*, 2004). Adicionado às características do substrato dentinário, na região cervical da raiz ocorre melhor visibilidade e melhor acesso à luz de fotoativação do que no terço médio e apical da raiz (Bitter *et al.*, 2006; Farina *et al.*, 2011), o que pode propiciar pior comportamento adesivo nas regiões mais profundas. Segundo Hayashi *et al* (2008), a dificuldade em se conseguir alta resistência de união deve-se à polimerização incompleta de sistemas adesivos fotopolimerizáveis no terço mais apical, podendo esta ser minimizada utilizando materiais de dupla ativação.

Enquanto a influência negativa de alguns fatores pode ser reduzida, o Fator C extremamente alto do conduto radicular não pode ser alterado, sendo sempre crítico e contribuindo para aumentar a tensão de contração de polimerização ao longo das paredes do canal, afetando, assim, a adesão dos cimentos resinosos e a retenção dos pinos (Goracci *et al.*, 2009).

Da mesma forma, as propriedades químicas peculiares dos materiais resinosos tornam a incompatibilidade de alguns sistemas adesivos convencionais de 2 passos (ácido + adesivo mono-componente) e auto-condicionantes de passo único com cimentos resinosos de polimerização química ou dual torna-se um fenômeno negativo no sucesso da cimentação adesiva (Tay *et al.*, 2005; Faria &

Silva *et al.*, 2007). Segundo os autores, essa incompatibilidade deve-se à presença de monômeros resinosos ácidos residuais na camada adesiva não polimerizada pela inibição do oxigênio, que reagem com a amina terciária do cimento resinoso. Com isso, a amina é neutralizada, não podendo assim reduzir o peróxido de benzoíla na reação redox, responsável pela polimerização do compósito. Essa incompatibilidade não ocorre nos adesivos convencionais de 3 passos (ácido + primer + adesivo) e auto-condicionantes de 2 passos (primer-ácido + adesivo).

Na tentativa de simplificar a técnica tornando-a menos susceptível a falhas, têm surgido novas formulações de cimentos resinosos com capacidade auto-adesiva os quais não necessitam das etapas prévias de condicionamento e tratamento do substrato com sistemas adesivos. O cimento resinoso RelyX Unicem, apresenta-se como um cimento resinoso autoadesivo, sem a necessidade de tratamento de superfície tanto do pino quanto do conduto radicular, diminuindo assim, as etapas sensíveis à técnica.

A união dos pinos ao conduto radicular tem sido avaliada, através de testes de microtração e *push-out*, tendo mostrado que, apesar da adesão à dentina intrarradicular ser mais difícil de ser conseguida quando comparada aos tecidos coronários, utilizando-se de técnicas e materiais resinosos adequados, pode-se conseguir o sucesso e longevidade clínica (Goracci *et al.*, 2007). Além disto, diversos estudos utilizam a ciclagem mecânica para a simulação das forças mastigatórias (Mitsui *et al.*, 2006; Cavalcanti *et al.*, 2007), porque a habilidade dos sistemas de retenção intra-radulares em resistir às forças mastigatórias intra-

orais constitui fator crítico na durabilidade de uma restauração (Valandro *et al.*, 2007). Todavia, informações a respeito dos efeitos da ciclagem mecânica sobre a união e a interface adesiva de pinos de fibra de vidro ainda são escassas.

Perante a variabilidade de resultados encontrados na literatura com relação aos valores de resistência de união dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular para os cimentos disponíveis no mercado e técnicas adesivas frequentemente empregadas, este estudo avaliou modificações referentes às técnicas de aplicação recomendadas pelos fabricantes dos cimentos Rely X Unicem (3M Espe) e Panavia F (Kuraray). Os novos protocolos adesivos basearam-se na possível formação de uma camada híbrida na tentativa de melhorar o selamento entre estes cimentos e a dentina radicular, e assim, aumentado os valores de resistência de união.

Sendo assim, a avaliação de diferentes protocolos adesivos, assim como a influência da ciclagem mecânica sobre a resistência de união faz-se importante para que a reabilitação com a utilização de pinos de fibra de vidro seja mais segura e com maior perspectiva de longevidade.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Em 1937, Coodlidge avaliou a espessura da membrana periodontal e suas variações entre 172 dentes humanos. Avaliou também as diferenças dessa medida em um mesmo dente, observando que a média da espessura da membrana periodontal de um dente unirradicular era em torno de 0,26 mm. A média dessa espessura na crista alveolar foi em torno de 0,39 mm, 0,17 mm no centro da raiz e 0,21 mm próximo ao seu ápice. O autor observou que essa espessura variava com a faixa etária, diminuindo com o avanço da idade. Também notou diminuição na espessura em dentes com função oclusal pesada.

Em 1983, Nakamichi, Iwaku, Fusayama avaliaram a possibilidade da utilização de dentes bovinos como substitutos de dentes humanos. Realizaram uma pesquisa comparando *In vitro* a força adesiva de cinco cimentos duais e duas resinas compostas em dentes humanos e bovinos. Embora os valores obtidos pelos dentes bovinos fossem ligeiramente inferiores, não se verificou diferença estatisticamente significante. Dessa maneira, os autores concluíram que os dentes bovinos podem ser utilizados como substitutos de dentes humanos, uma vez que são mais fáceis de serem obtidos.

Ainda em 1984, Trabert & Cooney descreveram técnicas e conceitos para restauração de dentes tratados endodonticamente, afirmando que, em situações das quais duas ou mais paredes adjacentes estejam destruídas, o uso de um sistema de retenção intra-radicular deve ser considerado. Discutiram, também, os

tipos de meios auxiliares de retenção disponíveis ao cirurgião-dentista, como os núcleos metálicos fundidos, os quais reproduzem a anatomia do canal preparado, e os pinos pré-fabricados, encontrados em grande variedade de materiais, formatos e desenho de superfície.

Devido às dificuldades relacionadas à realização de estudos *in vivo* avaliando a eficiência de pinos e núcleos intra-radulares, Huysmans *et al.*, em 1993, realizaram um estudo *in vitro* em que se avaliou a influência da aplicação de repetidos ciclos de carga nas restaurações de dentes tratados endodonticamente. Um total de 87 pré-molares foi restaurado com pinos pré-fabricados metálicos. Esses dentes foram, então, divididos em dois grupos, recebendo núcleos coronários em amálgama ou em resina composta. Os dentes foram então submetidos à ciclagem mecânica em uma angulação de 45° em relação ao longo eixo dos corpos-de-prova, a uma frequência de 5Hz. Os resultados encontrados foram divididos em três grupos de acordo com o número de ciclos necessários para que a fratura fosse evidenciada: curto (< 10⁴ ciclos), intermediário (entre 10⁴ e 10⁵ ciclos) e longo (> 10⁵ ciclos). Concluíram que, para a obtenção de maior grau de confiabilidade dos resultados de estudos *in vitro*, devem-se realizar pelo menos 10⁵ ciclos e que o uso do amálgama para a confecção de núcleos sobre o pino pode aumentar o risco da fratura radicular.

Isidor *et al.*, em 1996, testaram a resistência de pinos de fibra de carbono sob carga intermitente, comparados a pinos pré-fabricados paralelos e cônicos, em dentes tratados endodonticamente. Conforme os autores, estes testes de

resistência podem trazer resultados diferentes de outros testes laboratoriais. Foram utilizadas 40 raízes de dentes bovinos, e foi simulado o ligamento periodontal com adesivo a base de silicone, incluindo-se 15mm da raiz em resina acrílica. Os dentes receberam pinos de fibra de carbono e núcleo em compósito. As amostras foram submetidas à carga intermitente com frequência de 2 ciclos por segundo, com carga máxima de 250N, num ângulo de 45⁰ em relação ao longo eixo do dente. Foram anotados o número de ciclos e a carga de fratura das amostras. Os resultados demonstraram que os pinos de fibra de carbono possuem resistência à fratura comparável ou superior aos pinos metálicos. Isto pode ser devido ao módulo de elasticidade desses pinos assemelharem-se ao da dentina, enquanto que o dos pinos metálicos é muito maior.

Já em 1999, Asmussen; Peutzfeldt; Heitmann determinaram a dureza, elasticidade e resistência de pinos pré-fabricados encontrados no mercado odontológico. Pinos pré-fabricados de zircônio, titânio e de fibra de carbono foram incluídos em resina acrílica e sofreram um carregamento de compressão em um ângulo de 45^o, a uma velocidade de 5,0mm/min. Através dos dados obtidos, os autores puderam concluir que cada pino investigado possuía diferentes propriedades mecânicas, uma vez que os pinos de titânio eram tão resistentes quantos os de zircônio, apresentando no entanto menor dureza. Já os pinos de fibra de carbono apresentaram os menores valores nas três propriedades avaliadas.

Durante o mesmo ano de 2000, Ferrari *et al.* avaliaram a performance clínica de pinos pré fabricados de fibra de carbono após 1 a 6 anos de conclusão dos casos. Através de análises clínicas e radiográficas, os autores avaliaram 1304 pinos, cimentados através de quatro combinações de agente adesivos/cimento resinoso. Foram constatados 3,2% de falhas, devido a duas razões: falhas na cimentação e observações de lesões periapicais. Não foi verificada diferença estatística entre as quatro técnicas de cimentação utilizadas. Dessa maneira, os resultados deste estudo *In vivo* indicam o uso de pino constituídos de fibras na clínica diária.

Sanares *et al.* em 2001 examinaram as interações de adesivos de frasco único de acidez diferentes com cimentos resinosos quimicamente polimerizados. Vinte e quatro erceiros molares humanos hígidos foram divididos em oito grupos. Na superfície dentinária foi realizado o tratamento com condicionamento ácido e os sistemas adesivos selecionados: Prime & Bond NT (Dentsply), Optibond Solo (Kerr), Single Bond (3M) ou One-Step (Bisco). Cada grupo foi coberto com resina fotopolimerizável (Z100, 3M) ou quimicamente polimerizável (BisFil 2, Bisco). Espécimes foram seccionados verticalmente em vigas 0.9x0.9 mm. Pontos fortes microtração foram gravadas e modos de falha foram classificados através de um microscópio estereoscópico. Quatro feixes representante de cada grupo foram preparados para exame SEM. A análise estatística ANOVA mostrou que o efeito de tipos de adesivos, modos de polimerização de composição e sua interação foi estatisticamente significativa ($P < 0,001$). Testes de comparação múltipla não

revelou diferença estatisticamente significativa na resistência de união dos quatro adesivos com a resina fotopolimerizada ($P > 0,05$). No entanto, eles foram significativamente menores quando utilizado com o produto quimicamente polimerizado ($P < 0,01$). Uma correlação positiva foi observada entre a acidez dos adesivos e a resistência de união do compósito curado quimicamente. Falha ocorreu predominantemente ao longo da interface compósito-adesivo, com microporosidades na superfície adesiva e vazios dentro do composto polimerizado quimicamente. Desta forma, concluiu-se que durante a mistura de produtos quimicamente polimerizados a incorporação de ar contribuiu parcialmente para a diminuição da resistência de união observada nos adesivos simplificados. Observações ultra-estruturais sugeriram a presença de uma interação entre os monômeros resinosos ácidos não polimerizados da camada inibida pelo oxigênio do adesivo e o componente iniciador da resina quimicamente polimerizada.

Com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes sistemas de retenção intra-radicular após a aplicação de ciclagem mecânica, Heydecke *et al.*, em 2002, selecionaram 64 incisivos centrais superiores humanos, os quais foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos: G1= pinos de titânio associados a núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável; G2= pinos de zircônio associados a núcleos de preenchimento em resina composta. G3= pinos de zircônio associados a núcleos de preenchimento em cerâmica; G4= núcleos metálicos fundidos em ouro. Após a cimentação dos pinos no interior do canal

radicular com um cimento resinoso e instalação de coroas de cobertura total em cada dente, os corpos-de-prova foram submetidos a 1,2 milhões de ciclos de carga, a uma frequência de 1,3Hz e 30N de carga em uma máquina simuladora do processo mastigatório. Simultaneamente ao ensaio de ciclagem mecânica, os corpos-de-prova foram expostos à termociclagem, em banhos de 5°C e 55°C durante um minuto cada, com intervalo de 12 segundos entre cada banho. Todos os corpos-de-prova que não fraturaram durante a ciclagem mecânica foram então carregados tangencialmente até a fratura em uma máquina de ensaio universal, a uma velocidade de 1,5mm/min, em uma angulação de 130° em relação ao longo eixo do dente. Os autores não verificaram diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à fratura entre todos os grupos. Porém, os grupos restaurados com pinos de zircônia apresentaram menor índice de fraturas radiculares catastróficas, sem apresentar diferença estatística com relação aos demais grupos.

Em 2003, Le Bell *et al.*, avaliaram a capacidade de polimerização de um material resinoso reforçado por fibra no canal radicular pela profundidade da luz. Seis diferentes comprimentos em intervalos de 4 a 24mm foram avaliados e o grau de conversão dos monômeros foi determinado pelo aparelho de espectrometria FT-IR. Espectros de infravermelho foram registrados em seis pontos do tempo desde o início da polimerização. A microdureza dos materiais de teste foi medida a partir da exposição da luz da superfície em direção à outra extremidade do cilindro e confirmou a redução constante do grau de conversão pelo reduzidos valores de

duresa Vickers com o aumento do comprimento do cilindro. Conclusão: Em geral, a resina reforçada por fibra de vidro mostrou um semelhante de conversão depois da fotopolimerização da resina não reforçada. No entanto, com o aumento da distância de fotopolimerização, a resina reforçada mostrou um grau ligeiramente maior de conversão em comparação à resina somente, o que os autores concluíram ser devido à capacidade das fibras para conduzir luz.

Goracci *et al.*, em 2004, estudaram as variantes *trimming* e *non-trimming* da técnica de microtração com o ensaio de micro push-out sobre a capacidade de medir com precisão a resistência de união de pinos de fibra cimentados em canais radiculares. No grupo A, foram cimentados pinos de fibra de vidro em 15 dentes tratados endodonticamente com Excite DSC em combinação com Variolink II (Ivoclar Vivadente). Já no grupo B, foi utilizado o cimento resinoso auto adesivo Rely X Unicem (3M-ESPE) para a cimentação dos pinos de fibra. Dentro de cada grupo, a força de união de pinos de fibra cimentados foi avaliada através da técnica de microtração *trimming* e *non-trimming*, bem como através do teste de *push-out*. O grande número de falhas prematuras (16,9% no grupo A e 27,5% no grupo B) além da descoberta dos altos valores de desvio padrão tornou questionável a confiabilidade da técnica de microtração *trimming*. Com a técnica de microtração *non-trimming*, apenas cinco palitos foram obtidos de um total de seis raízes. Os espécimes restantes falharam prematuramente durante a fase de corte. Por outro lado antes do ensaio de *push-out* não ocorreu nenhuma falha prematura. A variabilidade da distribuição de dados era aceitável e as diferenças

regionais na resistência de união entre os níveis de raiz podem ser avaliadas. Valores relativamente baixos de resistência de união foram, em geral, apresentados pelos pinos de fibra. Em conclusão, a mensuração da força de união de pinos de fibra através de ensaio de *push-out* pareceu ser mais confiável do que a técnica de microtração.

Schwartz & Robbins, em 2004, fizeram uma grande revisão da literatura sobre a restauração de dentes tratados endodonticamente, com ênfase em elementos de tomada de decisão com relação a colocação de pinos e restauração de dentes tratados endodonticamente. Recomendações são feitas para o plano de tratamento, materiais e práticas clínicas de perspectivas restauradoras e endodônticas.

Ainda em 2004, Mannocci *et al.* realizaram um estudo onde contar os túbulos dentinários no terço cervical e médio-apical de dentina radicular de dentes extraídos devido à progressão da doença periodontal, e compararam a resistência à tração (UTS) das mesmas áreas. A hipótese de pesquisa foi que as áreas de dentina radicular com diferentes densidades de túbulos dentinários também mostram valores diferentes UTS. Dentes anteriores extraídos por razões periodontais de três pacientes e amostras cilíndricas aproximadamente 10 mm de comprimento foram preparadas em paralelo ao longo eixo da raiz e então dividido em duas partes usando uma velocidade baixa um disco de diamante a partir do terceiro coronal da raiz, (Grupo 1) e um do terço médio-apical da raiz (Grupo 2). A densidade dos túbulos dentinários dos espécimes dos dois grupos foi medida por

meio de um microscópio eletrônico de varredura e a UTS dos espécimes foi medida por um teste de microtração. As diferenças de densidade dos túbulos dentinários entre espécimes coronal e médio-apical foram submetidos à análise estatística usando ANOVA e os valores de UTS das espécimes meia-apical foram analisados sendo significativamente superiores aos das amostras coronal. Os resultados mostraram também que o número de túbulos dentinários das amostras da parte cervical dos grupos foi significativamente maior do que o de amostras do médio-apical sugerindo que valores elevados de resistência à tração da dentina estão associadas com baixas densidades dos túbulos dentinários e que as áreas apical da raiz dentina são mais resistentes à tensão do que os coronal.

Tay *et al*, em 2005, realizaram uma pesquisa sobre os fatores geométricos que afetam a adesão á dentina radicular. Os autores afirmaram que o fator de configuração cavitária (fator-C) é a relação entre a área de superfície colados em uma cavidade para a área de superfície não colados e que em uma cavidade de classe I, pode haver cinco vezes mais área de superfície do que ligados a área de superfície não colados. Durante a polimerização, o volume de monômeros é reduzido, o que gera o encolhimento suficiente para descolar o material da dentina. As variáveis importantes que influenciam a união adesiva à raiz foi examinada usando um modelo de cone truncado invertido. Como a espessura do adesivo é reduzida, a contração volumetrica é reduzida, o que resulta em uma redução na tensão de contração (S-factor). Fator C acima de 954 calculados com espessura de agente selador menor que 25 microm são parcialmente

compensados pelo aumento na área de adesão e diminui de volume de contração. No entanto, a interação desses dois fatores relacionados geometricamente (C e S-fatores) mostrou que a interface adesiva na dentina radicular é altamente desfavorável quando comparados com restaurações indiretas intracoronária com uma espessura semelhante resina filme.

Em 2006, Mitsui *et al*, avaliaram a influência de diferentes protocolos de ciclagem térmica e mecânica na resistência de união á microtração em margens cervicais de restaurações Classe II utilizando dois adesivos convencionais e um autocondicionante. Para o estudo utilizaram 168 incisivos bovinos nos quais foram preparadas cavidades Classe II nas faces mesiais. Os dentes foram divididos em 3 grupos de acordo com o sistema adesivo utilizado: Single Bond, OptiBond Solo Plus e Clearfil SE Bond. Todas as cavidades foram restauradas com resina composta Filtek Z250, e, seguido do procedimento restaurador, os dentes foram subdivididos em 7 grupos (n=8) de acordo com o protocolo de ciclagem térmica/mecânica: G1 – controle (nenhuma ciclagem foi realizada), G2- 100.000 ciclos na ciclagem mecânica, G3-200.000 ciclos na ciclagem mecânica, G4- 500.000 ciclos na ciclagem mecânica, G5-100.000 ciclos na ciclagem mecânica + 1000 ciclos na ciclagem térmica, G6-200.000 ciclos na ciclagem mecânica + 1000 ciclos na ciclagem térmica, G7-500.000 ciclos na ciclagem mecânica + 1000 ciclos ciclagem térmica. A ciclagem térmica foi realizada com banhos de 60s nas temperaturas de 5°C e 55°C. Já a ciclagem mecânica foi realizada com uma força axial de 80N com 2 ciclos/s. Foram obtidos palitos de 1mm para a análise de

fratura em microscopia eletrônica e os valores em MPa foram analisados pelo ANOVA e teste de Tukey. O adesivo autocondicionante, neste estudo, apresentou os valores mais baixos de resistência de união quando comparados aos convencionais. Além disso, as espécimes restauradas com esse sistema adesivo não resistiram à ciclagem mecânica associada a ciclagem térmica quando submetidos a 200.000 e 500.000 ciclos. A aplicação de 100.000 ciclos não apresentou diferenças significantes em nenhum grupo quando comparados ao grupo controle. Os autores concluíram neste estudo que quanto maior o número de ciclos mecânicos e térmicos, maior o número de uma associação de falhas encontradas, e menor a porcentagem de falhas adesivas.

O objetivo desse estudo *in vitro* conduzido por Bitter *et al.*, em 2006, foi investigar os efeitos do agente de cimentação na resistência de união à dentina radicular canal quando submetidos à termociclagem. Foram utilizados 144 caninos superiores e divididos em seis grupos (n=6). Pinos de fibra (FRC Postec) foram inseridos usando seis agentes de cimentação: Panavia F, Multilink, Variolink II, PermaFlo DC, RelyX Unicem e Clearfil Core. As raízes foram cortadas em seis fatias (1mm espessura), representando a parte, coronal média e apical do canal radicular. O ensaio de *push-out* foi realizado 24h após cimentação e a termociclagem (5000 ciclos de 30s entre 5-55 ° C). A análise estatística foi realizada usando análise de variância (Anova), seguido do teste deTukey). A influência da termociclagemna resistência de união foi investigada para cada material e região separadamente e os resultados da resistência de união foram

significativamente afetados pelo agente de cimentação ($P < 0,001$), posição da raiz e termociclagem ($P < 0,001$). RelyX teve resistência de união significativamente maior comparado com todos os outros materiais ($P < 0,05$; Tukey-B). A região apical do canal radicular teve significativamente maior resistência de união em comparação com a média região cervical ($P < 0,05$; Tukey-B). Concluiu-se que, após termociclagem, o RelyX teve um aumento significativo na resistência de união foi detectado para a região média e apical. A resistência adesiva foi afetada significativamente pelo agente de cimentação e terço radicular. RelyX teve maior resistência de união em comparação com outros materiais. A região apical dos canais foi caracterizado por significativamente maior resistência de união.

Sadek *et al* ,em 2006, examinaram a influência do tempo na resistência adesiva da interface de pinos de fibra e dentina radicular. Vinte e cinco de fibra foram cimentados aos segmentos de raiz com cimentos resinosos e um cimento de fosfato de zinco. Imediatamente, as raízes foram seccionados em fatias e divididos aleatoriamente em dois subgrupos, dependendo do tempo de teste (imediato versus 24 horas), para o ensaio de push-out. Os resultados mostraram uma melhoria na força interfacial após 24 horas de armazenamento. Para cada cimento, os resultados obtidos (MPa) foram: Solo Optibond Plus / Nexus: 10,3; cimento de fosfato de zinco: 10,1; Multilink: 9.6; RelyX Unicem: 7.1; AllBond 2/Duolink: 6.7 é concluiu que a resistência de união pode aumentar durante o primeiras 24 horas e que a força interfacial é predominantemente contribuído por retenção friccional.

O objetivo de Cavalcanti *et al.*, em 2007 deste foi avaliar o efeito dos sistemas adesivos e forramento de resina flow na resistência de união à margem gengival de restaurações Classe II após coclagem térmica e mecânica. Cavidades proximais foram preparadas em 90 incisivos bovinos, sendo em seguida, dentes divididos em nove grupos (n=10), de acordo com a combinação de agente de união[Single Bond (SB), Optibond Solo Plus (OP), Prime & Bond NT (NT)] e uma camada (1 mm) do compósito Filtek (FF) ausente uma, duas camadas]. Os materiais foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes, camadas e FF foram fotoativados separadamente. Restaurações foram concluídos com resina composta e foram submetidos a térmica (1000 ciclos 5-55 ° C) e fadiga mecânica (100.000ciclos- 80 N). Para avaliação da microtração, palitos da interface gengival foram obtidos, testados sob tensão, e seus modos de falha foram observado por microscopia eletrônica de varredura. Dados de resistência de união foram analisados usando dois sentidos ANOVA / Tukey 's teste. Não foi observada interação entre sistemas adesivos e as camadas de revestimento FF. Além disso, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os valores de resistência de união, ou FF camadas não foram utilizados. No entanto, sistemas de colagem demonstrou significativa diferenças para SB e NT, os quais apresentaram médias superiores às observadas com o OP. Modos de fratura variaram consideravelmente entre os grupos experimentais, e uma maior freqüência defalhas coesivas foi observada quando as camadas de FF foram usados

Ainda em 2007, Wu *et al.* investigou a eficácia de dois materiais restauradores para no reforço de dentes tratados endodonticamente na resistência de união á microtração. Para isso, vinte e uma raízes dos incisivos centrais foram preparadas e distribuídas aleatoriamente em três grupos. Grupo 1 (controle):nenhum cimento utilizado entre raiz e pino,Grupo 2 (BIS-CORE): uma espessa camada de cimento resinoso foi colocada antes do pino e Grupo 3 (Chemfil Superior) o pino foi cimentado com ionômero de vidro. Coroas metalocerâmicas foram fabricadas para todos os dentes.Teste de microtração para avaliação da resistência de união e observações da microscopia óptica e de força atômica foram empregados para analisar a adesão entre os dois materiais restauradores e a dentina do canal radicular. Fadiga mecânica demonstrou que cimentos resinosos mas não ionômero de vidro, reforçaram significativamente a resistência à fratura de paredes finas raízes.

Goracci *et al.*, em 2007, visaram resumir evidências laboratoriais sobre a resistência de união de pinos cimentados com cimentos adesivos. Por meio dessa revisão de artigos publicados sobre este tema, os autores concluíram que a capacidade de retenção de pinos de fibra foi testada com a técnica de microtração, e ensaios de *push-out*. Se espécimes pequenos são obtidos, como em testes de microtração, diferenças locais em condições de ligação podem ser discernidas, e o número de dentes necessários para o teste pode ser reduzido. Apesar da adesão à dentina intrarradicular ser mais desafiadora de ser alcançada

do que a adesão aos tecidos coronários, a retenção de pinos é alcançada com a adequada cimentação através de técnicas que asseguram o sucesso clínico de pinos de fibra retidos à restaurações. Para reforçar o vínculo dos pinos à interface de cimento, vários pré-tratamentos químicos da superfície dos pinos foram testados com resultados positivos. Cimentos resinosos auto adesivos, recentemente propostos para simplificar o procedimento da cimentação de pinos devem ser mais investigados com relação à durabilidade.

Ainda em 2007, Valandro *et al.* avaliaram o efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência de união de pinos de fibra unidos a dentina radicular. As hipóteses examinadas foram que a força de união não é alterada depois de testes de fadiga e resistência de união não apresentando grandes variações de acordo com o tipo de pino de fibra. Sessenta dentes humanos contendo apenas uma raiz foram tratados endodonticamente sendo preparados até 12 mm. Trinta espécimes receberam um pino de fibra de quartzo (Q FRC) (DT luz Post), e os restantes 30 espécimes receberam um pino de fibra de vidro (GFRC) (FRC Postec Plus). Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso (All Bond + Duolink) e cada espécime foi incorporado em um cilindro com resina epóxica. As amostras foram divididas em seis grupos: G1-Q _ FRC + sem ciclagem; G2-Q-FRC + 20.000 ciclos (carga: 50N, ângulo de 45: frequência: 8 Hz) G3-Q-FRC + 2.000.000 ciclos G4-G-FRC + sem ciclagem; G5-G-FRC + 20.000 ciclos; 6 G G – FRC + 2.000.000 ciclos. As amostras foram cortadas perpendicularmente ao seu eixo longo, formando amostras em forma de disco com espessura de 2 mm. Os resultados revelaram

que: (a) FRC Q (7.1 +-2.2 MPa) e G-FRC (6,9 +-2.1 MPa) foram estatisticamente semelhantes ($p = 0.665$); (b) grupos sem ciclagem (7.0 +-2.4 MPa), 20.000 ciclos de grupos (7.0 +-2.1 Mpa) e 2.000.000 ciclos grupos (7.0 +-2.0 MPa) foram estatisticamente semelhantes ($p = 0.996$). Os autores concluíram que a ciclagem mecânica não afetou a resistência de união de pinos de fibra unidos a dentina.

Radovic *et al.*, em 2008, basearam-se em pesquisas realizadas sobre cimentos auto adesivos e forneceram informações sobre suas propriedades com base em uma revisão de artigos científicos. Os resultados avaliados foram resumidos nas seguintes categorias: adesão a substratos (esmalte, dentina e dentina radicular); aderência aos materiais restauradores, adaptação marginal, microinfiltração, propriedades mecânicas, biocompatibilidade, aderência química e liberação de flúor e classificações em uso clínico. Os autores concluíram que, na maior parte da literatura disponível, os dados se basearam em estudos que investigaram um dos cimentos auto-adesivos que estão atualmente disponíveis para os clínicos. De acordo com os resultados *in vitro*, a adesão do cimento auto-adesivo RelyX Unicem (3M ESPE) à dentina e diversos materiais restauradores é satisfatória e comparável a outros cimentos resinosos de vários passos, enquanto a adesão ao esmalte parece ser um elo fraco em suas propriedades de união.

No intuito de descobrir um método restaurador durável para reconstruir e reforçar dentes tratados endodonticamente, o que é uma chave fundamental para ajudar a evitar fraturas radiculares, Hayashi *et al.*, em 2008. No experimento, incisivos humanos extraídos restaurados com pinos de fibra e cimentos resinosos

foram submetidos a testes de resistência de união a microtração. Em seguida, os modos de falha e adesão à interface dente/restauração foram observados. Adesivos autocondicionantes e cimentos resinosos de ativação dual mostraram falhas freqüentes prematuramente apesar de usar um agente de acoplamento silano. Já os materiais quimicamente polimerizados e adesivos convencionais, mostraram performances mais estáveis de união ao longo de todo o pino cimentado e, portanto, tendo uma vantagem em restaurações com pinos.

Em 2008, Monticelli *et al.* observaram que a difusão do cimento resinoso em dentina pode diferir em função do regime de pré-tratamento. Desde que cimentos auto-adesivos não requerem pré-tratamento do substrato para a penetração do cimento, a interação com a dentina foi questionada. Os autores trabalharam com a hipótese de que as diferenças entre a difusão de cimento de resina na dentina pode existir, e para o estudo, cilindros de compósito foram cimentados próximos à superfície coronária dentinária por um cimento convencional com pré-tratamento dentinário, um sistema auto-condicionante (Panavia F 2.0), e 4 cimentos auto-adesivos (Multilink Sprint, Rely X Unicem, G-Cem, Bis-Cem). As características da interface dentina/cimento foram analisadas por uma técnica de coloração (Masson) e pela microscopia eletrônica de varredura. O ataque ácido convencional resultou em interfaces adesivas parcialmente infiltradas diferentes dos obtidos com o aplicação de auto-condicionante. Nenhuma camada híbrida e/ou formação tag de resina foi detectada na

interface de união com cimento auto-adesivo e limitada descalcificação/ infiltração foi observada de cimentos auto-adesivos para a subjacente dentina. Cimentos auto-adesivos não foram capazes de desmineralizar / dissolver a camada de esfregaço completamente

Wang *et al.*, em 2008, realizaram um estudo experimental para avaliar a influência do fator C na interface adesiva de cimentos resinosos e pinos de fibra considerando o diâmetro do pino e a espessura da camada de cimento. Foram utilizados 2 tipos de pinos (Dentin Post- Komet DP e GC). Os pinos foram divididos em dois grupos de acordo com o cimento utilizado (Panavia F 2.0- Kuraray ou Multicore Flow – Ivoclar) em seguida subdivididos de acordo com o procedimento. No grupo A, o cimento foi incrementalmente estratificado ao redor de um pino centralizado em uma matriz plástica, e no grupo B primeiramente foi criado um molde para o espaço do cimento. Após a análise estatística os resultados mostraram que, independente de pino e do tipo de preparo, com molde ou não, O cimento MF mostrou valores de resistência de união mais baixos após microtração. A influência clinicamente relevante do fator C na adesão de pinos de fibra aos cimentos resinosos não foi estatisticamente significativa.

De Munck *et al.*, em 2008, avaliaram a resistência de união no ensaio de push-out e a capacidade de vedação de cinco cimentos resinosos para a cimentação de pinos defibra. Cinquenta dentes unirradiculares foram divididos aleatoriamente em cinco grupos e restaurados usando Parapost FiberLux e os seguintes agentes de cimentação: Panavia 21 (PAN), Clearfil Esthetic Cement

(CLF), Variolink II (VAR), RelyX Unicem (UNI) e GC cimento auto adesivo experimental selfadhesive cimento (EGC). Após 1 semana de armazenamento em água a 37°C, três seções (coronal,média e apical de 2mm de espessura foram preparadas a partir de cada amostra). A capacidade de selamento foi quantificada com um sistema de infiltração de fluidos (Flodec) durante 10 min, após o qual o teste push-out foi realizado e a resistência de união foi imediatamente medida. Os dados foram analisados com ANOVA (push-out) e Kruskal-Wallis (capacidade de vedação). A resistência de união push-out e capacidade de vedação não foram significativamente diferentes entre os diferentes terços cervicais , coronário, médio e apical para cada agente cimentante. A resistência de união foi medido para CLF (14,60 ± 3.63MPa), e não foi significativamente diferente de PAN (12,57 ± 2.45MPa), mas significativamente maior do que VAR (11,09 ± 4.09MPa), UNI(11,29 ± 4.31MPa) e EGC (7,65 ± 4.79MPa). Ao avaliar a capacidade de selamento, significativa não foram encontradas diferenças entre os PAN, CLF e VAR, e entre UNI e EGC. o últimoagentes de cimentação pontuaram significativamente menores do que os anteriores. A resistência de união *push-out* foi correlacionada com a capacidade de selamento (p <0,001).Significado. A auto-gravação MDP-cimentos com base apresentaram os maiores títulos empurrar para fora- força. Embora a eficácia de ligação da auto-adesivo cimentos parecer promissora,sua interação com dentina radicular pode ser fraca demais para minimizar a microinfiltração na pós-cimento-dentina interface.

Dietschi *et al*, ainda em 2008, realizaram uma sistemática revisão de literatura e afirmaram que dentes desvitalizados restaurados com resina composta ou resina combinada com pinos de fibra resistiu testes de fadiga, representam a melhor opção de tratamento para dentes tratados endodonticamente. Em comparação com metal rígido ou pinos de cerâmica, quando a resina composta ou resina composta / pinos de fibra falha, a ocorrência de defeitos na interface adesiva ou fraturas dentais graves tornou-se menos provável. Aderência na raiz, no entanto, permanece um desafio por causa da configuração desfavorável do canal ovóide, bem como a microestrutura dentinária, críticos nas partes mais profundas do canal. Assim, combinações específicas de adesivos e cimentos são recomendados. O desempenho clínico de restaurações com pinos de fibra e cimentos adesivos mostraram-se satisfatórios em geral, em especial, com uma abordagem contemporânea restauradores utilizando resina composta e pinos de fibra. No entanto, a literatura não esclarece ou identifica parâmetros exatos fundamentais para o sucesso e enfatiza a importância e relevância de estudos *in vitro* para melhorar ainda mais a qualidade e estabilidade a longo prazo de restaurações protéticas.

Mazzoni *et al.*, em 2009, investigaram a influência da termociclagem na resistência de união de pinos de fibra cimentados com diferentes abordagens de cimentação. Sessenta dentes foram divididos em um dos grupos de acordo com o adesivo e cimento utilizado para a análise da resistência adesiva: o grupo 1: XP Bond /CoreXFlow + DT Luz Post-e grupo 2: Panavia F 2.0 + Tech 21; ou grupo 3:

RelyX + RelyX Unicem. Foram obtidas espécimes de 1 mm de espessura e submetidos a termociclagem (40.000 ciclos) ou armazenados em saliva artificial (grupo controle) antes do ensaio de *push out*. A termociclagem diminuiu a resistência de união em espécimes dos grupos 2 e 3, mas não afetou os espécimes do grupo 1. Não foi observada diferença entre cimentação abordagens em amostras de controle. Termociclagem resultou na deposição aumentada de nitrato de prata (ou seja, nanoinfiltração interfacial) em todos os grupos. Dentro das limitações do estudo, os autores concluíram que o uso de um adesivo convencional em combinação com um cimento dual foi o mais estável procedimento quando comparado com um cimento à base de adesivo auto-condicionante ou cimento auto-adesivo

No mesmo ano, Faria e Silva *et al.* avaliaram o índice de polimerização (R_p) e o grau de conversão (DC) da Panavia F quando se auto ou duplamente polimerizou, e a influência de usar ou não usar um adesivo contendo iniciadores (ED *Primer*) misturado com o material. A reação da conversão foi monitorada usando espectroscopia infravermelha em tempo real com um dispositivo atenuado de total refletância. O cimento foi misturado, colocado no dispositivo e irradiado por 20 s (dupla polimerização). Um grupo de auto-polimerização também foi preparado. Similarmente, os grupos de auto-polimerização e de dupla foram avaliados após misturar ED *Primer* com o cimento. O DC foi monitorado por 1 hora e o R_p foi calculado. Para o modo de dupla polimerização, o mais significativo efeito do *Primer* ED foi reduzir o R_p máximo. Para o modo de auto-polimerização,

o adesivo se mostrou ser essencial para a polimerização da Panavia F: sem o ED *Primer*, a reação começou somente após aproximadamente 500 s, com um DC final de 50%, enquanto um contínuo aumento na conversão foi observado para o grupo misturado com o ED *Primer*, com um DC final de 74%. Concluiu-se que o ED *Primer* é essencial para a polimerização apropriada do Panavia F; pois o cimento fica independente da luz quando o adesivo é usado.

No estudo realizado por Mazzitelli *et al.* em 2010, os efeitos de tratamentos de superfície de dentina sobre a resistência de união à microtração e na características da interface de cimentos auto-adesivos foram investigados. Fatias de dentina foram obtidas a partir de molares humanos e foram tratadas como se segue: (i) nenhum tratamento da dentina, (ii), EDTA por 60 s, ou (iii) ácido poliacrílico 10% aplicada por 30s. Os palitos fraturados foram examinados sob um microscópio eletrônico de varredura depois de coradas com tricrômico de Masson para a avaliação interfacial. A resistência de união à dentina para o cimento (RelyX Unicem) não foi afetada pelos diferentes tratamentos dentinários. Já a resistência de união do metacrilato de 2 hidroxietil (HEMA) com base nocimento (Bis-Cem) diminuiu após o tratamento da dentina com EDTA e / ou poliacrílico ácido. O cimento hidrófilo e contendo água (G-Cem) obteve maior força quando cimentadas em dentina condicionada com o ácido poliacrílico. Concluiu-se que a remoção da camada de esfregaço e abertura de túbulos dentinários, e o teor de água da dentina podem influenciar de maneira diferente a resistência de união interfacial e as características dos cimentos auto-adesivos.

Analisar a resistência de união de pinos de fibra de vidro no ensaio de *push-out* cimentados com diferentes cimentos resinosos(RelyX Unicem/RelyX Fiber Post (RLX) and Variolink II/DT Light SL (VL), dependendo do tipo de obturação radicular(RF), foi o bjetivo deste estudo realizado por Dimitrouli *et al.*em 2011. Cento e sessenta dentes humanos extraídos foram divididos em quatro grupos: gutta-percha/AH Plus (GP), gutta-percha/Guttaflow (GF), canal da raiz pré-existentes enchimento (PRF), e sem o preenchimento do canal radicular (WRF). Depois do preparo do conduto radicular, pinos de fibra foram inseridos usando RelyX ® ou Variolink II ® / Excite DSC ®. Metade dos espécimes foram termociclados (TC, 5.000 ciclos, 5°-55° C) e todos espécimes foram submetidos ao teste de push-out. A análise estatística mostrou uma significativa influência tanto do RF ou o cimento resinoso / post sistema. TC não teve influência significativa dentro dos grupos RLX. Para grupos PRF e WRF, diferenças significativas foram documentados entre VL e RLX (PRF 16,3 ± 6,0 vs 7,0 ± 2,4 MPa, p =0,001; WRF 16,5 ± 6,4 vs 8,0 ± 5,0, p = 0,004), antes de TC. Nenhuma diferença foi encontrada após TC. A análise de fratura para VL mostrou fraturas principalmente adesiva entre pós e cimento. Para RLX, fraturas mistas entre pós e dentes e entre dentes e cimento foram predominantemente determinada. O estudo concluiu que a adesão de cimentos de resina / post sistemas pode ser dependente do tipo de RF e maiores valores de resistência foram encontrados para os cimentos que utilizam adevivo convencional do que para o cimento resinoso auto-adesivo.

Farina *et al.*, em 2011, avaliaram *in vitro* a resistência de união de pinos de fibra de vidro (GF) e de fibra de carbono (CF) nos diferentes terços radiculares (apical, médio e cervical) utilizando dois cimentos: RelyX Unicem (RX) e Cement-Post (CP). 40 caninos foram divididos em 4 grupos (n=10): grupo 1:GF e RX, grupo 2:CF e RX, grupo 3: GF e CP e grupo 4: CF e CP. O ensaio de push-out foi realizado nas fatias obtidas dos terços cervical, médio e apical de cada espécime, os dados foram submetidos ao ANOVA e foi analisado o modo de fratura. Os CF apresentaram os melhores resultados quando cimentados com RX e CP e o RX apresentaram os maiores valores de resistência adesiva para ambos os tipos de pinos. Em todos os grupos, os valores de resistência adesiva foram mais altos no terço cervical, seguido do médio e depois apical. A análise de fratura mostrou predominância de falhas coesivas quando utilizado RX e adesiva entre dentina e cimento e misturadas quando utilizado o CP. Assim, concluíram que pinos de fibra de vidro cimentados com RelyX Unicem apresentaram maiores valores de resistência de união em todos os terços radiculares.

Martins *et al.*, em 2011, avaliaram o efeito de pinos e técnicas na deformação, resistência à fratura e padrão de fratura de incisivos com canal radicular alargado. Cento e cinco raízes bovinas, tratadas endodonticamente (15 mm) foram divididas em 7 grupos (n=15). Os grupos controle (C), constituídos de raízes não alargadas, foram restauradas com Cpc (núcleo metálico fundido) ou Gfp (pino de fibra de vidro). Nos grupos experimentais os canais foram alargados (F) e restaurados com: GfpAp (Gfp associado com pinos de fibra de vidro

acessórios); GfpRc (pino anatômico, reembasado com resina composta) e GfpRcAp (pino anatomizado com resina composta e pinos acessórios). Os dentes foram restaurados com coroas metálicas. Fadiga mecânica foi simulada com $3 \times 10^5/50$ N ciclos. O teste foi realizado a 450 e a deformação (μS) obtida nas superfícies vestibular e proximal. Em seguida, a resistência à fratura (N) e o padrão de fratura foram verificados. Aplicou-se ANOVA e Teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Não houve diferença na deformação. Cpc resultou em menor resistência à fratura e com mais fraturas catastróficas em raízes fragilizadas. O estudo mostrou que as técnicas de reembasamento do pino com resina composta ou o uso de pinos acessórios parecem ser efetivos para melhorar o comportamento biomecânico de raízes fragilizadas.

3. PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi avaliar *in vitro* a resistência de união de pinos de fibra de vidro cimentados com diferentes protocolos adesivos e submetidos ou não à ciclagem mecânica.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Para a realização deste trabalho utilizou-se um aparelho para fotoativação com lâmpada halógena Demetron LC/Kerr com irradiância de $600\text{MW}/\text{cm}^2$ (Figura 1), pinos de fibra de vidro (Reforpost, Angelus, Londrina, PR, Brasil) (Figura 2), os sistemas adesivos Scotchbond Multi-Purpose Plus/3M-ESPE, Clearfil SE Bond/Kuraray, ED Primer/Kuraray e Adper SingleBond 2/3M-ESPE (Figura 3 A, B, C e D). Foram utilizados ainda, os cimentos resinosos RelyX ARC e RelyX Unicem/3M-ESPE e Panavia F 2.0/Kuraray (Figura 4 A,B e C).



Fig 1. Aparelho de fotoativação com



Fig 2. Pinos de fibra de vidro



Fig 3. A - Scotchbond Multi-Purpose; B - Clearfil SE Bond; C - ED Primer; D - Single Bond



Fig 4. A - Rely X ARC; B Panavia F; C – Rely X Unicem

Quadro 1. Composição dos sistemas adesivos e cimentos utilizados neste estudo.

ADESIVO/CIMENTO	COMPOSIÇÃO
<p>RelyX™ Unicem (3M ESPE) Cimento resinoso dual</p>	<p>72% de carga inorgânica com tamanho médio de 9.5µm. Partículas Silica, Hidróxido de Cálcio, ativador químico, Iniciadores; pigmentos e foto-iniciador Líquido - ésteres fosfóricos metacrilato; dimetacrilato; acetato; estabilizadores e iniciadores de auto-ativação.</p>
<p>Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE) Sistema adesivo convencional simplificado</p>	<p>Nanopartículas de sílica, BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, água, um inovador sistema fotoiniciador e um copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e poliacenóico</p>
<p>Clearfil SE Bond (KURARAY) Primer ácido (autocondicionante) + Agente de união (Bond)</p>	<p>Primer: 10-Metacriloxidecil diidrogeniofosfato (MDP), 2-Hidroxietyl metacrilato (HEMA), Dimetacrilato Hidrófilo, Canforoquinona, N.N-dietanol-P-toluidina, Água. Bond: 10-Metacriloxidecil diidrogeniofosfato (MDP), 2-Hidroxietyl metacrilato (HEMA,) Dimetacrilato hidrófobo, Bis-fenol A glicidil metacrilato (Bis-</p>

	GMA), Canforoquinona, N.N-dietanol-P-toluidina, Sílica coloidal silanizada.
ED PRIMER (KURARAY) Sistema adesivo autocondicionante simplificado	Líquido A: HEMA, 10-MDP, 5-NMSA, água, aceleradores Líquido B: 5-NMSA, água, catalisadores, aceleradores.
PANAVIA F 2.0 (KURARAY) Cimento resinoso dual	Pasta A (Light): Dimetacrilatos hidrófilos e hidrófobos, 10-MDP, sílica coloidal, CQ e BPO. Pasta B: Dimetacrilatos hidrófilos e hidrófobos, vidro debário silanizado, óxido de titânio, fluoreto de sódio, sílica coloidal, DHEPT e sulfinato de sódio benzênico T-isopropílico.
Scotchbond™ Multi-Purpose Plus (3M ESPE) Sistema adesivo convencional de 3 passos	Ácido condicionante: ácido fosfórico a 35% com pH = 0,6 Activator 1.5: solução etílica de um sal de ácido sulfínico e um componente fotoiniciador Primer: solução aquosa de 2-hidroxiethylmetacrilato(HEMA) e um copolímero do ácido polialcenóico Catalisador: Bis-GMA e HEMA, sistema de iniciação, aminas e peródifo de benzoíla para tornar o sistema resinoso auto-polimerizável.
RelyX™ ARC Resin Cement (3M ESPE) Cimento resinoso dual	Pasta A : Bis-GMA, TEGDMA, pigmentos, Carga de Sílica/Zircônia, polímero dimetacrilato, amina e CQ. Pasta B: Bis-GMA, TEGDMA, polímero dimetacrilato, Carga de Sílica/Zircônia e BPO.

4.2 Métodos

4.2.1 Delineamento experimental

Fatores em estudo:

- Protocolos adesivos (sistemas adesivos e agentes cimentantes) em 5 níveis
- Ciclagem mecânica em 2 níveis - sim ou não

Variável de resposta:

- Resistência adesiva

4.2.2 Seleção dos dentes

Para a realização deste trabalho, foram utilizados 80 incisivos bovinos armazenados em solução de timol 0,1% após terem sido extraídos. Os dentes foram raspados com auxílio de lâminas de bisturi e curetas periodontais e as coroas removidas utilizando-se disco diamantado dupla-face (KG Sorensen, São Paulo-SP, Brasil) em baixa rotação, sob refrigeração constante. Esta secção coroa-raiz foi realizada de modo a obter-se seguimentos de 17mm de remanescente radicular (Fig. 6).



Fig 6. Secção coroa-raiz para obtenção de seguimentos de 17mm de remanescente radicular

Em seguida, as raízes foram selecionadas, utilizando como critérios de exclusão o diâmetro dos canais radiculares, sendo excluídas do trabalho aqueles que não apresentavam formato circular e/ou tivessem diâmetro maior que 1,5mm; raízes com grandes curvaturas e com ápice radicular aberto. Para a mensuração do diâmetro correto dos canais radiculares, foram excluídas as raízes que apresentaram condutos onde a broca Largo #5, escolhida para utilização no preparo dos condutos, entrou passivamente (Fig. 7). Para padronização de todas as medidas foi usado paquímetro digital (Mitutoyo). Ao final desta etapa, foram selecionadas oitenta raízes.

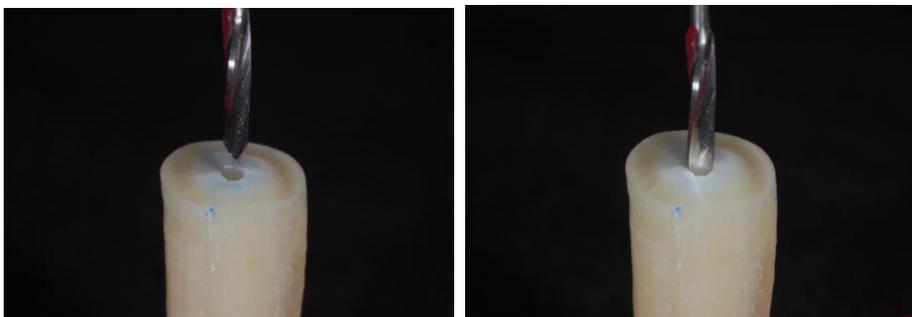


Fig 7. Padronização do diâmetro das raízes com broca Largo nº 5

4.2.3 Preparo do conduto radicular

Os canais radiculares foram instrumentados utilizando brocas Largo #5, para que o diâmetro do conduto apresentasse 1,5mm, sendo ideal para a cimentação do pino de fibra #3 (Reforpost - Ângelus Produtos Odontológicos, Londrina, Paraná, Brasil), até 17mm, sendo que 5mm foram obturados utilizando apenas cones de *gutta-percha medium large* (Dentsply Indústria e Comércio Ltda.,

Petrópolis, RJ, Brasil), restando 12mm para a cimentação dos pinos (Figuras 8 e 9 A e B).

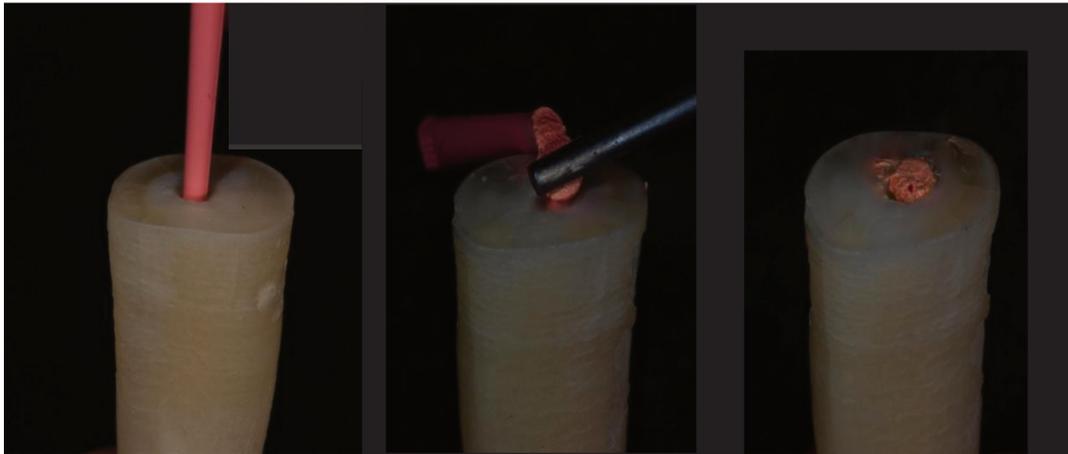


Fig 8. Obturação endodôntica utilizando apenas cones de gutta-percha medium large

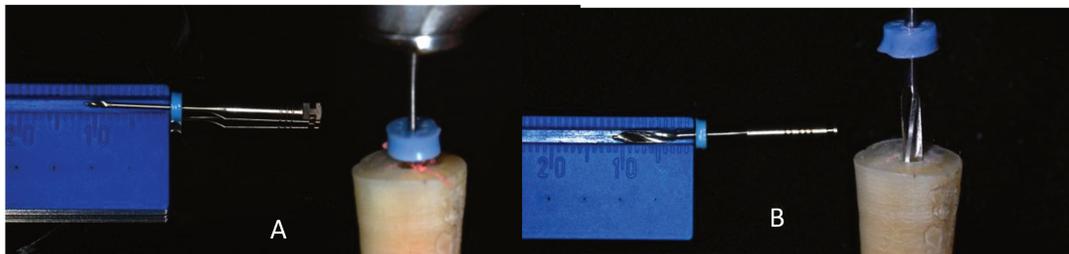


Fig 9. Preparo do conduto para cimentação do pino de fibra de vidro nº 3 – 12 mm. A – Gates nº3, B – Largo nº5.

4.2.4 Embutimento dos dentes

Nessa etapa do estudo, metade das raízes preparadas foram incluídas em resina de poliestireno, no intuito de se possibilitar a realização dos ensaios de ciclagem mecânica.

4.2.4.1 Cobertura das raízes com cera 7

O objetivo da cobertura das raízes com cera 7 foi conseguir um espaço de 0,2 a 0,3 mm em torno da raiz para que, posteriormente, fosse preenchido por um material elastomérico, a fim de simular o ligamento periodontal.

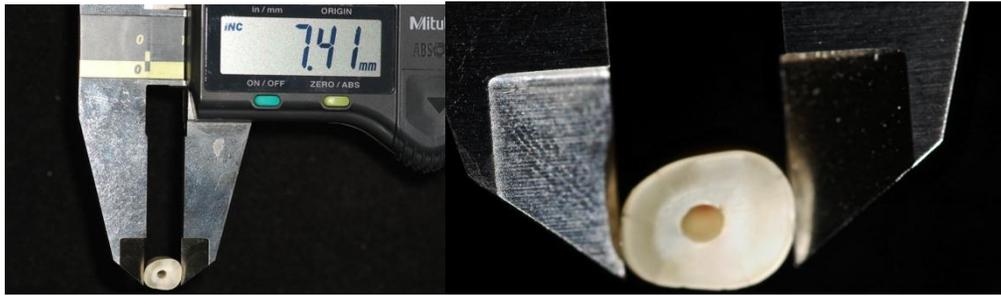
Para realizar este passo, previamente, foi registrada a espessura inicial das raízes em três diferentes terços (apical, médio e cervical) (Fig. 10) com auxílio de um paquímetro digital (Fig. 11 e 12) conforme mostrado no quadro em anexo (ANEXO 1).



Fig 10. Demarcação das referências dos terços radiculares para posterior medições dos diâmetros MD e VL



Fig 11. Mensuração do diâmetro MD



Em
seguida,
a cera 7

Fig 12. Mensuração do diâmetro VL
foi aquecida a uma temperatura padronizada de 80°C, em “banho maria”, através de uma termoplastificadora, auxiliada por um termômetro com escala de zero a 100°C (Fig. 13 A). Fixadas a um instrumental pelo conduto radicular, as raízes foram imersas num rápido movimento, cuja trajetória descrevia uma parábola, iniciado pelo ápice radicular (Fig. 13 - B, C e D). Como as raízes estavam sob temperatura ambiente, a cera se solidificava imediatamente, evitando o escoamento e a formação de camadas irregulares. Em seguida, as mesmas foram imersas em água fria para que a cera solidificasse completamente e não sofresse deformações durante a nova tomada das medidas nos três pontos previamente marcados, através do paquímetro digital (Fig. 15 A e B). Se a cobertura fosse insuficiente ou excessiva, a cera era removida e o procedimento repetido até se conseguir a espessura ideal. Através da (Fig. 14) é possível verificar a homogeneidade da camada de cera conseguida.

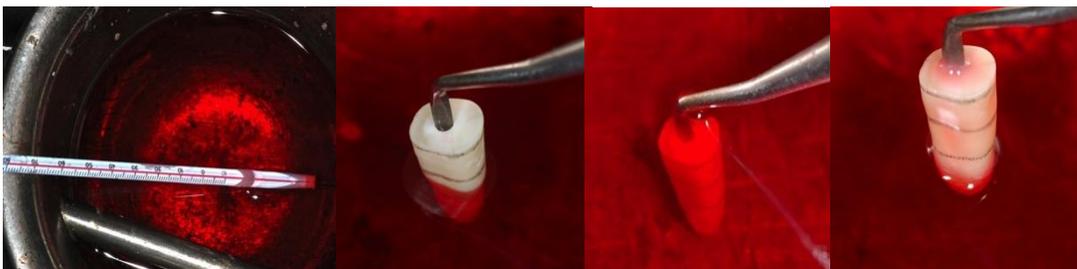


Fig 13. A, B, C e D - Imersão da raiz na cera 7 aquecida a uma temperatura padronizada de 80°C



Fig 14. Raíz coberta com camada homogênea de cera

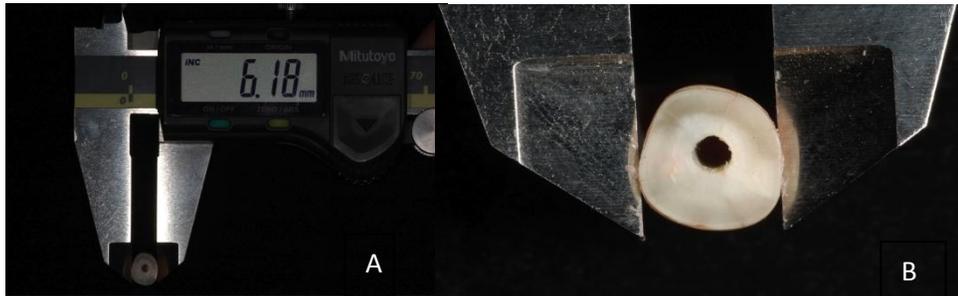


Fig 15. A - Mensuração do diâmetro MD após imersão em cera e mostrando espessura da camada de cera de 0,2 mm

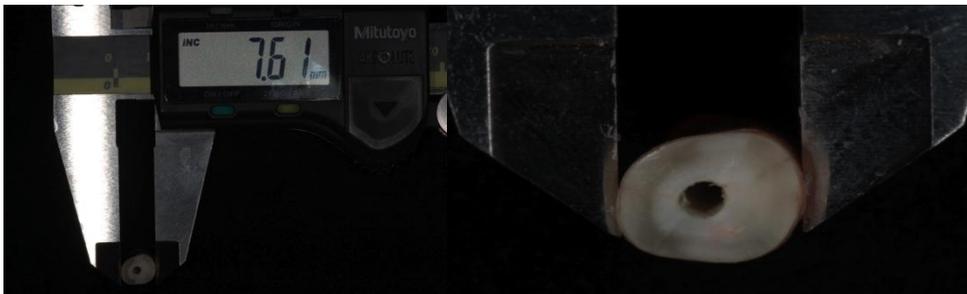


Fig 15. B- Mensuração do diâmetro VL após imersão em cera e mostrando espessura da camada de cera de 0,2 mm

4.2.4.2 Inclusão das raízes e simulação do ligamento periodontal

As raízes foram fixadas em seu longo eixo em placas de cera 7 pela dentina radicular superficial de modo que esta parte não fosse coberta com a resina (Fig. 16). Anéis de tubos de PVC com 2,1 cm de diâmetro interno e 2,0 cm de altura foram colocados sobre as placas de cera, de modo que as raízes ficassem centralizadas em seu interior (Fig. 17). As margens desses anéis foram vedadas com cera aquecida, e a resina de poliestireno, vertida dentro deles.



Fig 16. Fixação da raiz em placa de cera 7 para inclusão



Fig 17. Posição da raiz centralizada no tubo de PVC com 2,1 cm de diâmetro e 2,0 cm de altura

Após a polimerização da resina, os blocos de resina foram removidos dos anéis, e as raízes, por sua vez, removidas dos alvéolos artificiais para o derretimento da cera. A cera foi removida das raízes e os blocos de resina de poliestireno foram imersos em água aquecida a 80°C para derretimento total da cera (Fig. 18).

Em seguida, os espaços foram preenchidos por material elastomérico de baixa viscosidade (Impregum F) e as raízes reposicionadas nestes, simulando, desta forma, o ligamento periodontal (Fig. 19). Para isso, foi feita uma marca com caneta de retroprojektor sobre os blocos de resina indicando a posição da face vestibular das raízes.



Fig 18. Raíz inclusa em bloco de resina de poliestireno



Fig 19. Raíz inclusa em bloco de resina de poliestireno preenchida com Impregum F para simular ligamento periododntal

4.2.5 Grupos experimentais

Quadro 2. Modo de aplicação segundo os fabricantes dos materiais utilizados para a cimentação dos pinos de fibra de vidro.

GRUPO / ABREVIÇÃO	MATERIAL/FABRICANTE	APLICAÇÃO
1 e 6 (U100)	<p>RelyX™ Unicem (3M ESPE) Cimento resinoso dual</p>	<p>Ativação da cápsula de cimento por 3s; Mistura em alta frequência (Capmix™; 3M ESPE) por 15s; Colocação da cápsula no dispositivo Aplicap™ (3M/ESPE); Inserção em seringa Centrix e depois no canal; Inserção do pino no canal com vibração manual leve; Fotoativação do cimento por 40s.</p>
2 e 7 (SB+U100)	<p>Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE) Sistema adesivo convencional simplificado</p>	<p>Condicionamento ácido da dentina radicular com ácido fosfórico por 15s, lavagem abundante e remoção do excesso de umidade com cones de papel; Aplicação de duas camadas consecutivas sistema adesivo com <i>microbrush</i>, leve jato de ar e remoção do excesso com cones de papel; Fotoativação do sistema adesivo por 10s.</p>
	<p>RelyX™ Unicem (3M ESPE) Cimento resinoso dual</p>	<p>Ativação da cápsula de cimento por 3s; Mistura em alta frequência (Capmix™; 3M ESPE) por 15s; Colocação da cápsula no dispositivo Aplicap™ (3M/ESPE); Inserção em seringa</p>

		Centrix e depois no canal; Inserção do pino no canal com vibração manual leve; Fotoativação do cimento por 40s.
3 e 8 (CF+Pan)	Clearfil SE Bond (KURARAY) Primer ácido (autocondicionante) Agente de união (Bond) + ED PRIMER (KURARAY) Sistema adesivo autocondicionante simplificado	Aplicação ativa do primer por 20s e remoção do excesso com cone de papel absorvente; evaporação do solvente com jato de ar; Aplicação de adesivo (Bond), jato de ar por 3s e remoção do excesso com cone de papel absorvente; Fotoativação por 10s.
		Em seguida, aplicação da mistura de uma gota de "primer A" e uma gota de "primer B" sobre o revestimento do Clearfil SE Bond; Remoção do excesso com cone de papel absorvente.
	PANAVIA F 2.0 (KURARAY) Cimento resinoso dual	Manipulação de proporções iguais das seringas base e catalisador; Inserção em seringa Centrix e depois no canal; Inserção do pino no canal com vibração manual leve; Fotoativação do cimento.
4 e 9 (SBMP+RX)	Scotchbond™ Multi-	Condicionamento ácido

	<p><i>Purpose Plus</i> (3M ESPE) Sistema adesivo convencional de 3 passos</p>	<p>da dentina radicular com ácido fosfórico por 15s, lavagem abundante e remoção do excesso de umidade com cones de papel; Aplicação do ativador, remoção de excesso com cone de papel absorvente; espera por 5s; Aplicação do primer, remoção do excesso com cone de papel absorvente; espera 5s; Aplicação de catalisador e remoção do excesso com cone de papel absorvente.</p>
	<p><i>RelyX™ ARC Resin Cement</i> (3M ESPE) Cimento resinoso dual</p>	<p>Manipulação de proporções iguais das seringas base e catalisador; Inserção em seringa Centrix e depois no canal; Inserção do pino no canal com vibração manual leve; Fotoativação do cimento.</p>
<p>5 e 10 (ED+Pan)</p>	<p><i>ED PRIMER</i> (KURARAY) Sistema adesivo autocondicionante simplificado</p>	<p>Aplicação da mistura de uma gota de "primer A" e uma gota de "primer B" direto na dentina radicular; Remoção do excesso com cone de papel absorvente.</p>
	<p><i>PANAVIA F 2.0</i> (KURARAY) Cimento resinoso dual</p>	<p>Manipulação de proporções iguais das seringas base e catalisador;</p>

		Inserção em seringa Centrix e depois no canal; Inserção do pino no canal com vibração manual leve; Fotoativação do cimento.
--	--	---

As raízes preparadas foram divididas em 10 grupos (n=8), de acordo com o protocolo adesivo utilizado e a realização ou não da ciclagem mecânica (200.000 ciclos). Os cinco protocolos adesivos realizados e o modo de aplicação dos respectivos materiais utilizados, segundo o fabricante, estão dispostos no QUADRO 2.

Grupos 1 e 6 (U100) – RelyX Unicem (3M ESPE, St Paul, MN, USA)

O cimento resinoso RelyX Unicem (3M ESPE, St Paul, MN, USA) foi manipulado conforme as instruções do fabricante (Fig. 20 A, B, C e D) e inserido no canal radicular, sendo esta inserção realizada através de uma ponta agulha acoplada à seringa Centrix (Fig. 20 E, F, G e H). O pino de fibra de vidro foi introduzido e centralizado, pressionado por 10s e os excessos de cimento removidos. O cimento resinoso RelyX Unicem apresenta-se como um cimento resinoso auto-adesivo, sem a necessidade de tratamento da dentina radicular.

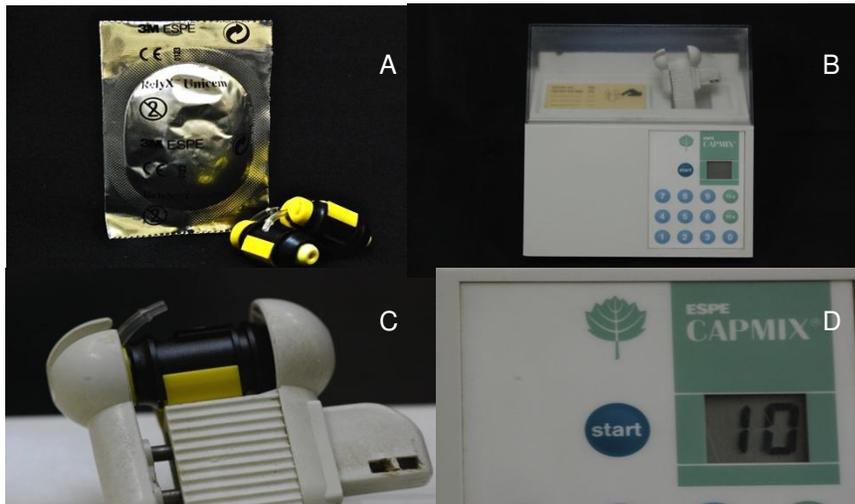


Fig 20. A, B, C e D - Manipulação do Rely X Unicem conforme orientações do fabricante

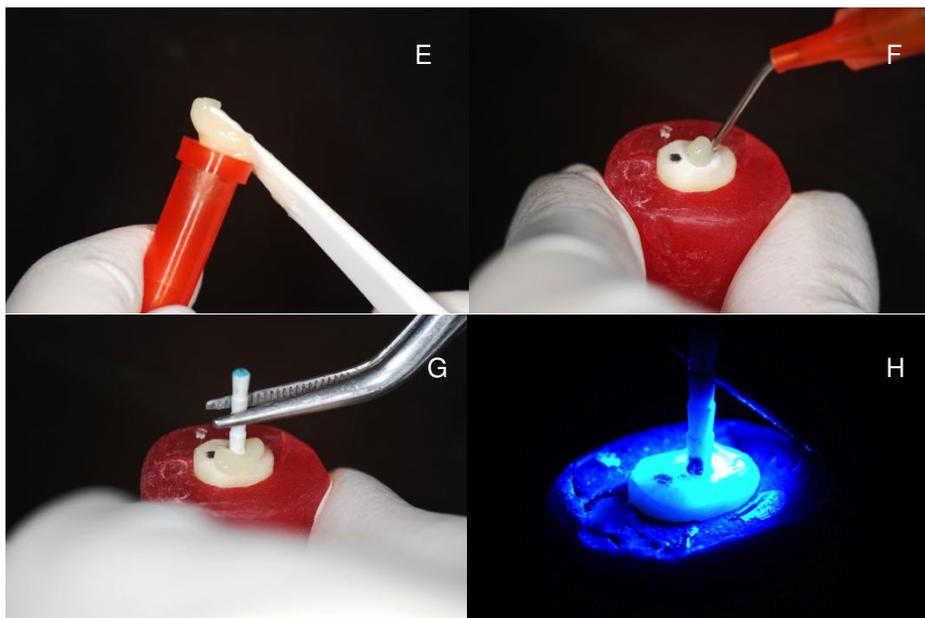


Fig 20. E, F, G e H - Cimentação do pino com auxílio de seringa Centrix

**Grupos 2 e 7 (SB+U100) – RelyX Unicem (3M ESPE, St Paul, MN, USA)
associado ao sistema adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE)**

Foi realizado o condicionamento ácido do conduto com ácido fosfórico 35 % (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) por 15s, em seguida lavado abundantemente com jato de água por 15 s e seco com cones de papel absorvente. Foi aplicado o sistema adesivo de frasco único Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) no canal radicular, removidos os excessos com um cone de papel absorvente e fotopolimerizado por 10s (Fig. 21 – A, B, C e D).

Após o tratamento da superfície interna radicular, foi manipulado o cimento conforme recomendações do fabricante e inserido no canal, para posterior posicionamento do pino (Fig 20-B).



Grupos 3 e 8 (CF+Pan) – Panávia F 2.0 (Kuraray, Japan) associado ao sistema adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray, Japan)

Foi realizada a aplicação do sistema adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond (Fig. 22-A), segundo instruções do fabricante e fotopolimerizado por 10s. Em seguida, foi aplicada a mistura do sistema adesivo ED Primer (Kuraray, Osaka, Japan) (Fig. 22-B e C). Após o tratamento da superfície interna radicular e do pino, foi manipulado o cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray, Osaka, Japan), conforme recomendações do fabricante, inserido no

conduto radicular com auxílio de uma ponta agulha acoplada à seringa Centrix, e então posicionado o pino (Fig. 22-D,E e F).

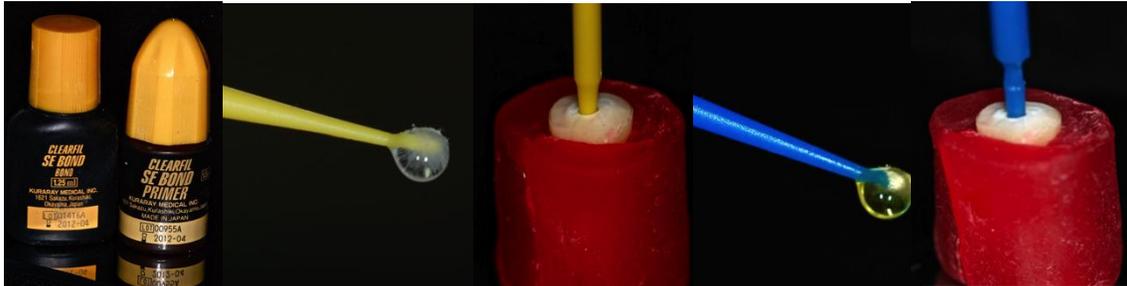


Fig22. A - Aplicação do adesivo Clearfil Se de dois passos no conduto preparado. Inicialmente aplicação do primer (1), seguida de aplicação do Bond (2)

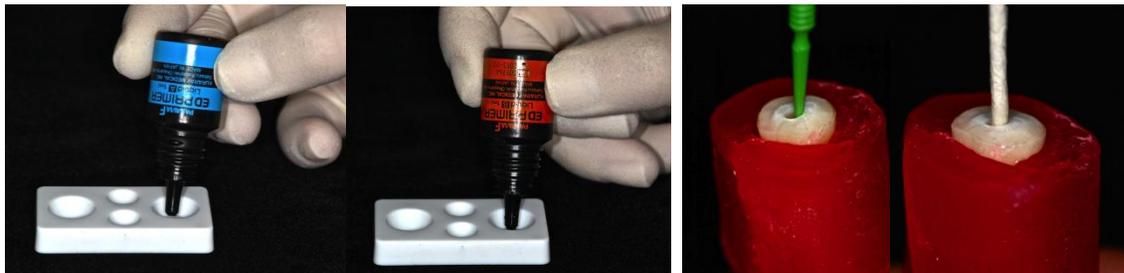


Fig 22. B - Preparação do adesivo ED Primer (1 gota frasco A / 1 gota frasco B), C - aplicação no conduto preparado e secagem com cone de papel



Fig 22. D - Manipulação do cimento Panávia, E- cimentação do pino com auxílio de seringa Centrix, F – posicionamento do pino

Grupos 4 e 9 (SBMP+RX) – Rely X ARC associado ao sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose Plus (3M,ESPE)

Foi realizado o condicionamento ácido do canal com ácido fosfórico 35% por 15s (Fig. 23-A), lavagem abundante com jato de água por 15s e secagem com cones de papel absorvente. Foi utilizado o sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose Plus (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), sendo inicialmente aplicada uma camada do ativador, seguida da aplicação do *primer*, e subsequente aplicação do catalisador (Fig. 23-B).

Após realização do protocolo adesivo supracitado, o cimento resinoso RelyX ARC (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi manipulado conforme recomendações do fabricante, inserido no conduto com auxílio de uma ponta agulha acoplada à seringa Centrix e o pino posicionado (Fig. 23-C).



Fig 23. A - Condicionamento com ácido fosfórico 35%

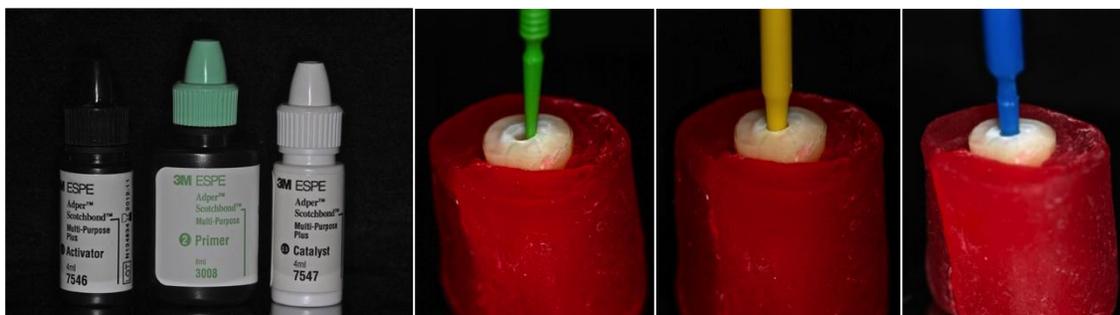


Fig 23. B - Aplicação do sistema adesivo Scotchbond Multi-purpose no modo de ativação química: 1) ativador; 2) primer e 3) catalisador

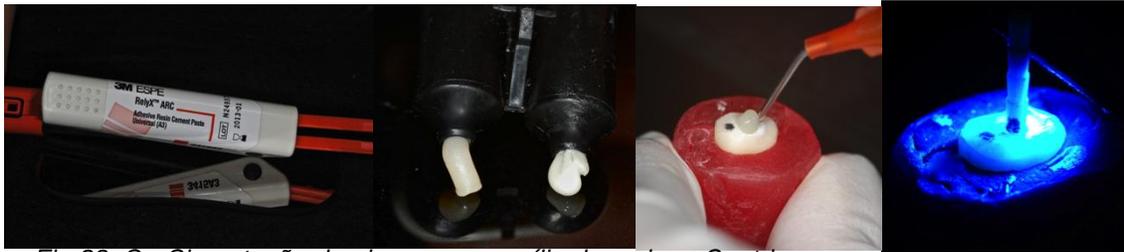


Fig 23 .C - Cimentação do pino com o auxílio de seringa Centrix

Grupos 5 e 10 (ED+Pan) – Panavia F 2.0 (Kuraray, Japan) associado ao sistema adesivo ED Primer (Kuraray, Japan)

Foi aplicada a mistura do sistema adesivo ED Primer (Kuraray, Osaka, Japan). Após o tratamento da superfície interna radicular e do pino, foi manipulado o cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray, Osaka, Japan), conforme recomendações do fabricante, inserido no canal radicular com auxílio de uma ponta agulha acoplada à seringa Centrix e, então, posicionado o pino (Fig. 22 - B e C).

Para todos os grupos, o pino foi condicionado por 1 min, com ácido fosfórico 35% Fig. 24 A)., e após, aplicado o agente silano (Ceramic Primer, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Fig. 24 B).



Fig 24. Tratamento de superfície do pino: A - condicionamento ácido e B – aplicação agente silano

A fotoativação foi realizada por 40s por vestibular e 40s por palatina (Fig. 25 A e B), de forma que a ponta do aparelho fotopolimerizador formasse 45° com o pino intra-radicular. Para todos os procedimentos de fotopolimerização foi utilizado um aparelho de luz halógena de quartzo-tungstênio (Optilux 501, Sybron Kerr, Danbury, CT, USA), o qual possuía irradiância constantemente monitorada em seu radiômetro, mantendo-se com 600mW/cm² de irradiância.

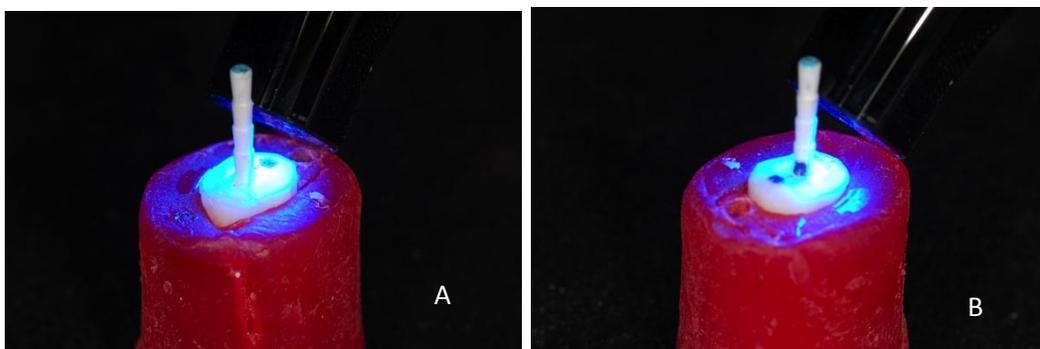


Fig 25. A e B – Fotoativação realizada por 40s por vestibular e 40s por palatina

4.2.6 Confeção do núcleo de preenchimento

Após cimentação dos pinos pré-fabricados, foram confeccionados núcleos de preenchimento onde todas as raízes, independente do grupo experimental, foram tratadas da mesma maneira com relação à aplicação do sistema adesivo e confecção dos núcleos de resina composta segundo a sequencia abaixo:

1. Aplicação da solução de ácido fosfórico 35% (3M ESPE) na dentina radicular durante 15 s e por 1 min no pino durante, enxágue e remoção do excesso de umidade com bolinha de algodão.

2. Aplicação de duas camadas consecutivas do sistema adesivo Adper Single Bond 2, com auxílio de micropincel descartável, *microbrush*, tanto na superfície radicular quanto no pino de fibra de vidro, sendo estes fotoativados por 10s após leve jato de ar para evaporação do solvente.

3. Feito o tratamento superficial e aplicação do sistema adesivo, partiu-se para a confecção do núcleo propriamente dito utilizando-se resina composta (Z350, 3M ESPE, St Paul, MN, USA). Para isto, uma matriz pré-confeccionada de silicona pesada (Zetaplus, Zhermack) foi utilizada, na qual foi inserida em pequenos incrementos de 2 mm, até que ao final de 3 incrementos, um núcleo de preenchimento em formato de cilindro, com 5mm de altura e 3 mm de diâmetro foi confeccionado.

Cada incremento foi polimerizado por 20s (Figura 26 – A, B, C e D).

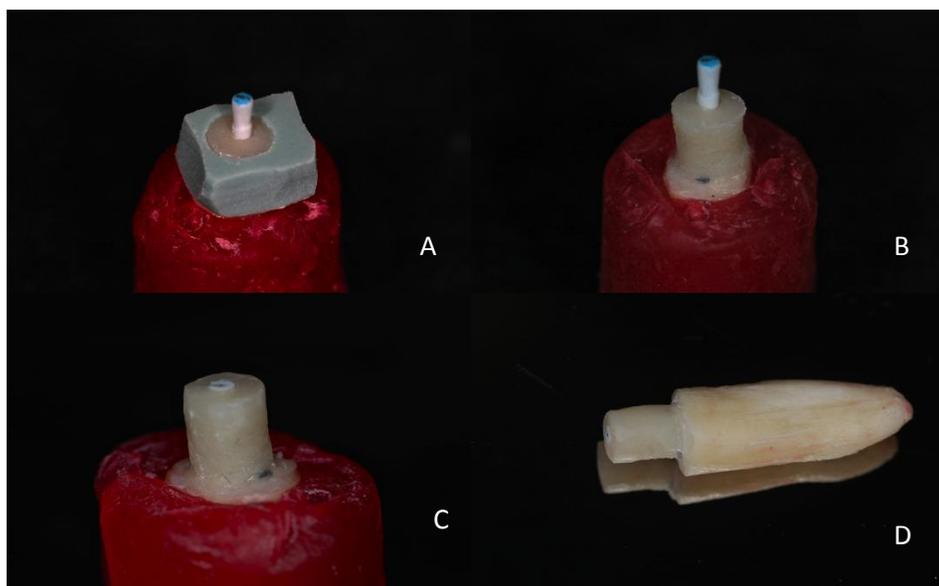


Fig 26 – Confeção do núcleo de preenchimento.

4.2.7 Realização da ciclagem mecânica

O conjunto pino intrarradicular/raiz dos grupos 6, 7, 8, 9 e 10, incluídas em resina de poliestireno, foi posicionado no interior da máquina de ciclagem mecânica (ERIOS Representações e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil), de modo que a ponta compressora de aço inoxidável e com extremidade esférica de, aproximadamente, 2mm de diâmetro, estabelecesse contato com a superfície oclusal dos núcleos de preenchimento dos dentes formando um ângulo de 90° e, assim, simulando a força de oclusão de um dente posterior unirradicular. Foram utilizados 200.000 ciclos (Cavalcanti et al., 2008), com frequência de 1 ciclo/segundo e força axial intermitente de 80N. Durante o teste, as amostras permaneceram imersas em água destilada a 37°C.

4.2.8 Avaliação da resistência de união

4.2.8.1 Preparo das amostras para o teste de *push-out*

Logo após o término da ciclagem mecânica, as amostras foram removidas da resina de poliestireno, fixadas em placas de acrílico com cera pegajosa, de forma que o longo eixo do pino ficasse paralelo à placa de fixação (Fig. 27). As placas foram fixadas em cortadeira metalográfica de precisão (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL, USA), e cortes paralelos entre si e perpendiculares ao longo eixo da raiz foram realizados com auxílio de um disco diamantado (Extec Corp., Enfield, CT, USA), a fim de se obter 2 fatias, de aproximadamente, 1mm de espessura, correspondendo a cada terço radicular (cervical, médio e apical),

totalizando o corte de 6 fatias por raiz (Fig. 28). Uma primeira secção, a 1,0 mm da borda cervical, foi feita e descartada em todas as raízes para, em seguida, as secções de cada terço serem realizadas. Estas secções foram, respectivamente, realizadas a 2,2mm e 3,4 mm para o terço cervical; 5,8mm e 7,0mm para o terço médio e 9,4mm e 10,6 mm para o terço apical e 9.0mm da região cervical.

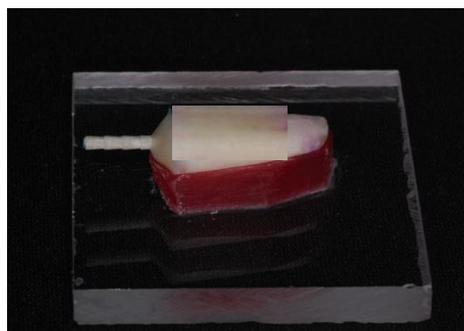


Fig 27 – Fixação da raiz na placa de acrílico para confecção das fatias

4.2.8.2 Ensaio de *push-out*

Para o ensaio de *push-out*, inicialmente, as fatias tiveram sua espessura mensurada por um paquímetro digital (Fig. 29) e então as amostras foram colocadas em uma base metálica que apresenta um orifício com 3,0mm de diâmetro na região central, fixada à máquina de Ensaio. As amostras foram posicionadas de modo que a porção referente ao pino fosse colocada na mesma direção do orifício (Fig. 30). Uma haste com ponta ativa de 1,0mm foi fixada à célula de carga e posicionada sobre o centro do pino, e o ensaio de *push-out* foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min (Fig. 31). Os dados foram obtidos em Kgf, e transformados em MPa, dividindo-se a força pela área do canal radicular. A fórmula utilizada foi a seguinte: $A=2r \times h$ (Goracci *et al.*, 2004), onde é a constante

3,14, r o raio da broca Largo #5 que é de 0,75mm e h a espessura de cada fatia em mm.

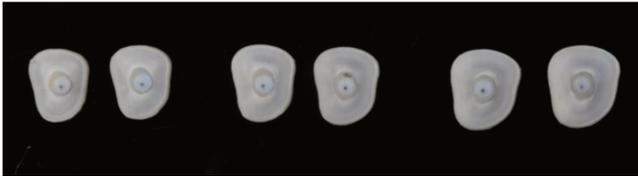


Fig 28 – Fatias correspondentes ao terços radiculares cervical, médio e apical (2 fatias para cada terço)

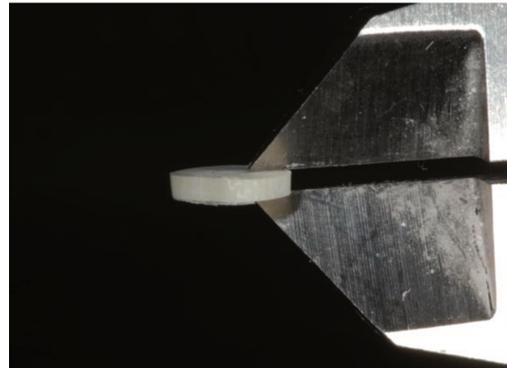


Fig 29 – Medida da espessura da fatia (aproximadamente 1 mm)

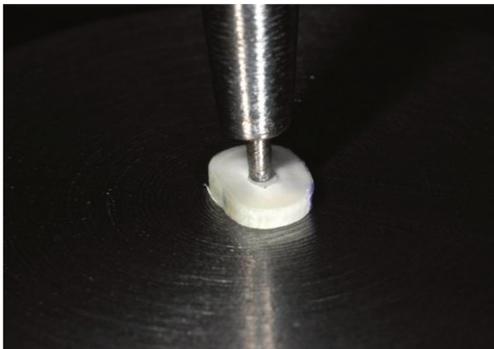


Fig 30 – Posicionamento do dispositivo de Push-out sobre o pino

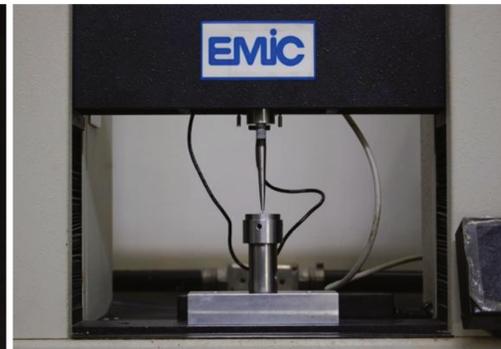


Fig 31 – Ensaio Push-out em máquina de ensaio universal Emic

4.2.9 Análise estatística

Os valores obtidos através do teste de *push-out* de cada grupo foram tabulados e analisados quanto à sua normalidade. Após a análise exploratória dos dados e a constatação de que os mesmos atendem as pressuposições de uma

análise paramétrica foi aplicada análise de variância (ANOVA) 2 "way" e teste de Tukey. O nível de significância considerado foi de 5%.

5. RESULTADOS

Os resultados do teste de resistência de união *push-out* estão apresentados na TABELA 1. Nesta tabela estão demonstradas as médias dos valores, em MPa, obtidos para cada um dos cinco protocolos adesivos avaliados submetidos e não submetidos à fadiga mecânica.

Tabela 1. Valores médios da resistência de união seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical).

Grupo	Sem ciclagem		Com ciclagem	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
U100	10.16 Ab*	2.78	9.38 Ab*	1.75
SB+U100	17.02 Aa	3.17	18.26 Aa	2.45
CF+Pan	16.24 Aa	3.30	15.14 Aa	2.91
SBMP+RX	17.75 Aa	1.37	15.49 Aa	1.85
ED+Pan	12.54 Ab*	2.48	15.47 Aa	4.33

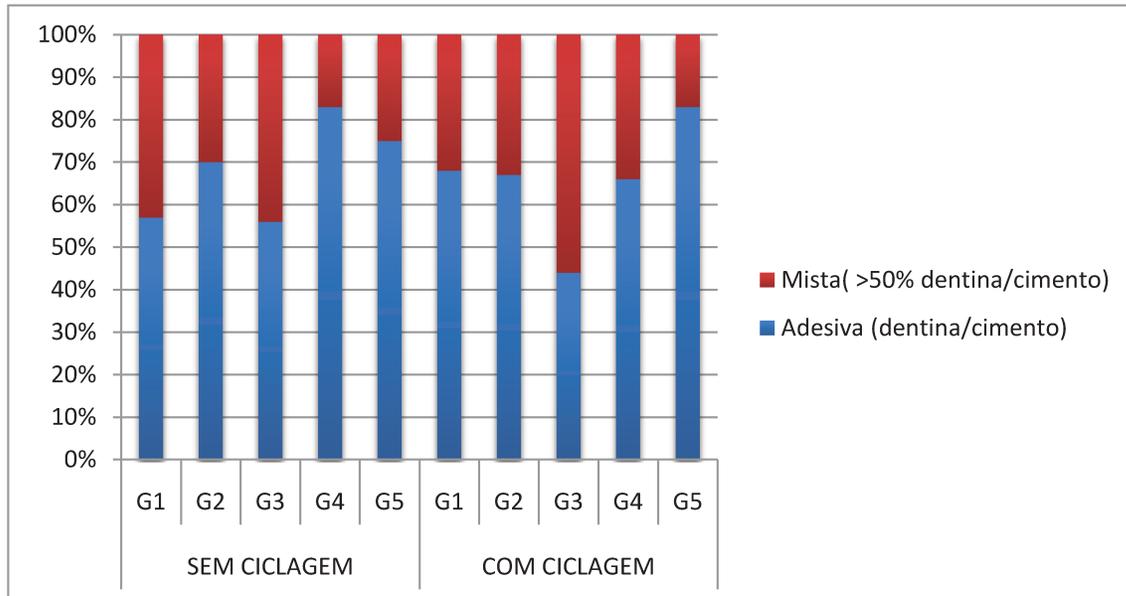
*Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical dentro de cada protocolo adesivo) diferem entre si ($p \leq 0,05$).

De acordo com a tabela, que ilustra a análise estatística da análise de variância e teste Tukey, observa-se que houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência de união dos grupos Unicem (U100) e Panávia associado ao *ED Primer* (ED+Pan) e os demais grupos, sendo que estes

apresentaram as menores médias. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ciclados e os não ciclados.

O Gráfico 1 representa as porcentagens do padrão de fratura ocorrido nas amostras dos cinco diferentes protocolos adesivos após realização do teste de resistência de união push-out. Pode-se observar neste gráfico que as fraturas foram predominantemente adevisas, ocorrendo entre dentina radicular e cimento, com algumas ocorrências de fratura mista, onde mais que 50% ocorreu entre dentina e cimento. Estas porcentagens ocorreram tanto para as amostras submetidas á fadiga mecânica como para as não submetidas, mostrando que não houve mudança no padrão de fratura.

Gráfico 1. Gráfico da porcentagem do padrão de fratura ocorrido nas amostras dos cinco diferentes protocolos adesivos após realização do teste de resistência de união push-out.



As imagens 1 e 2 representam o padrão de fratura IV (adesiva na interface dentina/cimento) predominante nas amostras dos cinco diferentes protocolos adesivos após realização do teste de resistência de união push-out. Já nas imagens 3 e 4, pode-se observar o tipo de fratura II, mista, onde mais que 50% ocorreu entre dentina e cimento..

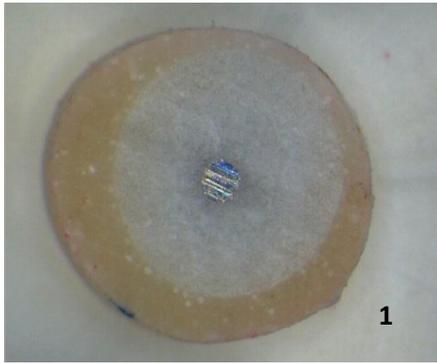


Imagem 1- Fratura adesiva na interface dentina/cimento.

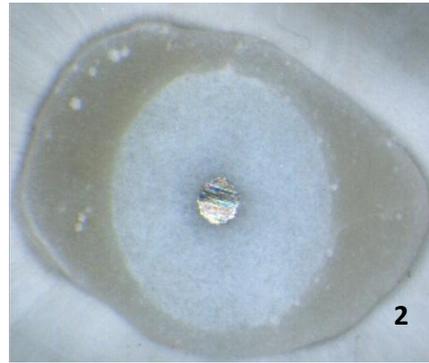


Imagem 2- Fratura adesiva na interface dentina /cimento.



Imagem 3- Fratura mista (>50% dentina cimento).



Imagem 4- Fratura mista (>50% dentina/cimento)

6. DISCUSSÃO

O sucesso clínico da restauração de dentes tratados endodonticamente através do uso de retentores intra-radulares depende de muitos fatores que podem comprometer sua eficácia e durabilidade. Sendo assim, as diferentes técnicas de cimentação adesiva e os tipos de retentores intra-radulares tornaram a resistência adesiva análise de vários estudos (Dietschi *et al.*, 2008; Dimitrouli *et al.*, 2010; Faria e Silva *et al.*, 2007; Farina *et al.*, 2011).

Para a avaliação da resistência adesiva de pinos ao canal radicular, o ensaio de *push-out* tem sido tradicionalmente utilizado, pois baseia-se no cisalhamento da interface entre dentina-cimento e pino-cimento, sendo uma técnica válida e segura para medir a força de união de pinos de fibra à dentina radicular (Goracci *et al.*, 2004; Goracci *et al.*, 2007), além de simular as forças intra-orais. O teste de *push-out* avalia, além do cisalhamento, vários princípios de fixação como fricção, embricamento mecânico e união química (Goracci *et al.*, 2004). Neste estudo, o *push-out* foi realizado logo após a ciclagem mecânica ou 3 dias após o procedimento de cimentação, uma vez que após este período há um aumento na resistência de união em virtude da completa polimerização através das reações foto e quimicamente ativadas (Sadek *et al.*, 2006). Segundo Goracci *et al.* (2004), a resistência adesiva mensurada pelo ensaio de *push-out* depende da estabilidade da união da interface dentina radicular-sistema adesivo/cimento resinoso, e este complexo, por sua vez, com agente silano e pino de fibra de vidro.

Neste contexto, considerando os diferentes protocolos adesivos propostos para cimentação de pinos de fibra de vidro, a atual evidência indica que os resultados mais confiáveis são obtidos pelos sistemas adesivos convencionais em combinação com cimentos resinosos duplamente polimerizados (Dimitrouli *et al.*, 2010; Mazzoni *et al.*, 2009; Monticelli *et al.*, 2008).

Este estudo mostrou que o sistema simplificado auto-adesivo RelyX Unicem apresentou os menores valores de resistência de união, estando de acordo com outros relatos da literatura (De Munck *et al.*, 2008; Dimitrouli *et al.*, 2010; Monticelli *et al.*, 2008). Isto pode ser explicado pela diferença no mecanismo de união destes cimentos ao substrato dentário, em que não há formação de camada híbrida, uma vez que este cimento não é capaz de produzir uma zona de desmineralização/infiltração (Monticelli *et al.*, 2008). Devido à sua acidez moderada ($\text{pH} \cong 2,1$) este cimento não permite a adequada desmineralização e consequente formação da camada híbrida (Monticelli *et al.*, 2008), promovendo mecanismo de adesão ao tecido dentinário por meio de uma união micromecânica e química com a hidroxiapatita do dente (Mazzitelli *et al.*, 2010; Radovic *et al.*, 2008).

Seu modo de adesão química pode explicar os baixos valores de união apesar deste cimento auto-adesivo não depender do controle da umidade. A tolerância à umidade ocorre devido ao processo de neutralização destes cimentos, na qual a água resultante da reação entre os grupamentos fosfóricos e a carga

alcalina contribui para a sua hidrofiliçidade inicial promovendo melhor adaptaçãõ à estrutura dentária (Radovic *et al.*, 2008).

Em virtude dos baixos valores de uniãõ encontrados na literatura dos cimentos autoadesivos Rely X Unicem, o presente estudo avaliou a associaçãõ de um sistema adesivo convencional (Adper Single Bond 2) aplicado previamente a este cimento, com o intuito de melhorar a qualidade da uniãõ através da formaçãõ de uma camada híbrida. Os resultados mostraram que a aplicaçãõ do sistema adesivo simplificado melhorou os resultados de resistênciã de uniãõ quando comparados à utilizaçãõ do RelyX Unicem sem nenhum tratamento prévio da dentina. Esses resultados podem ter sido consequênciã da uniãõ pelo embricamento micromecânico promovido pela remoçãõ da *smear layer*, exposiçãõ dos túbulos dentinários e formaçãõ de *tags* resinosos. Adicionalmente, a fotoativaçãõ do sistema adesivo com um aparelho de luz halógena (Demetron LC 600 mW/cm²), provavelmente possibilitou a transmissãõ da luz até o terço apical, uma vez que a ponta do aparelho foi colocada próxima a abertura do conduto, garantindo maior conversãõ monomérica e formaçãõ de uma camada híbrida efetiva.

Outro aspecto que deve ser considerado quando da utilizaçãõ de sistemas adesivos convencionais simplificados associados a cimentos duais é a possibilidade da incompatibilidade, que segundo Sanares *et al* (2001), deve-se à presença de monômeros resinosos ácidos residuais na camada adesiva não polimerizada pela inibiçãõ do oxigênio, que reagem com a amina terciária do cimento resinoso. Com isso, a amina é neutralizada, não podendo reduzir o

peróxido de benzoíla na reação redox, responsável pela polimerização do compósito. No entanto, o cimento resinoso RelyX Unicem não apresenta sua reação química baseada na interação entre amina terciária e peróxido de benzoíla, sendo que esta interação entre monômeros acídicos e sistema de ativação química não ocorreu e, conseqüentemente, não exerceu influência sobre os valores obtidos.

Da mesma forma, o sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose Plus associado ao cimento resinoso dual Rely X ARC, produziu altos valores de resistência de união. Estes resultados podem ser explicados pelo uso de condicionamento ácido separadamente do adesivo, o qual remove a camada espessa de smear layer da superfície dentinária e exposição dos túbulos dentinários, permitindo retenção micromecânica do sistema adesivo de modo mais eficaz (Dimitrouli *et al.*, 2010; Hayashi *et al.*, 2008). Além deste fato, a utilização do ativador e catalisador torna o sistema adesivo quimicamente ativado, propiciando alto grau de conversão de monômeros na região de difícil acesso da luz ativadora, e conseqüente melhores propriedades mecânicas como altos valores de resistência de união para este protocolo adesivo.

É válido ressaltar que nesses sistemas a conversão química ocorrida na interface é aumentada também pela ausência da incompatibilidade com o cimento resinoso, uma vez que, devido à reação química possuem menos íons ácidos disponíveis para reagir com as aminas terciárias. Faria & Silva *et al.* (2007), afirmaram que uma camada adicional de resina hidrófoba minimiza o inconveniente da incompatibilidade, não ocorrendo assim nos adesivos

convencionais de 3 passos (ácido+*primer*+adesivo) e auto-condicionantes de 2 passos (*primer*-ácido+adesivo). Neste estudo, a aplicação da camada de resina hidrófoba foi proporcionada pela aplicação do catalisador.

Para o Panávia 2.0 associado ao ED Primer os resultados mostraram mais baixos valores de resistência de união diferindo estatisticamente dos demais protocolos adesivos tratando-se de um cimento resinoso dual associado a um sistema adesivo autocondicionante simplificado de baixa acidez. A utilização do sistema adesivo autocodicionante ED Primer oferece a vantagem de toda a dentina radicular desmineralizada ser simultaneamente infiltrada pelo adesivo (Faria e Silva *et al.*, 2007) e contém sulfonato de sódio benzênico T-isopropílico como co-iniciador no adesivo líquido B, o qual trata-se de um sal que pode reagir com os monômeros de resina presentes no adesivo A, e com o próprio cimento resinoso produzindo radicais livres que melhoram a reação de polimerização impedindo que as aminas terciárias do cimento sejam consumidas pelos monômeros ácidos residuais do adesivo simplificado (Faria e Silva *et al.*, 2007). Assim sendo, o material cimentante atinge polimerização apropriada quando o ED Primer é utilizado, mesmo quando nenhuma ativação por luz é executada.

Além disso, o adesivo é muito menos viscoso do que a pasta catalisadora do cimento, fazendo com que a mistura dos co-iniciadores dentro do volume de material seja, provavelmente, melhor quando o adesivo é aplicado (Faria e Silva *et al.*, 2007). Ainda com relação ao ED *Primer*, os benefícios trazidos pela ação dos seus componentes não compensam o efeito adverso da incompatibilidade de sistemas adesivos autocondicionantes simplificados, bem como sua fraca acidez e

baixa capacidade de desmineralização da smear layer e dentina radicular promovendo uma camada híbrida fina e não uniforme.

A utilização do sistema adesivo autocondicionante de duas etapas Clearfil SE Bond associado ao agente de cimentação Panavia F previamente à aplicação de seu sistema adesivo ED Primer, mostrou um aumento dos valores de resistência de união comparados ao uso exclusivo do ED Primer. Provavelmente este protocolo adesivo promoveu a formação de uma camada híbrida mais uniforme proporcionada pelo uso deste adesivo autocondicionante de dois passos. A efetiva polimerização do sistema adesivo ao longo de todo o conduto radicular contribuiu também para os valores de força de união semelhantes aos demais protocolos. Adicionalmente à formação de uma efetiva camada híbrida, a aplicação do ED Primer sobre o Clearfil SE Bond deve ter aumentado a conversão na interface adesiva por meio dos co-iniciadores presentes nesse sistema.

Para se avaliar a resistência dos cimentos odontológicos, a aplicação de ciclos repetidos de carga mecânica (fadiga), simulando um processo mastigatório clínico, foi utilizada permitindo corpos de prova mais próximos das condições intra-orais uma vez que aumenta a vulnerabilidade da interface adesiva (Mitsui *et al.*, 2006). O presente estudo submeteu as raízes restauradas com pinos de fibra de vidro e diferentes protocolos adesivos a 200.000 ciclos mecânicos, a uma frequência de 3,5Hz e 80N de carga, simulando a força aplicada em dentes posteriores unirradiculares. Huysmans *et al.*, em 1993, afirmaram que um mínimo de 10^5 ciclos, o equivalente a aproximadamente 1 a 3 meses de vida clínica, deve ser empregado nos estudos laboratoriais, uma vez que as falhas nas restaurações

ocorrem, geralmente, após extensiva função. Além disto, para a ciclagem foi realizada a simulação do ligamento periodontal através de um material a base de elastômero, Impregum F, na tentativa de se reproduzir a condição clínica. A inclusão de dentes diretamente no bloco de resina faz com que o efeito do carregamento ocorra de forma inadequada se não houver um material elástico de 0,2 a 0,3 mm de espessura envolvendo a raiz, semelhante ao ligamento periodontal pelo fato da resina utilizada para a inclusão das raízes ser um material rígido (Isidor *et al.*, 1996). Para os diferentes grupos avaliados neste estudo, a ciclagem mecânica não influenciou de forma significativa os valores de resistência adesiva. Isto pode ser explicado devido à semelhança entre o módulo de elasticidade da dentina (15-25 GPa), os pinos de fibra de vidro (30-40 GPa), e a resina composta (20 GPa), resultando em uma unidade biomecânica de homogeneidade (Silva *et al.*, 2011). O módulo de elasticidade da resina composta utilizada para a confecção no núcleo de preenchimento neste estudo permite a absorção das tensões geradas durante a ciclagem mecânica ao longo eixo das raízes, corroborando para a não diminuição da resistência de união dos pinos de fibra à dentina radicular (Silva *et al.*, 2011).

Apesar das diferenças apontadas pela análise estatística em relação aos protocolos adesivos, a análise do padrão de fratura foi semelhante para todos os grupos, com predomínio da falha adesiva, entre o cimento resinoso e a dentina intrarradicular. Outro tipo de falha, menos frequente, foi a falha mista, com a presença de falha adesiva entre cimento e dentina intrarradicular e falha coesiva no cimento resinoso.

Os padrões “adesiva entre cimento resinoso e pino” e “mista” também envolvendo a união cimento e pino, não foram observadas em nenhum espécime.

Estes dados demonstram que o ponto frágil da cimentação de pinos de fibra de vidro encontra-se na união dentina-cimento resinoso, uma vez que todas as falhas encontradas envolveram esta interface. A união destes resultados com os obtidos no teste de resistência de união demonstram a importância da análise de protocolos adesivos entre os diferentes sistemas de cimentação, uma vez que estes exercem influência direta no preparo do substrato dentinário, e na interação entre os constituintes desta interface, dentina-adesivo-cimento resinoso.

7. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, as seguintes conclusões podem ser tomadas:

- O cimento auto-adesivo RelyX Unicem (3M-Espe) e o cimento resinoso dual Panavia F associado ao adesivo autocondicionante *ED Primer* do mesmo fabricante (Kuraray) apresentaram os menores valores de resistência de união quando comparados aos demais protocolos adesivos;
- A ciclagem mecânica não teve influência significativa na resistência adesiva de pinos de fibra de vidro cimentados com os diferentes protocolos adesivos estudados

REFERÊNCIAS

1. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry*, v.27, p.275–8,1999.
2. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J*; 39:809-18,2006.
3. Cavalcanti AN, Mitsui FH, Ambrosano GM, Marchi GM. Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v.80, n.1, p.52-8,2007.
4. Coodlidge ED. The thickness of human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc*, v.24,p.1260-70.1937.
5. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-pos bonding. *Dental Materials* 24,967–977, 2008.
6. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int*,Feb;39:117-29,2008.

**Referências bibliográficas organizadas de acordo com as normas da FOP/ Unicamp, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.*

7. Dimitrouli M, Günay H, Geurtsen W, Lührs A-K. Push-out strength of fiber posts depending on the type of root canal filling and resin cement. *Clin Oral Investig*,15(2): 273-281,2010.
8. Faria e Silva AL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod* , 33:303-5, 2007.
9. Farina AP, Cecchin D, Garcia Lda F, Naves LZ, Sobrinho LC, Pires-de-Souza F de C. Bond strength of fiber posts in different root thirds using resin cement. *J Adhes Dent*, Apr;13(2):179-86, 2011.
10. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidicico MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*, 13(5): 255-260, 2000.
11. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*, 112:353-61, 2004.
12. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent*, 35:827-35, 2007.
13. Goracci C et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res* 88 (10):951-956, 2009.

14. Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, Ebisu S. The Root Canal Bonding of Chemical-cured Total-etch Resin Cements. *JOE*, v.34, n.5, p.583-586, May, 2008.
15. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v.87, p.438–45, 2002.
16. Huysmans MC *et al.* Failure behavior of fatigue-test post and cores. *Int Endod J*, London, v.26, n.5, p.294-300, sept.1993.
17. Isidor F, Odman P, Brondumk. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J prosthet*, v.9, n.2, p.131-136, fev, 1996.
18. Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Depth of lightinitiated polymerization of glass fiber-reinforced composite in a simulated root canal. *Int J Prosthodont*; 16:403-8, 2003.
19. Mannocci F, Pileck P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater*; 20(3): 293-296, 2004.
20. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. *Eur J Oral Sci*; 118(1): 80-86, 2010.
21. Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, Breschi L. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *Eur J Oral Sci*; 117: 447–453, 2009.

22. Mitsui FHO, Peris AR, Cavalcanti AN, Marchi GM, Pimenta LAF. Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and selfetching adhesive systems. *Oper Dent*, v.31, n.2, p.240-247, 2006.
23. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res*; 87(10): 974-979, 2008.
24. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Self-adhesive Resin Cement: A literature Review. *J Adhesive Dent*; 10:251-258, 2008.
25. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, Ferrari M. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod*; 32:1174-7, 2006.
26. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*, Nov; 17(6):542-56, 2001.
27. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, v.30, p.289 –301, 2004.
28. Silva G, Martins LRM, Soares CJ. Effect of Post Type and Restorative Techniques on the Strain and Fracture Resistance of Flared Incisor Roots. *Braz Dent J* 22,(3): 230-237, 2011.

29. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*; 31:584-9, 2005.
30. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth: restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am, Philadelphia*, v.28, n.4, p.923-951, Oct, 1984.
31. Valandro LF, Baldissara P, Galhano GA, Melo RM, Mallmann A, Scotti R, et al. Effect of mechanical cycling on the push-out bond strength of fiber posts adhesively bonded to human root dentin. *Oper Dent* 32(6):579-88, 2007.
32. Wang, Y, Zhang, L; Chen, J, Goracci C, Ferrari M. Influence of C-factor on the microtensile bond strength between fiber posts and resin luting agents. *J Adhes Dent*; 10:385-391, 2008.
33. Wu X, Chan AT, Chen YM, Yip KH, Smales RJ. Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. *Dental Materials* 23, 479–85, 2007.

ANEXOS

Quadro 3. Quadro das dimensões dos dentes: diâmetros vestibulo-lingual e mesio-distal respectivos aos terços cervical (CMD e CVL), médio (MMD e MVL) e apical (AMD e AVL) da raiz e comprimento da raiz do dente (CR).

DENTE	CMD	CVL	MMD	MVL	AMD	AVL	C
1	6,70	7,96	6,21	7,51	5,49	6,78	18,75
2	7,06	7,70	6,46	7,45	5,97	6,93	20,77
3	7,66	8,04	7,25	7,92	6,66	7,41	20,01
4	6,59	8,30	6,28	8,28	5,40	7,81	79,64
5	6,34	8,05	7,03	7,03	6,49	7,38	19,92
6	6,98	7,93	6,71	7,22	6,20	6,32	18,74
7	7,12	7,35	6,68	6,90	5,94	6,30	21,05
8	6,46	8,04	5,77	7,54	5,08	6,88	19,86
9	6,30	7,26	5,45	7,01	5,06	6,58	18,78
10	5,57	6,81	5,09	6,72	4,53	5,81	19,42
11	5,95	7,42	5,46	7,27	7,39	6,62	18,91
12	7,27	7,97	6,04	7,47	5,02	6,87	18,43
13	6,10	7,73	5,35	7,48	4,70	6,98	19,26
14	6,95	7,58	6,38	7,35	5,31	6,64	18,66
15	6,53	8,07	5,49	7,47	4,93	6,72	20,04
16	7,44	8,36	6,49	7,88	5,97	7,36	20,24
17	6,69	8,19	5,87	7,83	4,87	7,12	13,37
18	6,99	7,28	5,63	7,97	5,19	6,31	19,85
19	6,73	8,38	5,69	7,88	5,16	6,63	20,42
20	6,73	7,28	5,98	6,78	5,05	6,13	19,80
21	6,20	7,12	5,69	7,00	5,15	6,34	20,57
22	6,32	7,60	5,98	7,31	5,56	6,82	20,21
23	6,77	8,02	7,86	5,86	5,07	6,90	20,34
24	5,94	7,20	5,38	6,84	4,94	6,51	16,96
25	6,53	8,50	5,64	8,55	4,78	8,32	18,86
26	6,47	8,07	5,78	7,67	5,30	7,39	18,18
27	6,14	7,49	5,53	7,03	4,78	6,29	18,16
28	6,66	8,10	5,76	7,73	7,86	7,06	17,61
29	5,37	6,24	5,03	5,64	4,90	5,05	18,22
30	5,36	6,13	4,84	6,22	4,30	5,80	18,97
31	7,17	8,93	6,85	8,32	6,37	8,03	19,65
32	6,77	8,31	6,21	7,75	5,58	6,89	18,08
33	5,96	7,45	5,62	7,17	5,31	6,26	19,70
34	5,74	6,63	5,06	6,21	4,50	5,58	17,38
35	7,16	8,51	6,70	8,08	5,87	7,48	20,35
36	6,40	7,33	5,65	7,05	5,15	6,40	17,62

37	5,67	6,99	5,24	6,61	4,56	5,82	17,64
38	6,40	7,49	5,76	6,69	5,46	6,38	18,50
39	6,63	7,12	5,93	6,80	5,27	6,25	18,82
40	5,65	7,98	5,00	7,69	4,37	7,20	19,97
41	6,68	7,68	6,03	7,30	5,45	6,78	18,35
42	6,69	7,52	6,10	6,89	5,46	6,37	17,65
43	5,55	7,07	4,40	6,55	3,79	5,98	18,03
44	6,57	7,69	5,98	7,28	5,19	6,60	19,08
45	7,33	7,96	6,83	7,39	6,20	6,66	17,06
46	6,16	7,22	5,87	7,05	5,59	6,93	18,11
47	6,91	6,76	6,30	6,94	5,56	6,53	18,39
48	6,28	6,79	5,47	6,41	5,10	6,02	19,29
49	5,76	6,40	5,17	5,97	4,74	5,51	17,40
50	5,91	7,65	5,23	7,06	4,60	6,31	18,07
51	6,39	6,91	6,49	6,67	5,73	6,05	19,60
52	6,9	7,80	6,23	7,72	5,55	7,17	19,13
53	5,97	7,05	5,56	6,73	5,0	6,23	17,22
54	5,93	6,81	5,77	6,70	5,11	5,88	17,27
55	5,04	6,13	4,66	5,89	4,41	5,59	19,93
56	5,50	6,46	5,15	6,05	4,37	5,51	18,76
57	6,60	8,19	6,08	7,87	5,56	7,82	18,21
58	6,03	6,41	5,39	6,16	4,83	5,63	17,69
59	6,35	7,09	6,18	6,80	6,01	6,39	18,59
60	6,45	7,73	6,28	7,36	5,82	6,95	18,30
61	5,82	6,74	5,32	6,21	4,90	5,69	19,42
62	6,88	7,85	6,18	7,34	5,66	6,35	18,20
63	7,07	9,10	6,82	8,83	6,33	8,12	19,6
64	6,31	7,30	5,84	6,89	5,48	6,46	17,18
65	6,41	7,61	6,12	7,06	5,78	6,21	16,54
66	6,53	7,10	5,48	6,54	4,77	5,83	18,23
67	6,05	7,18	5,71	6,73	5,24	6,27	18,90
68	7,01	7,77	6,69	7,44	6,20	6,91	18,39
69	6,28	7,91	5,64	7,53	5,13	6,94	18,68
70	6,42	6,92	6,00	6,05	5,65	5,92	16,75
71	6,33	6,87	5,79	6,36	5,20	5,88	17,84
72	6,35	7,31	6,09	6,92	5,97	6,73	17,10
73	6,45	7,81	5,71	7,53	4,94	6,67	18,10
74	7,16	7,22	6,31	7,07	5,79	6,52	17,88
75	6,00	7,38	5,64	7,69	5,32	7,32	18,17
76	6,04	8,21	5,64	7,79	5,12	7,09	19,09
77	7,41	9,01	6,65	8,64	5,73	7,62	17,87
78	5,46	6,89	7,91	6,37	4,40	5,74	17,99
79	5,88	7,12	5,32	6,92	4,97	6,24	18,33
80	6,27	7,19	5,50	6,89	4,84	6,19	18,23

