

Daniele Machado da Silveira Pedrosa

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO DE DIFERENTES TIPOS DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO CIMENTADOS EM RAÍZES FRAGILIZADAS**

BRASÍLIA

2013

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

DANIELE MACHADO DA SILVEIRA PEDROSA

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO DE DIFERENTES TIPOS DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO CIMENTADOS EM RAÍZES FRAGILIZADAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Jacy Ribeiro de Carvalho Junior

BRASÍLIA
2013

DANIELE MACHADO DA SILVEIRA PEDROSA

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO DE DIFERENTES TIPOS DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO CIMENTADOS EM RAÍZES FRAGILIZADAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Saúde.

Aprovada em 26 de março de 2013

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Jacy Ribeiro de Carvalho Junior - (Presidente)
Universidade de Brasília – FS/UnB

Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto
Universidade de São Paulo – FORP/USP

Prof^a. Dr^a. Lilian Marly de Paula
Universidade de Brasília – FS/UnB

Prof. Dr. Júlio César Franco Almeida - (Suplente)
Hospital Universitário de Brasília – HUB/UnB

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os tímoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino.”

(Leonardo da Vinci)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho...

*À **Deus**, por estar sempre ao meu lado, abençoando meu caminho, me proporcionando a oportunidade de concretizar mais um sonho nessa caminhada terrestre.*

Obrigada por colocar pessoas maravilhosas em minha vida, para que eu tivesse a coragem necessária para encarar esse desafio.

Obrigada, Meu Deus!!!

*Ao **meu marido, Celso**, meu companheiro, que não me abandonou em nenhum instante e que diante de várias dificuldades que encontrei nesse caminho foi sempre dedicado e muito amoroso.*

Muito obrigada por poder compartilhar mais essa vitória com você!

Obrigada pela força e pelo apoio necessário para que eu não desistisse deste sonho, principalmente diante das dificuldades, de uma gravidez de alto risco e um pós-parto complicado, enfrentadas durante a execução deste trabalho. Hoje somos uma família: eu, você e nossa Caroline!!!!

Eu sei que vou te amar...

Por toda a minha vida eu vou te amar!!!!

*A **minha família**, que é a minha base para viver!!!!*

*Devo a vocês, **meu pai, Silveira** e **minha mãe, Lúcia**, tudo o que sou!!!!*

Obrigada pelos ensinamentos de honestidade, dignidade e principalmente, de amor e respeito!

*A **minha irmã, Grazielle** e sua família, que sempre me apoiaram, incentivando a realização desse sonho!!!*

Muito obrigada!!!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Jacy Ribeiro de Carvalho Junior, pela confiança, pelo incentivo e contribuição à minha formação pessoal, e principalmente pela amizade, compreensão e apoio em vários momentos. Muito obrigada por ter caminhado comigo durante esta etapa da minha vida me dando exemplos de dedicação, simplicidade, competência e profissionalismo.

AGRADECIMENTOS

À **Universidade de Brasília**, na pessoa do Reitor, **Prof. Dr. Ivan Marques de Toledo Camargo**.

À **Faculdade de Ciências da Saúde**, na pessoa da Diretora, **Profa. Dra. Lílian Marly de Paula**.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde**, na pessoa do Coordenador, **Prof. Dr. Francisco de Assis Neves** e aos **funcionários**.

Ao **Prof. Dr. Edson Dias Costa Júnior**, Coordenador do Laboratório de Biomateriais do Departamento de Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde, da UnB, pelo apoio.

À **área de Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da UNICAMP**, nas pessoas dos professores, **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho** e **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, por disponibilizarem a infraestrutura do Laboratório de Materiais Dentários para a realização da parte experimental desta pesquisa.

À **Profa. Dra. Fernanda Cristina Pimentel Garcia**, pelos ensinamentos, pela disponibilidade, por estar sempre com um sorriso imenso, pela ajuda constante e pela nossa amizade.

Ao técnico do Laboratório de Biomateriais do Departamento de Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde, da UnB, **Edivaldo Batista Teles**, pela simpatia com que me acolheu, estando sempre pronto a me ajudar.

A **todos os meus amigos**, que me acompanham em vários momentos da minha vida e que sempre torcem por mim.

A **todos aqueles** que, de alguma forma, contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho, o meu sincero agradecimento.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| RESUMO | 9 |
| ABSTRACT | 11 |
| 1 INTRODUÇÃO | 13 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA | 15 |
| 2.1 PINOS DE FIBRA DE VIDRO CONVENCIONAIS | 15 |
| 2.2 PINOS DE FIBRA DE VIDRO ANATÔMICOS | 18 |
| 2.3 CIMENTOS PARA CIMENTAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO | 20 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 27 |
| 3.1 OBJETIVO GERAL | 27 |
| 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 27 |
| 4 MÉTODOS | 28 |
| 4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL | 28 |
| 4.2 SELEÇÃO E PREPARO DAS RAÍZES | 28 |
| 4.3 INCLUSÃO DAS RAÍZES | 29 |
| 4.4 TRATAMENTO ENDODÔNTICO | 30 |
| 4.5 PREPARO PROTÉTICO DOS CANAIS RADICULARES | 30 |
| 4.6 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS | 31 |
| 4.7 PREPARO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO PARA CIMENTAÇÃO | 32 |
| 4.7.1 Técnica de retenção utilizando pinos de fibra de vidro convencionais... 32 | |
| 4.7.1.1 Preparo da superfície dos pinos de fibra de vidro convencionais.. 32 | |
| 4.7.2 Técnica de retenção utilizando pinos de fibra de vidro anatômicos..... 33 | |
| 4.7.2.1 Preparo da superfície dos pinos de fibra de vidro anatômicos..... 33 | |
| 4.7.2.2 Confecção dos pinos de fibra de vidro anatômicos..... 34 | |
| 4.8 CIMENTAÇÃO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO | 35 |
| 4.8.1 Grupos PC e PA cimentados com RelyX ARC (PC-RXA e PA-RXA).... 35 | |
| 4.8.2 Grupos PC e PA cimentados com RelyX U100 (PC-RXU e PA-RXU)... 37 | |
| 4.8.3 Grupos PC e PA cimentados com RelyX Luting 2 (PC-RXL e PA-RXL) 38 | |
| 4.9 SECÇÃO DAS RAÍZES PARA OBTENÇÃO DOS <i>SLICES</i> | 38 |

| | |
|---|-----------|
| 4.10 ENSAIO MECÂNICO DE MICRO <i>PUSH-OUT</i> | 39 |
| 4.11 MICROSCOPIA ÓPTICA | 41 |
| 4.12 ANÁLISE DOS DADOS | 41 |
| 5 RESULTADOS | 43 |
| 6 DISCUSSÃO | 49 |
| 7 CONCLUSÃO | 58 |
| 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 59 |
| APÊNDICE | 67 |
| ANEXO | 68 |

RESUMO

Reabilitar dentes fragilizados com acentuada perda estrutural, tratados endodonticamente, constitui-se ainda como um desafio para o profissional, apesar do constante aprimoramento dos materiais odontológicos e das técnicas restauradoras. O objetivo do presente estudo foi avaliar, por meio do teste de micro *push-out*, o efeito de diferentes tipos de cimentos na resistência de união ao cisalhamento de pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos cimentados nos terços cervical, médio e apical do preparo protético em raízes fragilizadas. Sessenta caninos inferiores humanos, com um único canal e raízes retas, tiveram suas porções coronárias removidas obtendo raízes com tamanho de 16 mm a partir do ápice radicular. As raízes foram incluídas em cilindros de resina acrílica para facilitar a manipulação e proporcionar melhor alinhamento do canal radicular. Foi realizado o tratamento endodôntico seguido pelo preparo protético do canal utilizando brocas em baixa rotação e pontas diamantadas em alta rotação, com o objetivo de simular uma raiz fragilizada. As raízes foram divididas em 2 grandes grupos de acordo com o tipo de pino de fibra de vidro utilizado: Grupo PC, composto por pinos convencionais (n = 30) e Grupo PA, composto por pinos anatômicos (n = 30). Em seguida, os grupos foram subdivididos de acordo com o tipo de cimento, resultando em um total de 6 subgrupos: PC e RelyX ARC (PC-RXA); PC e RelyX U100 (PC-RXU); e PC e RelyX Luting 2 (PC-RXL); PA e RelyX ARC (PA-RXA); PA e RelyX U100 (PA-RXU); PA e RelyX Luting 2 (PA-RXL). Os pinos foram cimentados de acordo com as recomendações do fabricante. Após 24 horas, todas os espécimes foram seccionados transversalmente em 6 *slices*, com 1 mm de espessura cada, obtendo 2 *slices* para cada terço do preparo protético (cervical, médio e apical). Todos os *slices* foram submetidos ao teste de micro *push-out*, com velocidade de 0,5 mm/min. O tipo de falha na interface dentina/cimento foi analisado em microscópio óptico com aumento de 40x. Os dados (MPa) foram analisados por meio dos testes estatísticos ANOVA três fatores e Tukey ($\alpha = 0,05$). Os resultados apresentaram diferenças estatísticas apenas entre os fatores ($p < 0,05$) e não na interação entre eles ($p > 0,05$). Os grupos PA foram os que obtiveram maiores valores de resistência de união. Entre os cimentos, o RXU foi o responsável pelos maiores valores de resistência de união, enquanto que o RXL apresentou os

menores valores ($p < 0,05$). Já para os terços radiculares do preparo protético, a região apical apresentou significativamente os menores valores de resistência de união. O principal tipo de falha verificado foi a adesiva, seguido por falhas mistas. Pode-se concluir que o uso de pinos de fibra de vidro anatômicos aumentou a resistência de união ao cisalhamento em canais radiculares amplos independente do tipo de cimento utilizado, bem como o uso do cimento autoadesivo, RelyX U100, promoveu os maiores valores de resistência de união dos pinos de fibra de vidro.

Palavras-chave: Resistência de união; cisalhamento; teste de micro *push-out*; pino de fibra de vidro; reembasamento.

ABSTRACT

Restoring endodontically treated teeth weakened with severe structural loss is still challenging for dental practitioners despite the constant improvement of dental materials and restorative techniques. The aim of this study was to assess, by means of the micro push-out test, the effect of different types of cements on shear bond strength of conventional and anatomic glass fiber posts luted at cervical, middle and apical thirds of prosthetic preparation in weakened roots. Sixty human lower canine teeth with a single canal and straight roots had the crown removed, obtaining roots with 16 mm length from the radicular apex. The roots were embedded in acrylic resin blocks to facilitate handling and provide better alignment of the root canal. Endodontic treatment was performed followed by prosthetic preparation of root canal using low speed drills and high speed diamond burs aiming to simulate weakened roots. Roots were divided in 2 major groups according to the type of glass fiber post used: Group PC composed of conventional posts (n = 30) and Group PA composed of anatomic posts (n = 30). Following, groups were further divided according to cement type used, resulting a total of 6 subgroups: PC and RelyX ARC (PC-RXA); PC and RelyX U100 (PC-RXU); PC and RelyX Luting 2 (PC-RXL); PA and RelyX ARC (PA-RXA); PA and RelyX U100 (PA-RXU); and PA and RelyX Luting 2 (PA-RXL). Posts were cemented according to manufacturer's instructions. After 24 hours, all specimens were sectioned transversely in 6 1mm thick slices, obtaining 2 slices for prosthetic preparation third (cervical, middle and apical). All slices were submitted to the micro push-out test with a cross-head speed of 0.5 mm/min. Failure modes were evaluated with an optical microscope at x40 magnification. Data (MPa) were analyzed by means of the three-way ANOVA and Tukey test ($\alpha = 0.05$). Results showed statistical differences only among factors ($p < 0.05$) and not at the interaction among them ($p > 0.05$). The PA groups reached the highest values of push-out bond strength. Among cements, RXU was responsible for the highest bond strength values whereas RXL showed the lowest values ($p < 0.05$). For the root thirds of prosthetic preparation, apical region presented significantly the lower bond strength values. The most frequent type of failure was adhesive followed by mixed failures. It can be concluded that the use of anatomic glass fiber posts improved the shear bond strength in flared root canals irrespective to the cement type used, as well as the use

of the self-adhesive cement, RelyX U100, promoted the highest bond strength values for the glass fiber posts.

Keywords: bond strength; shear; micro push-out test; glass fiber post; relining.

1 INTRODUÇÃO

O uso de pinos de fibra de vidro para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente é amplamente investigado e atestado por diversos estudos encontrados na literatura, tanto *in vitro* quanto *in vivo* (1, 2). Apesar dos constantes avanços quanto a esta proposta de tratamento reabilitador, ainda existem grandes desafios a serem superados, especialmente quando o remanescente radicular encontra-se fragilizado (3, 4).

Por muito tempo os núcleos metálicos fundidos foram o principal meio de retenção para a restauração final de dentes tratados endodonticamente (5, 6). Apesar da alta retenção e da pequena linha de cimentação, estes retentores apresentam um alto módulo de elasticidade o que pode predispor à fraturas radiculares, geralmente catastróficas (6, 7). Por outro lado, o módulo de elasticidade de pinos de fibra de vidro, das resinas compostas e dos cimentos resinosos é semelhante ao da dentina, o que é considerada uma vantagem para melhorar o desempenho biomecânico da restauração (8, 9, 10). Quando unido à dentina, os pinos de fibra de vidro podem promover uma adequada distribuição das tensões ao longo do dente, diminuindo a incidência de fraturas catastróficas (11, 12). Somado a isso, as características estéticas destes pinos de fibra de vidro têm contribuído para o grande crescimento na indicação e uso destes pinos (1, 2, 6).

A quantidade de dentina remanescente após o tratamento endodôntico e o preparo protético do espaço para receber o pino de fibra de vidro desempenha um importante papel para a longevidade da restauração (13), especialmente em relação à fratura (14) e à retenção (15), sendo esta última a principal causa de falhas dos pinos de fibra de vidro (8, 16, 17). A retenção dos pinos de fibra de vidro pode ser comprometida por agentes contaminantes (18), pelas características morfológicas da dentina radicular (19, 20), pelo tipo de cimento e sua interação com os substratos (21), pela limitação da intensidade de luz fotoativadora ao longo do canal radicular (22, 23, 24) e pelo desenho e adaptação do pino de fibra de vidro (16, 25, 26).

Neste contexto, raízes fragilizadas em consequência de lesões de cárie, traumas, patologias pulpares e/ou iatrogenias, podem comprometer a adaptação do pino de fibra de vidro às paredes do canal radicular (3, 12). Nestes casos, se os pinos de fibra de vidro não se adaptam ao conduto, especialmente na porção

coronária, a linha de cimentação será excessivamente espessa (27, 28), proporcionando uma maior tendência à formação de bolhas de ar (12, 16). Além disso, uma alta tensão de polimerização é gerada, o que torna a área predisposta à perda da retenção (2).

Uma das soluções para diminuir esta predisposição durante a cimentação de pinos de fibra de vidro em canais radiculares amplos é o reembasamento dos pinos com resina composta, criando os denominados pinos de fibra de vidro anatômicos ou, simplesmente, pinos anatômicos (8, 30). Uma vez reembasados com resina composta, estes pinos de fibra de vidro passam a ser individualizados, apresentando maior adaptação ao canal radicular e reduzindo a espessura da linha de cimentação (12, 16, 31). O aumento do contato entre o pino de fibra de vidro e as paredes dentinárias radiculares aumenta a retenção mecânica friccional (32), o que pode também reduzir a dependência da união adesiva (31, 32), que é considerada crítica no interior do canal radicular (8). A literatura também aponta que mesmo cimentos com menor potencial adesivo, mas com propriedades mecânicas favoráveis, podem apresentar desempenho satisfatório na cimentação de pinos anatômicos (18, 35).

Assim, com possibilidade do uso de pinos de fibra de vidro em dentes anteriores, especialmente naqueles com canais amplos, torna-se necessário compreender e buscar técnicas e materiais que proporcionem reabilitações estéticas e funcionais mais longevas, por meio da melhoria das propriedades físicas, mecânicas e adesivas de todo o sistema de retenção intrarradicular (20, 36). Por este motivo, e pelo fato da técnica de reembasamento de pinos de fibra de vidro com resina composta ser ainda uma técnica em discussão na literatura, este estudo busca avaliar o efeito de diferentes tipos de cimentos na resistência de união ao cisalhamento de pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos, por meio do teste de micro *push-out*, nos terços cervical, médio e apical do preparo protético em raízes fragilizadas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PINOS DE FIBRA DE VIDRO CONVENCIONAIS

Na tentativa de evitar a perda precoce de dentes e de restabelecer a função de um remanescente dentário enfraquecido, diferentes materiais e técnicas restauradoras têm sido sugeridas (4). Nas últimas décadas, os núcleos metálicos fundidos têm sido bastante utilizados com a finalidade de propiciar retenção para as restaurações, produzindo uma reabilitação mais eficiente (7). Atualmente, sabe-se que os núcleos metálicos fundidos não reforçam os dentes (37) e podem ocasionar fraturas irreparáveis nas raízes (3, 7, 32), além da possibilidade de causar manchamento da raiz devido a sua coloração metálica e oxidação (37). As limitações apresentadas pelos núcleos metálicos, sejam eles pré-fabricados ou fundidos, aliadas aos avanços nos campos da adesão às estruturas dentárias e do surgimento de materiais estéticos promoveram o desenvolvimento de outros sistemas livres de metal (6). Desde a década de 90, os pinos de fibra vêm sendo pesquisados para substituir os núcleos metálicos fundidos (38) e foram introduzidos na Odontologia com vantagens devido as suas propriedades mecânicas, como a satisfatória resistência à flexão e módulo de elasticidade próximo ao da dentina (7, 39, 40). Assim, estes tipos de pinos minimizam a transmissão de tensões às paredes radiculares (11) o que diminui a possibilidade de fraturas (2), além de melhorar os efeitos ópticos das restaurações estéticas (38), e permitir a realização de técnica direta em única sessão clínica (8, 30, 37).

Os pinos de fibra podem ser de carbono, quartzo ou vidro embebido em uma matriz resinosa, à base de resina epóxica, de resina de metacrilato ou de outro tipo de compósito (2, 10). As fibras são orientadas paralelamente ao eixo longitudinal do pino de fibra, com diâmetro entre 6 a 15 μ m. A densidade da fibra, ou seja, o número de fibras por mm² da superfície do pino, em corte transversal, varia entre 25 e 35, dependendo do tipo de pino. Assim, em uma vista transversal, pode ser verificado que 30 a 50% da área do pino é ocupada pelas fibras (41). Estas são responsáveis pela resistência à flexão, enquanto que a matriz resinosa promove resistência à compressão, além de ser também responsável por constituir a superfície do pino de

fibra, que irá interagir com os monômeros funcionais contidos nos cimentos resinosos adesivos (42).

Os pinos de fibra de vidro são compostos basicamente por fibras unidirecionais de vidro embebidas em uma matriz resinosa onde os polímeros dessa matriz são geralmente polímeros epóxi com alto grau de conversão e uma estrutura feita de cadeias altamente cruzadas (31). A fibra é uma estrutura flexível, cilíndrica, que pode ser de vidro elétrico, *E-glass*, que no seu estado amorfo é uma mistura de óxidos de silício, cálcio, alumínio, bário e outros óxidos de metais alcalinos (41), ou pode ser de vidro de alta resistência, o *S-glass* (10).

Estes pinos possuem módulo de elasticidade muito próximo ao da dentina, podendo variar de 16 a 40GPa (11, 37, 41). Devido a essa grande similaridade das propriedades elásticas com a dentina, os pinos de fibra de vidro permitem uma distribuição de tensão relativamente uniforme ao dente e aos tecidos circunjacentes, promovendo um efeito protetor contra fratura radicular (3, 10, 39, 40). Outro fator que melhora a distribuição de tensão é a possibilidade de união entre o pino de fibra de vidro e a dentina radicular (8). A composição química do pino de fibra de vidro é compatível com o sistema de resinas à base de Bis-GMA, favorecendo o procedimento adesivo (37). Com isso, é possível o surgimento de uma unidade mecânica homogênea, formando um sistema integrado em “monobloco”, que pode diminuir o risco de fraturas, protegendo o remanescente dentário (11, 27, 43). Portanto, os módulos de elasticidade dos materiais devem ser semelhantes, sendo que entre os pinos de fibra, os que mais se aproximam da dentina (12 – 20 GPa), dos cimentos resinosos (6,8 – 10,8 GPa) e das resinas compostas (5,7 – 25 GPa) são os pinos de fibra de vidro (9, 37).

Além disso, os pinos de fibra de vidro têm demonstrado prognóstico favorável, com “sobrevida” satisfatória em estudos clínicos, com desempenho semelhante aos pinos metálicos e núcleos moldados e fundidos (6). O comportamento biomecânico favorável é uma das propriedades mais vantajosas dos pinos de fibra de vidro, que tiveram o seu uso difundido rapidamente na prática clínica. Além da simplicidade da técnica em comparação ao uso dos núcleos metálicos fundidos, devido a eliminação de passos clínicos, os pinos de fibra de vidro também apresentam prognóstico favorável quanto a necessidade de remoção (2, 39). Além disso, os pinos de fibra de vidro e de quartzo apresentam propriedades ópticas mais favoráveis, promovendo a reprodução de um aspecto mais natural e estético ao dente restaurado (44).

A união dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular desempenha um papel importante no comportamento mecânico retentivo do conjunto (45). Desta maneira, muitos estudos trabalham com diferentes metodologias visando mensurar a resistência de união dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular, podendo ser os testes de: microtração, *pull-out* ou *push-out* (46). Ainda, a metodologia de teste *push-out* pode ser realizada com *slices* mais espessos ou mais delgados, sendo o último denominado micro *push-out* (45). Alguns estudos comparativos entre o teste de micro *push-out* e o teste de microtração foram realizados com o objetivo de verificar a existência de diferenças nas condições de avaliação da resistência de união de pinos de fibra de vidro. Estes trabalhos mostraram que o teste de micro *push-out* pareceu ser o mais efetivo e confiável (40, 45, 47, 48). Além disso, a realização deste teste, pela obtenção de *slices* com espessura de 1 mm mostrou ter uma menor quantidade de falhas prematuras dos espécimes e uma menor variabilidade na distribuição dos dados comparados com testes de microtração durante avaliação de resistência de união dos pinos de fibra de vidro ao canal radicular (8, 16, 46). O teste de micro *push-out* tem sido sugerido por simular de forma mais fidedigna, quando comparado aos demais testes, as condições clínicas, uma vez que permite avaliar vários espécimes de uma mesma raiz, bem como testar diferentes regiões, simplificando o cálculo da área de união (38, 49, 50). Além da avaliação de resistência de união, o teste de micro *push-out* tem sido utilizado para avaliar outras variáveis que afetam a retenção do pino de fibra de vidro, como o tempo pós cimentação, o tipo de sistema adesivo e o modo de polimerização, os próprios cimentos adesivos em si, assim como os tipos de materiais que compõem os pinos de fibra (45, 48).

A união à dentina radicular requer algumas considerações importantes acerca das características estruturais desse substrato. Estudos clínicos prospectivos e retrospectivos têm mostrado que a perda da adesão é o tipo de falha mais comumente observada com os pinos de fibra de vidro (12, 32, 39). A resistência de união na interface pino-cimento-dentina pode ser comprometida por vários fatores, dentre os quais, o grau de hidratação da dentina radicular (51); o tipo de adesivo, cimento e agente silano utilizado (19, 36); a configuração cavitária desfavorável do canal radicular (29); as diferenças anatômicas na densidade e orientação dos túbulos dentinários em diferentes terços da dentina radicular (44, 48, 52, 53); a dificuldade de controle de umidade e a falta de visão direta (51); bem como, a

dificuldade de fotoativação dos materiais resinosos nas porções mais apicais do espaço do preparo protético (22, 38).

Em estudo laboratorial Silva *et al.*, em 2011 (14), verificaram que o uso de pinos de fibra de vidro com módulo de elasticidade próximo ao da dentina apresentou tipos de falhas favoráveis em todos os grupos avaliados. Em vários trabalhos foi observado que as falhas ocorreram mais frequentemente na interface entre cimento e dentina (12, 32, 54-56), sugerindo que esta região é o elo fraco retentivo do conjunto (8, 48, 57, 58). Esta característica fica mais acentuada a medida que o volume de cimento aumenta, pois existe uma diminuição da imbricação mecânica do pino de fibra de vidro (16), além de existirem os fatores relacionados ao aumento das tensões geradas pela contração de polimerização a medida que o volume de cimento aumenta (29). Assim, o uso de pinos de fibra de vidro em canais radiculares amplos e enfraquecidos tem algumas limitações (8). Os pinos de fibra de vidro convencionais, pré-fabricados, deveriam ser utilizados somente em casos em que o diâmetro de sua secção transversal fosse semelhante à do canal radicular (12). Quando isso não ocorre, a linha de cimentação pode ser excessivamente espessa, podendo incorporar uma maior quantidade de bolhas em seu interior, deixando o conjunto predisposto à falhas adesivas e coesivas (18, 21).

2.2 PINOS DE FIBRA DE VIDRO ANATÔMICOS

Com o crescente uso dos pinos de fibra de vidro e diante do fato de o principal tipo de falha observado para estes pinos ser a perda de retenção (12, 54, 58), algumas técnicas foram propostas para contornar esta limitação, sendo as principais o uso de pinos acessórios (15) e o reembasamento de pinos de fibra de vidro com resina composta (31), confeccionando o denominado pino de fibra de vidro anatômico, ou, tão somente, pino anatômico (30). A literatura já traz diversos trabalhos que analisaram estes pinos anatômicos (2, 4, 8, 14, 16, 31, 32, 43), mas ainda é considerada uma técnica em discussão (21). O procedimento de confecção destes pinos é relativamente simples e consiste no reembasamento, com resina composta, dos pinos de fibra de vidro convencionais, pré-fabricados, ou seja, é realizada uma moldagem do conduto radicular com resina fotopolimerizável ao redor

do pino de fibra de vidro, confeccionando pinos de fibra de vidro individualizados, anatômicos, em única sessão clínica (3, 8, 30). Acrescentando poucos passos na técnica convencional de cimentação do pino de fibra de vidro, os pinos anatômicos podem alcançar uma melhor qualidade de adaptação ao formato do canal radicular proteticamente preparado (12, 31). Em estudos comparativos entre pinos de fibra de vidro convencionais e pinos de fibra de vidro anatômicos, foi observado que o reembasamento do pino de fibra de vidro com resina composta promoveu aumento dos valores de resistência de união à dentina quando comparado ao pino de fibra de vidro convencional, pré-fabricado, apenas cimentado (8, 12, 16, 21, 32).

É sempre um desafio, na prática clínica, a tomada de decisão sobre a manutenção ou não de um dente tratado endodonticamente e fragilizado, com grande perda estrutural, possuidor de pouquíssimo remanescente coronário e canal radicular amplo, com pequena espessura de dentina radicular (5). A perda de estrutura coronária e o canal radicular amplo torna o remanescente frágil, passando a ser mais susceptível à falhas biomecânicas (3). De acordo com vários estudos, a técnica do pino anatômico tem mostrado efeito significativamente satisfatório quanto ao aumento dos valores de resistência de união (8, 12, 32), resistência à fratura (3, 5, 14) e quanto ao tipo de falha de união ocorrida nesses dentes (1-5, 16). Os pinos anatômicos possuem várias vantagens, sendo uma delas resultado do próprio reembasamento, que promove a formação de uma menor e mais uniforme espessura da camada de cimento (28, 31). Com uma camada de cimento menos espessa e mais uniforme, a formação de bolhas, que representa áreas de fragilidade no interior da massa de cimento, torna-se menos provável (8, 12, 16). Os efeitos da tensão de polimerização que se desenvolve em uma camada relativamente fina de cimento, também tornam-se menores, promovendo menor interferência no processo de retenção (27, 29). Além disso, se após o preparo do espaço protético para o recebimento do pino de fibra de vidro, o canal radicular apresentar-se ainda com achatamento, ou não perfeitamente circunferencial, a confecção do pino anatômico tem uma vantagem distinta, pois o mesmo adapta-se ao canal radicular de forma individualizada, não tendo a necessidade de tentativas de adaptação de pinos de fibra de vidro padronizados, de diferentes diâmetros e conicidades (8, 31).

A retenção friccional é diretamente proporcional à área de contato, ou seja, quanto maior a superfície de contato, melhor a retenção (26, 34). O reembasamento do pino de fibra de vidro com resina composta melhora a retenção do mesmo ao

canal radicular, pois aumenta a retenção friccional do conjunto (25, 56), diminuindo a dependência de uma efetiva união adesiva (18, 36). Outro aspecto que é levantado quando se trabalha com retentores intrarradiculares que apresentam adequada adaptação às paredes do canal radicular, refere-se ao aumento da pressão hidráulica do cimento, que é gerada pela pressão contínua do retentor às paredes do canal radicular, durante a cimentação, a medida que este é introduzido no canal radicular (8, 16). A aplicação desta pressão resulta em um contato melhor entre o conjunto pino-cimento e a dentina (12, 35). O resultado é uma melhora da interação do cimento com a dentina, da retenção friccional e, conseqüentemente, de um aumento na resistência de união, quando comparado com pinos de fibra de vidro convencionais, pré-fabricados, não-reembasados (8, 56). Esta maior pressão contínua durante a cimentação reduz a incorporação de glóbulos de água na interface de união entre o cimento e a dentina, diminuindo os efeitos negativos da presença de umidade nesta região (32). Além disso, uma maior pressão contínua durante a cimentação reduz a formação de bolhas na massa de cimento, o que pode favorecer todo o processo de retenção, elevando os valores de resistência de união do pino anatômico às paredes do canal radicular (16, 21).

Outro aspecto que também pode influenciar no comportamento de pinos anatômicos é a qualidade da união entre o pino de fibra de vidro e a resina composta utilizada para o seu reembasamento (12). Alguns estudos que avaliaram os tipos de falhas ocorridos com pinos anatômicos, por meio de microscopia eletrônica de varredura, mostraram um comportamento bastante favorável do conjunto compósito-pino de fibra de vidro (8, 16, 31). Este comportamento favorável pode ser explicado uma vez que existe uma compatibilidade entre os dois materiais, que tem componentes de matriz resinosa semelhantes, bem como a adição do agente silano na interface entre o pino de fibra de vidro e a resina composta (30).

2.3 CIMENTOS PARA CIMENTAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO

Os cimentos odontológicos unem restaurações indiretas e retentores intrarradiculares à estrutura dentária remanescente previamente preparada. Tradicionalmente, o cimento de fosfato de zinco tem sido bastante utilizado, mas

estudos evidenciaram algumas limitações como a solubilidade e a incapacidade de promover uma união adesiva (7). Assim, para a cimentação de pinos estéticos, como os de fibra de vidro, outros sistemas foram introduzidos, como os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e os diferentes tipos de cimentos resinosos (21).

Entre os cimentos resinosos, o mais comumente utilizado para a cimentação de pinos de fibra de vidro convencionais é o cimento resinoso adesivo que, para sua união com a estrutura dentária, necessita da aplicação prévia de um sistema adesivo (57). Um destes cimentos é o cimento RelyX ARC (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), que é um cimento resinoso de polimerização dual que, em muitos estudos, apresenta resultados superiores quanto à resistência de união à dentina, quando comparado a outros cimentos (9, 55, 58-60). Este cimento apresenta uma resistência mecânica bastante favorável, o que permite sua indicação para cimentação de peças protéticas e retentores intrarradiculares (8). Entretanto, o cimento RelyX ARC apresenta elevada contração de polimerização. A tensão resultante dessa elevada contração de polimerização pode comprometer a interface de união do cimento com a dentina radicular (22, 61). Este aspecto, por si, destaca a importância das propriedades físico-químicas do cimento resinoso (23, 34), bem como do sistema adesivo (16) utilizado para os resultados favoráveis de resistência de união dos pinos de fibra de vidro ao substrato dentinário. Outro aspecto a ser considerado é a dependência da polimerização química desse material nas camadas mais profundas, uma vez que estas camadas tornam-se inacessíveis à luz (56, 62). Isto reduz o grau de conversão deste cimento, uma vez que a quantidade de ativador químico presente em sua formulação não é suficiente para promover uma efetiva polimerização do material, o que pode, conseqüentemente, interferir em suas propriedades mecânicas (24, 32).

A formação de uma camada híbrida de qualidade é fundamental para o sucesso da adesão dos cimentos resinosos adesivos à dentina (52). Entre os sistemas adesivos disponíveis para utilização em conjunto com cimentos resinosos adesivos, os mais comumente utilizados são os de condicionamento ácido prévio, contendo primer e adesivo em frasco único (12, 38). Após a polimerização desses adesivos, monômeros ácidos residuais podem ainda permanecer na camada mais superficial, que podem ter a polimerização inibida pelo oxigênio ou pela ineficiência da fotoativação do adesivo nas regiões mais profundas do canal radicular (24, 51).

Esses monômeros ácidos residuais inibem a reação de polimerização química do cimento resinoso (19, 56). Isso é mais crítico nos terços médio e apical do canal radicular, uma vez que, pela dificuldade de penetração da luz nas porções mais profundas, a fotoativação do cimento torna-se bastante comprometida (53, 63, 64). Essa inibição ocorre em função da transferência de cargas entre os monômeros ácidos, receptor, e a amina terciária, doadora, o que faz com que esta, perca sua capacidade de reduzir o peróxido de benzoíla responsável pela geração do radical livre que inicia a reação de polimerização (60, 62). Esta capacidade de inibição da polimerização é proporcional à acidez dos sistemas adesivos (23).

Para os cimentos resinosos convencionais, os adesivos de frasco único ou simplificados, sejam de condicionamento total ou autocondicionantes, comportam-se como membranas semipermeáveis devido à ausência de uma camada de resina mais hidrofóbica (12). A transudação de fluido dentinário através desses adesivos simplificados é considerada como um fator que pode interferir no processo de polimerização da porção hidrofóbica dos cimentos resinosos (60). Nesse contexto, a literatura também trás o relato que a lenta polimerização dos cimentos resinosos duais e quimicamente ativados podem permitir suficiente movimentação do fluido dentinário (24, 35), formando glóbulos de água na interface adesivo-cimento, o que poderia resultar em uma subsequente falha de união, já que essas bolhas podem eventualmente atuar como propagadoras de falhas (16, 32). Como resultado deste mecanismo, existe uma maior predisposição à falta de selamento hermético na interface entre a estrutura dentária e o sistema adesivo (50, 61).

Na tentativa de reduzir a possibilidade de erros durante o processo de cimentação dos pinos de fibra de vidro, os cimentos resinosos autoadesivos apresentam-se como cimentos que necessitam de uma menor quantidade de passos técnicos necessários para cimentação quando comparado aos cimentos resinosos adesivos (66). Um cimento autoadesivo que vem sendo comumente utilizado e estudado é o cimento RelyX U100 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (25, 53, 54, 65). Este cimento é composto por grupos metacrilatos bifuncionais, que são ácidos monoméricos (38, 50), cuja natureza ácida permite a desmineralização dentária e posterior infiltração, resultando em uma retenção micromecânica (56).

Apesar do pH do RelyX U100 ser bastante baixo, uma desmineralização muito limitada é observada na superfície dentinária (2, 32, 54), o que promove a formação de uma camada híbrida pouco satisfatória devido ao fato deste cimento

não ser capaz de dissolver a espessa *smear layer* presente nas paredes do canal radicular após o preparo do espaço protético, prévio à cimentação (17, 38, 61, 66). Este fato está relacionado à alta viscosidade do material e sua limitada penetração e/ou interação com o substrato, principalmente quando fotoativado imediatamente após a cimentação (58, 60). Por outro lado, o cimento RelyX U100 promove uma adequada interação com a dentina devido a reação química entre os íons cálcio da dentina e o agente fixador do cimento (57). Esta interação se inicia enquanto o material está sendo manipulado, onde o ácido é parcialmente neutralizado pela hidroxila liberada a partir da quebra do hidróxido de cálcio presente no cimento durante a reação, ou pela presença de água na dentina (65). Esta reação libera grupos fosfato, os quais são responsáveis pela união do cimento ao cálcio dente (53). Ainda, este cimento demonstra uma tolerância à umidade devido à formação de água durante a reação de neutralização do ácido fosfórico metacrilato (50, 52), fato este que pode aumentar o contato entre o cimento e a dentina radicular (38). Este cimento pode ser ainda definido como um material que possui tripla polimerização, sendo induzido por exposição à luz, por processo de oxirredução e por processos contínuos pós fotoativação (reações no escuro) (56).

Cimentos resinosos autoadesivos parecem apresentar baixa contração devido as suas propriedades viscoelásticas (32), fazendo com que haja um maior contato do cimento resinoso com as paredes do canal radicular (57), podendo gerar, dessa forma, maior resistência friccional (56). As características tixotrópicas deste material promovem uma elevada adaptação deste cimento, especialmente sob pressão, bem como a formação de uma reduzida camada de porosidades na linha de cimentação, tornando este material bastante favorável para cimentação (58).

Entre os cimentos que podem ser utilizados para fixação de retentores intrarradiculares, a literatura aponta também para o uso de cimentos à base de ionômero de vidro modificado por resina, em especial o cimento RelyX Luting 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (5, 9, 58, 59). Este apresenta-se como um cimento de polimerização química, de aplicação simples e que possui propriedades que permitem a ocorrência de uma verdadeira união à dentina, tanto pelo mecanismo micromecânico, quanto pelo de adesão química (21). Pelo fato da reação de presa destes cimentos contarem com a presença de água, estes são menos sensíveis à umidade e apresentam maior estabilidade dimensional (5). Devido a esta maior afinidade com a água, este cimento ionomérico modificado por resina sofre

expansão higroscópica durante sua reação de presa, o que pode gerar um aumento na resistência friccional do pino de fibra de vidro (67).

Apesar das propriedades adesivas favoráveis dos cimentos à base de ionômero de vidro modificado por resina, estes cimentos possuem baixa afinidade química com os componentes dos pinos de fibras de vidro, o que proporciona uma resistência de união entre cimento e pino de fibra de vidro limitada basicamente à imbricação mecânica (67). Além disso, as propriedades mecânicas do cimento RelyX Luting 2 são inferiores quando comparadas com os cimentos resinosos adesivos e autoadesivos (5, 9, 32), levando a uma menor resistência coesiva do material, o que pode gerar limitações quanto ao uso deste cimento (58), especialmente em canais onde a linha de cimentação será bastante espessa. Ainda, este cimento apresenta um menor módulo de elasticidade do que a dentina radicular e o pino de fibra, criando uma região de concentração de tensões que podem levar a falhas precoces (65).

Porém, apesar do conhecimento prévio de inúmeras propriedades dos diferentes tipos de cimentos utilizados para a cimentação de pinos de fibra de vidro, os níveis de retenção obtidos clinicamente quando um pino de fibra de vidro é cimentado às paredes do canal radicular são influenciados por diversos fatores, como a dificuldade de manipulação do material (68), a heterogeneidade das características do substrato (69) e a configuração cavitária adversa (29, 33). Uma melhor adaptação do pino de fibra de vidro ao canal radicular, além de promover uma maior retenção friccional, pelo aumento do contato e da interação entre o pino de fibra de vidro e a dentina radicular, pode também gerar uma pressão hidráulica durante a cimentação que favorece a diminuição da linha de cimentação e favorece um íntimo contato do cimento tanto com o pino de fibra de vidro quanto com o substrato dentinário (12, 32). Uma maior espessura do cimento terá sua resistência de união dependente da resistência coesiva do cimento utilizado (21, 58). Estas características levam a uma melhora na resistência de união de pinos de fibra de vidro que apresentam linhas de cimentação mais delgadas (8, 16, 31). Ainda, esta melhor adaptação torna a camada de cimento mais uniforme (28) e com menor probabilidade de incorporação de bolhas e glóbulos de água (32), que atuam com propagadores de falhas. Faria e Silva et al., em 2009 (16), verificaram uma maior predisposição à formação de bolhas no interior da linha de cimentação, por meio de observações em microscopia eletrônica de varredura, quando comparados pinos de

fibra de vidro anatômicos e convencionais.

Está demonstrado que o número de túbulos dentinários diminui em direção ao ápice radicular, o que mostra uma maior densidade tubular nos terços cervical e médio em relação ao terço apical (69), fato este que pode influenciar no comportamento adesivo dos cimentos (70) uma vez que a área de dentina radicular disponível para adesão é bastante superior na região cervical quando comparada à região apical do preparo (34). Outro aspecto que proporcionou uma melhora de retenção em terços cervical e médio se dá pela facilidade de acesso e manipulação dos materiais nestas regiões (22, 71). A acessibilidade do terço cervical do preparo permite uma manipulação mais adequada dos agentes de fixação, podendo ser considerado um dos fatores que influenciam as diferenças encontradas quando comparada a resistência de união destas regiões com as porções mais profundas do preparo (50). A hibridização dentinária não é uniforme no terço apical e ramificações laterais dos *tags* de resina não são comumente observados na região apical do preparo (69). Apesar da baixa resistência de união nas regiões apicais do preparo, a resistência friccional nestas áreas contribui para resistência ao deslocamento do pino de fibra de vidro (16, 32).

A integridade dos cimentos resinosos e de sua união ao substrato dentinário é influenciada pelo fator de configuração cavitária (29). O fator C, razão das superfícies aderidas e não aderidas, em uma cimentação de pino de fibra de vidro pode exceder a 200 (57, 60), o que resulta em uma alta concentração de tensão durante seu assentamento (58) e pode favorecer a geração de falhas na interface de cimentação (50). O fator C nos canais radiculares é maior e mais complexo do que em preparos de cavidades para resina composta (38) e está relacionado a diversos fatores como volume de cimento (29) e amplitude do preparo do canal radicular (12, 16). Quanto maior o volume de cimento resinoso, maiores serão as tensões geradas durante a polimerização do cimento (22). Por outro lado, canais mais amplos onde existe uma maior área para liberação das tensões de polimerização, também são considerados favoráveis (36, 69). No entanto, em linhas de cimentação mais delgadas, apesar da possibilidade de uma maior tensão de polimerização, por se tratar de um volume bastante reduzido, os efeitos da contração são minimizados (29, 36). Outro ponto que a literatura traz como fator que pode minimizar os efeitos deletérios das tensões de polimerização aumentadas é o uso de cimentos resinosos duais, pois devido ao fato destes cimentos apresentarem um componente de

ativação química em menor quantidade, a polimerização na ausência de luz ocorre mais lentamente, permitindo maior tempo para acomodação de tensões, seguindo então com a fotoativação (27, 38).

Assim, devido a necessidade de reabilitação de dentes fragilizados, com acentuada perda estrutural e tratados endodonticamente, torna-se fundamental uma avaliação detalhada sobre o efeito dos diferentes tipos de cimentos na resistência de união de pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos cimentados nesses dentes, levando-se em consideração, além das propriedades dos materiais utilizados, as características específicas das paredes dentinárias radiculares e a configuração dos canais radiculares.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar, por meio de modelo experimental *in vitro*, utilizando-se o teste de micro *push-out*, o efeito de diferentes tipos de cimentos na resistência de união ao cisalhamento de pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos cimentados em raízes fragilizadas.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a influência de diferentes tipos de cimentos testados na resistência de união ao cisalhamento de pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos, bem como a possível interação destes materiais e técnicas com o substrato dentinário dos canais radiculares;
- Avaliar o desempenho dos pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos nos terços cervical, médio e apical do preparo protético radicular e sua relação com os tipos de cimentos testados;
- Analisar, utilizando microscopia óptica, o tipo de falha ocorrida após os ensaios mecânicos e as características micromorfológicas dos materiais restauradores utilizados bem como da dentina radicular.

4 MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Este experimento foi delineado em esquema multifatorial (2 x 3 x 3), avaliando-se os fatores, tipos de pino de fibra de vidro em dois níveis: pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos; terço radicular em três níveis: cervical, médio e apical; e, tipos de cimento: cimento resinoso adesivo, cimento resinoso autoadesivo e cimento de ionômero de vidro modificado por resina. A resistência ao cisalhamento por extrusão de pinos de fibra de vidro convencionais ou anatômicos, cimentados em raízes de caninos inferiores humanos foi analisada tendo como variável de resposta a resistência de união, com delineamento inteiramente ao acaso.

4.2 SELEÇÃO E PREPARO DAS RAÍZES

Foram selecionados sessenta dentes caninos inferiores humanos, com raízes retas e livres de trincas, recém-extraídos. Os dentes selecionados foram armazenados em solução de timol a 0,5% após limpeza com curetas periodontais. Em seguida, foi removida a porção coronária dos dentes (figura 1A), utilizando-se disco diamantado (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e padronizando-se o comprimento das raízes em 16 mm (figura 1B), com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Mitutoyo Sul Americana Ltda., Santo Amaro, SP, Brasil).

A polpa dos condutos radiculares foi removida utilizando limas endodônticas tipo K (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) de primeira série até a numeração #30, sob abundante irrigação com hipoclorito de sódio a 1,0% para arrasto e dissolução da matéria orgânica. Após esta etapa, as raízes foram numeradas, mantendo-as imersas em água destilada a 37°C, em estufa, por três dias.

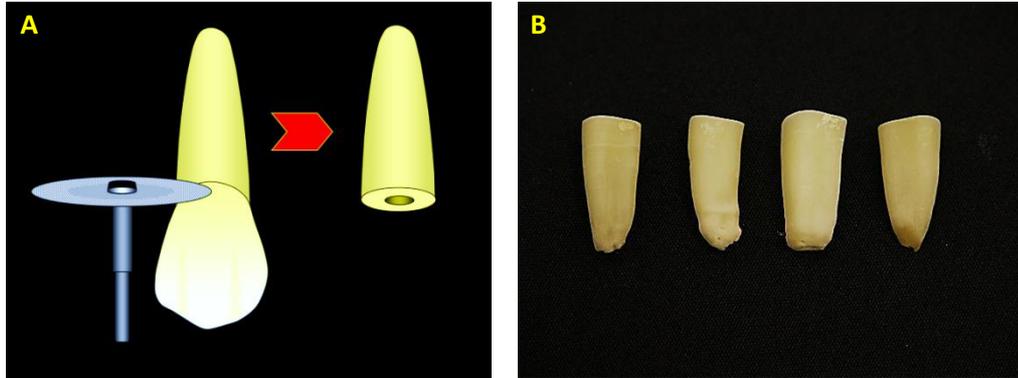


Figura 1 - A) Esquemática da remoção da porção coronária dos dentes caninos. B) Raízes logo após a remoção da porção coronária.

4.3 INCLUSÃO DAS RAÍZES

As raízes foram incluídas em cilindros de PVC (20 mm de diâmetro x 25 mm de altura), fixando estes a uma película radiográfica utilizando cera rosa 7. A raiz foi fixada à haste de um delineador protético com auxílio de uma broca Gates Glidden nº 2 (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) inserida no interior do canal radicular e fixada com cera utilidade de modo que o conduto ficasse perpendicular à platina do delineador (figura 2A). Após esta fixação da raiz, o cilindro de PVC foi posicionado, centralizando este na base do delineador e preenchendo-o com resina acrílica autopolimerizável.

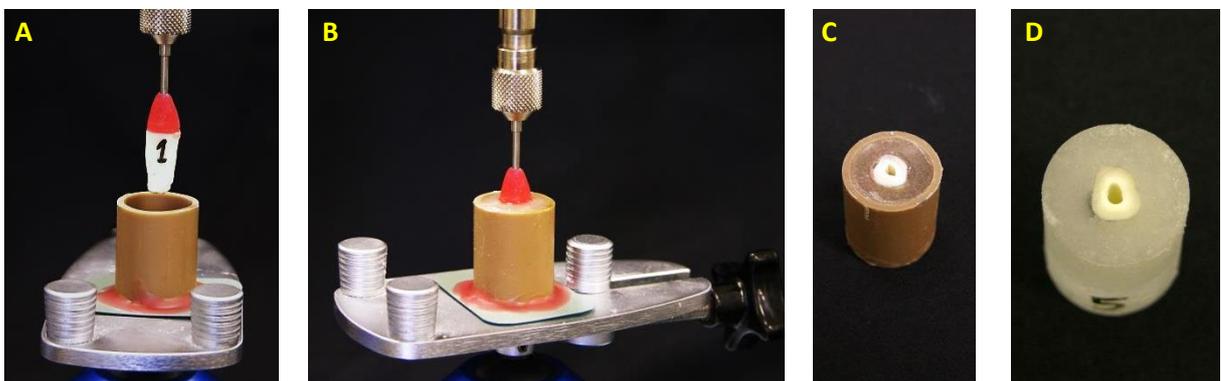


Figura 2 - A) Raiz fixada na haste do delineador e cilindro e PVC posicionado na platina. B) Raiz imersa na resina acrílica. C) Conjunto cilindro de PVC, resina acrílica e raiz antes da remoção do cilindro de PVC. D) Raiz incluída em cilindro de resina acrílica, identificado com numeração de acordo com a numeração prévia da raiz.

Após o preenchimento do cilindro de PVC com resina, a haste foi baixada até que a região cervical radicular ficasse nivelada com a superfície da resina acrílica (figura 2B). Aguardado o tempo de polimerização da resina acrílica, o conjunto raiz-resina foi removido do tubo de PVC, numerando o cilindro de resina de acordo com a numeração prévia da raiz (figuras 2C e 2D).

4.4 TRATAMENTO ENDODÔNTICO

Os dentes foram instrumentados mecanicamente com comprimento de trabalho estabelecido a um milímetro aquém do forame apical, confeccionando o batente apical com lima tipo K #40 (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA). Foi realizada técnica escalonada com limas tipo K (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) de #45 a #60 e brocas Gates Glidden (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) números 2, 3 e 4, acompanhada de irrigação abundante com hipoclorito de sódio a 2,5%. As raízes instrumentadas foram obturadas com guta percha associada ao cimento endodôntico à base de resina epóxi, Sealer 26 (Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil). Após o tratamento endodôntico, as raízes foram armazenadas em 100% de umidade relativa, a 37°C, por pelo menos 72 horas para permitir a polimerização do cimento endodôntico.

4.5 PREPARO PROTÉTICO DOS CANAIS RADICULARES

Para padronização do preparo protético dos canais radiculares foi utilizada uma máquina padronizadora de preparos (Elquip – Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos, SP, Brasil). Inicialmente o cilindro de resina foi fixado na máquina e uma broca de Gates-Glidden (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) nº 5 foi acoplada a esta. Em seguida foi utilizada uma broca Largo (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, USA) nº 5, ambas levadas até a profundidade de 9 mm e acionadas por meio de um motor de baixa rotação (KaVo do Brasil Ind. Com. Ltda., Joinville, SC, Brasil). Após esta etapa, foram utilizadas a ponta diamantada nº 4138 (KG

Sorensen, Cotia, SP, Brasil) seguida da ponta diamantada nº 4137 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), sob abundante irrigação, ambas também levadas até a profundidade de 9 mm e acionadas por meio de um motor de alta rotação (KaVo do Brasil Ind. Com. Ltda., Joinville, SC, Brasil). Toda a sequência foi planejada para estabelecer conicidade e promover amplo alargamento aos canais radiculares (figuras 3A, 3B e 3C).

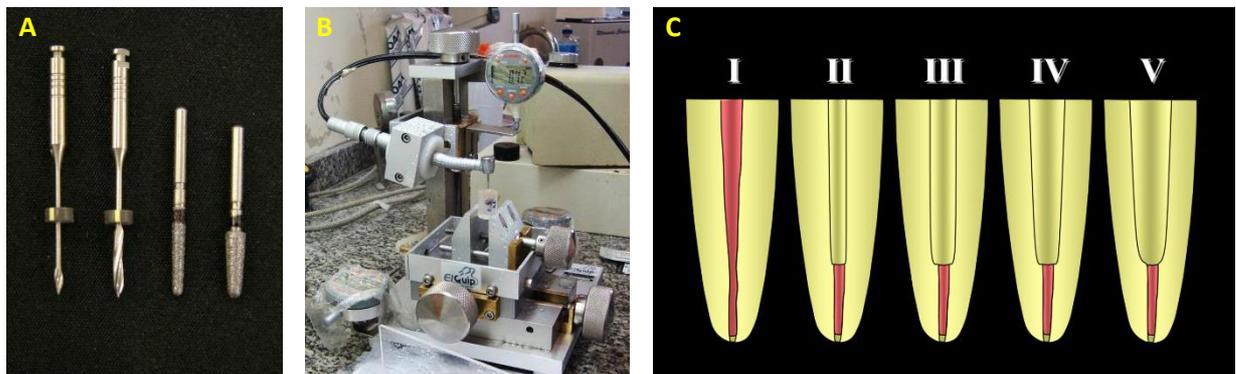


Figura 3 - A) Brocas e pontas diamantadas utilizadas para padronização do preparo protético dos canais radiculares. B) Raiz posicionada na máquina de padronização de preparos. C) Esquemática do preparo e alargamento progressivo do canal radicular: I - Canal após obturação; II - Preparo inicial com brocas tipo Gates nº 5; III - Preparo após alargamento com broca tipo Largo nº 5; IV - Alargamento com ponta diamantada nº 4138; V - Preparo final com ponta diamantada nº 4137.

4.6 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS

Após o preparo dos canais radiculares, as raízes foram distribuídas, previamente numeradas, através de sorteio, em dois grandes grupos, de acordo com a técnica de retenção intrarradicular, que foram divididos em três subgrupos cada, de acordo com o tipo de cimento utilizado, conforme detalhado na tabela 1.

Tabela 1 - Detalhamento da divisão dos grupos experimentais de acordo com o tipo de técnica de retenção estudado e tipo de cimentos selecionado

| TIPO DE PINO DE FIBRA DE VIDRO | TIPO DE CIMENTO | | | TOTAL |
|-----------------------------------|-----------------|--------------|----------------|--------|
| | RelyX ARC | RelyX U100 | RelyX Luting 2 | |
| Pinos convencionais | Grupo PC-RXA | Grupo PC-RXU | Grupo PC-RXL | n = 30 |
| Nº de raízes | n = 10 | n = 10 | n = 10 | |
| Pinos anatômicos | Grupo PA-RXA | Grupo PA-RXU | Grupo PA-RXL | n = 30 |
| Nº de raízes | n = 10 | n = 10 | n = 10 | |
| TOTAL | n = 20 | n = 20 | n = 20 | n = 60 |

4.7 PREPARO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO PARA CIMENTAÇÃO

Para todos os grupos foram utilizados os pinos de fibra de vidro Reforpost número 2 (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil), com 1,3 mm de diâmetro. O que diferenciou o tipo de pino de fibra de vidro avaliado foi o fato de se utilizar os pinos de fibra de vidro convencionais ou os pinos de fibra de vidro reembasados com resina composta (pinos anatômicos).

4.7.1 Técnica de retenção utilizando pinos de fibra de vidro convencionais

4.7.1.1 Preparo da superfície dos pinos de fibra de vidro convencionais

A superfície dos pinos de fibra de vidro convencionais, pré-fabricados, padronizados, foi inicialmente limpa utilizando gel de ácido fosfórico a 35% (3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA), por vinte segundos (figura 4A). Em seguida, o pino de fibra de vidro foi lavado abundantemente com água, para a completa remoção do ácido, e seco posteriormente, partindo-se, então, para aplicação de agente silano (RelyX Ceramic Primer, 3M-ESPE, ST. Paul, MN, EUA), utilizando-se micro pincéis (figura 4B) aplicadores descartáveis (Microbrush, KG Sorensen, São Paulo, SP,

Brasil). Após o tempo de espera de 1 minuto para reação química do silano, a superfície do pino de fibra de vidro foi seca com jato de ar, por 5 segundos, para posterior aplicação e fotoativação do sistema adesivo simplificado (Adper™ Single Bond 2, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) por 20 segundos (figura 4C), utilizando unidade fotoativadora LED de alta potência Ultra-Lume LED 5 (Ultradent USA, South Jordan, UT, EUA).

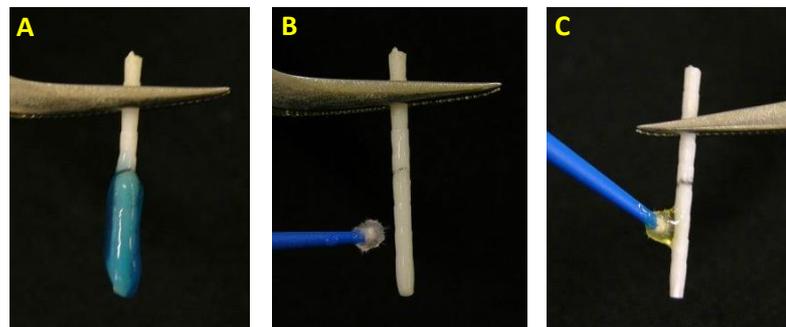


Figura 4 - A) Limpeza do pino de fibra de vidro com gel de ácido fosfórico a 35%, por 20 segundos. B) Aplicação do agente silano. C) Aplicação do sistema adesivo.

4.7.2 Técnica de retenção com pinos de fibra de vidro anatômicos

4.7.2.1 Preparo da superfície dos pinos de fibra de vidro anatômicos

A superfície dos pinos de fibra de vidro anatômicos, que foram cimentados após o reembasamento com resina composta, foi preparada da mesma maneira que a superfície daqueles da técnica dos pinos convencionais. Para isso foi, então, realizada a limpeza da superfície dos pinos de fibra de vidro com ácido fosfórico, sendo este lavado abundantemente com água, seco, partindo, então, para aplicação de agente silano. Após a ação deste, foi aplicado um jato de ar e posterior aplicação e fotoativação do sistema adesivo.

4.7.2.2 Confeção dos pinos de fibra de vidro anatômicos

Inicialmente o canal radicular foi lubrificado (figura 5A) com gel lubrificante hidrossolúvel (KY – Gel Lubrificante, Johnson & Johnson do Brasil Ind. e Com. Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil). Em seguida, o pino preparado foi envolvido por resina composta microhíbrida de baixo escoamento (figura 5B), cor B2 (Filtek™ P-60, 3M-ESPE, ST. Paul, MN, EUA). O conjunto foi inserido lentamente no interior do canal radicular e, ao chegar ao comprimento preparado, este foi retirado e reinsertado por duas vezes para evitar qualquer ponto de retenção dentro do canal radicular, removendo, em seguida, o excesso de compósito da porção cervical, utilizando-se uma espátula para compósito (figura 5C).

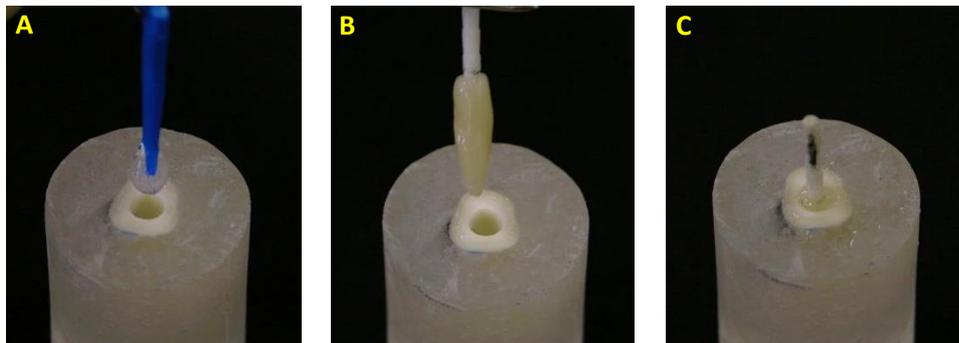


Figura 5 – A) Lubrificação do preparo do canal radicular com gel lubrificante hidrossolúvel. B) Pino de fibra de vidro envolvido por resina composta pronto para ser inserido no canal radicular. C) Pino de fibra de vidro posicionado no interior do canal radicular após a remoção dos excessos.

O conjunto foi fotoativado em posição, no interior do canal radicular, por 20 segundos (figura 6A), realizando, então, uma marca no remanescente do pino de fibra de vidro e no cilindro de resina acrílica referente à região vestibular, para servir de guia de reinsertão do pino de fibra de vidro durante a cimentação (figura 6B). O conjunto foi retirado do interior do canal radicular, sendo fotoativado imediatamente por 20 segundos, respectivamente, pelas superfícies vestibular e palatina (figura 6C). Concluído o reembasamento do pino de fibra de vidro (figura 6D), foi testada a

inserção do pino anatômico no interior do preparo do conduto para verificar se não existiam interferências na adaptação deste. Em seguida, tanto o preparo do canal radicular quanto o pino anatômico foram lavados com jato de água abundante, por 30 segundos para remoção total do gel lubrificante, secando, então, ambos totalmente.

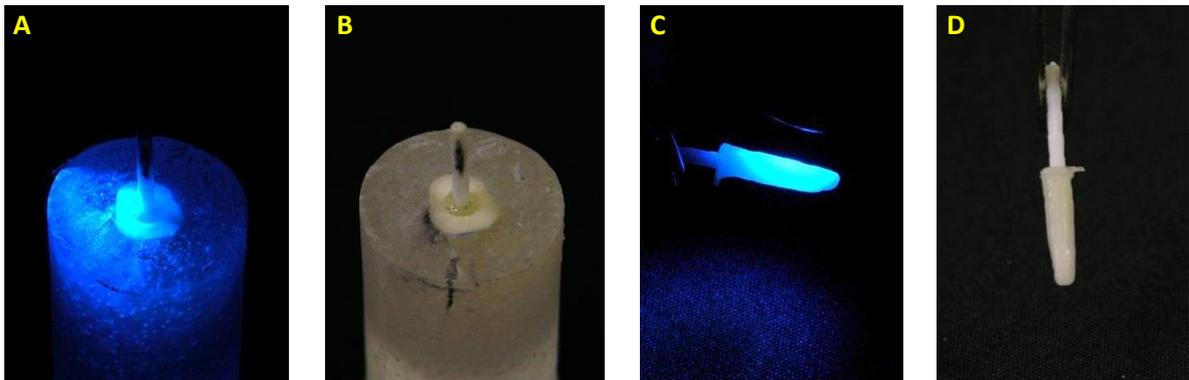


Figura 6 – A) Fotoativação do reembasamento do pino de fibra de vidro no interior do canal radicular. B) Demarcação da referência de posição de inserção do pino de fibra de vidro. C) Fotoativação imediatamente após a remoção do pino de fibra de vidro reembasado. D) Pino anatômico finalizado após a polimerização da resina composta e prova de inserção no interior do canal radicular.

4.8 CIMENTAÇÃO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO

Para facilitar a descrição dos procedimentos de cimentação dos pinos de fibra de vidro, o grupo pinos de fibra de vidro convencionais foi denominado Grupo PC e o grupo pinos de fibra de vidro anatômicos, denominado Grupo PA.

4.8.1 Grupos PC e PA cimentados com RelyX ARC (PC-RXA e PA-RXA)

Para cimentação dos pinos de fibra de vidro destes grupos, utilizando o cimento resinoso adesivo dual RelyX ARC, primeiramente foi realizado o preparo da superfície dentinária. Para isso, o canal radicular foi condicionado com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos (figura 7A), seguindo com a lavagem abundante

com água pelo mesmo tempo de condicionamento e o excesso de água foi removido do interior do conduto utilizando cones de papel absorvente (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) (figura 7B). Em seguida, foram aplicadas duas camadas consecutivas do sistema adesivo Adper™ Single Bond 2 sobre a superfície dentinária dos condutos por meio de micro aplicadores descartáveis (figura 7C), aplicando-se leve jato de ar por 5 segundos. O excesso de adesivo foi removido com cones de papel absorvente (figura 7D) realizando, então, a fotoativação por 40 segundos, mantendo-se a ponta da unidade foto ativadora posicionada à altura da embocadura do canal radicular.

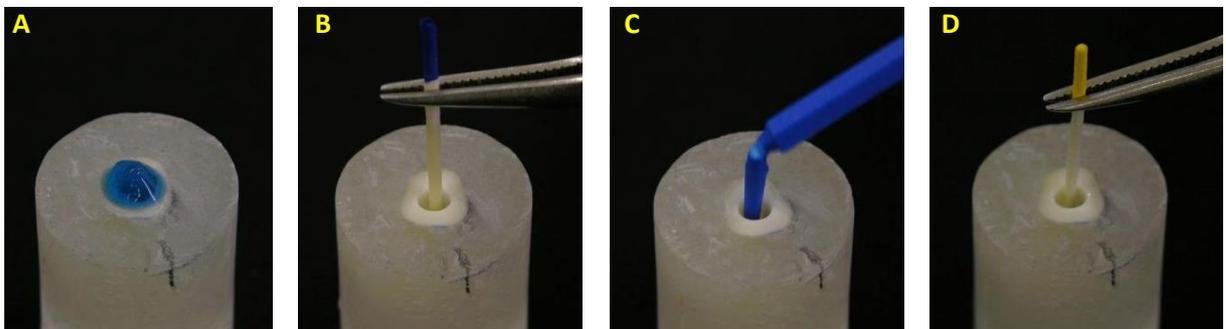


Figura 7 – A) Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico a 35%. B) Remoção do excesso de água, do interior do canal radicular, com cone de papel absorvente. C) Aplicação do sistema adesivo no interior do canal radicular. D) Remoção do excesso de adesivo, do interior do canal radicular, com cone de papel absorvente.

O cimento resinoso adesivo dual RelyX ARC foi manipulado e utilizado conforme recomendações do fabricante. Para isso, foi dispensada a pasta base e a pasta catalisadora, em iguais proporções, do cimento sobre o bloco de papel impermeável, manipulando-se este por 10 segundos, até a obtenção de uma mistura homogênea. Após a espatulação, o cimento foi levado ao interior do canal radicular por meio de espiral de Lentulo #60 (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA), sendo também aplicada uma fina camada de cimento sobre a superfície do pino de fibra de vidro. O pino de fibra de vidro foi introduzido e posicionado no interior do canal radicular, estabilizando-o manualmente de forma que este ficasse paralelo ao longo eixo da raiz. Foram, então, removidos os excessos de cimento, utilizando-se

espátula para compósito, e, após o tempo de espera de 3 minutos, foi realizada a fotoativação por 40 segundos no sentido ocluso-apical da raiz.

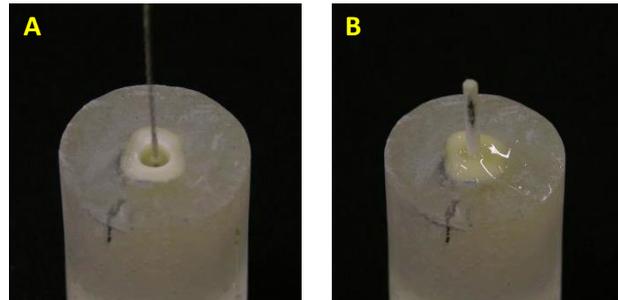


Figura 8 – A) Inserção do cimento no interior do canal radicular utilizando espiral de Lentulo. B) Pino de fibra de vidro após inserção no preparo protético do canal radicular.

4.8.2 Grupos PC e PA cimentados com RelyX U100 (PC-RXU e PA-RXU)

Para a cimentação dos pinos de fibra de vidro dos grupos PC-RXU e PA-RXU utilizando o cimento resinoso autoadesivo RelyX U100, o canal radicular foi lavado com água abundante e, posteriormente, seco utilizando jato de ar e cones de papel absorvente (figura 9A). Também para o cimento RelyX U100, foram seguidas as recomendações do fabricante. Assim, para manipulação do cimento, foi dispensada a pasta base e a pasta catalisadora em iguais proporções sobre bloco de papel impermeável, manipulando este por 10 segundos até obter uma mistura de coloração homogênea. O cimento foi aplicado sobre o pino de fibra de vidro e inserido no interior do canal radicular com espiral de Lentulo #60 (figura 9B). O pino de fibra de vidro foi posicionado no interior do canal radicular de forma centralizada, sendo estabilizado manualmente de forma a este ficar perpendicular ao longo eixo da raiz (figura 9C). Foram removidos os excessos de cimento utilizando espátula para compósito, e, passados 3 minutos, foi realizada fotoativação por 40 segundos no sentido ocluso-apical da raiz.

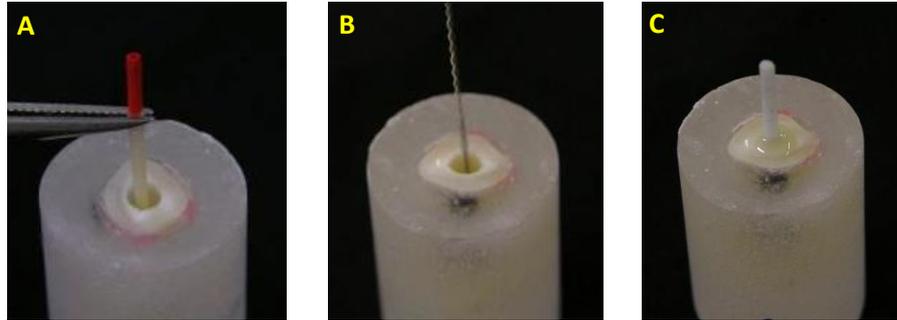


Figura 9 – A) Finalização da secagem do canal radicular com cone de papel absorvente. B) Inserção do cimento no interior do canal radicular utilizando espiral de Lentulo. C) Pino de fibra de vidro posicionado no interior do preparo protético do canal radicular.

4.8.3 Grupos PC e PA cimentados com RelyX Luting 2 (PC-RXL e PA-RXL)

A utilização do cimento à base de ionômero de vidro modificado por resina, RelyX Luting 2, foi realizada conforme recomendações do fabricante.

Nestes grupos, o preparo do canal radicular foi lavado com água abundante e seco com jato de ar e cones de papel absorvente. O cimento foi manipulado dosando em iguais proporções, tanto a pasta base, quanto a pasta catalisadora. Em seguida, as pastas foram aglutinadas por 10 segundos, até a obtenção de uma mistura homogênea. A aplicação do cimento no interior do canal radicular foi realizada da mesma maneira que para os grupos anteriores. O pino de fibra de vidro foi, então, posicionado no interior do conduto, de forma centralizada e paralela ao longo eixo da raiz e mantido em posição manualmente. Os excessos foram removidos e foi aguardado o tempo de 5 minutos para presa do cimento.

4.9 SECÇÃO DAS RAÍZES PARA OBTENÇÃO DOS SLICES

Terminados os procedimentos de cimentação dos pinos de fibra de vidro, os conjuntos foram imersos em água destilada, em estufa a 37°C, por 48 horas, para efetiva polimerização dos cimentos e hidratação das raízes.

Ao final desse período, os espécimes foram fixados na máquina de corte de precisão Isomet (Buehler UK LTD, Lake Bluff, EUA) e seccionados perpendicularmente por meio de um disco diamantado (Extec Corp., Enfield, EUA) com 0,3 mm de espessura (figura 10A). Foram realizadas 7 secções, sendo a primeira referente à porção mais cervical do espécime, com 0,5 mm de espessura, e as restantes com 1 mm de espessura cada. O primeiro *slice* obtido, onde se encontrava o excesso do pino foi descartado obtendo-se, portanto, dois segmentos para cada terço (cervical, médio e apical) do preparo protético radicular (figura 2B), totalizando 6 *slices* a serem testados por raiz.

Cada *slice* obtido foi identificado em sua face cervical com o número do espécime, seguido pela letra do terço radicular a que se refere (C, M ou A) e pelo número 1 ou 2, referente ao primeiro ou segundo *slice* daquele terço (figura 10C). O número total de *slices* utilizados no experimento foi de 360 espécimes, sendo 60 espécimes para cada grupo.

Ao fim desta etapa, todos os *slices* foram armazenados em 100% de umidade relativa, a 37°C, por 24 horas, para posterior realização do ensaio mecânico de *micro push-out*.

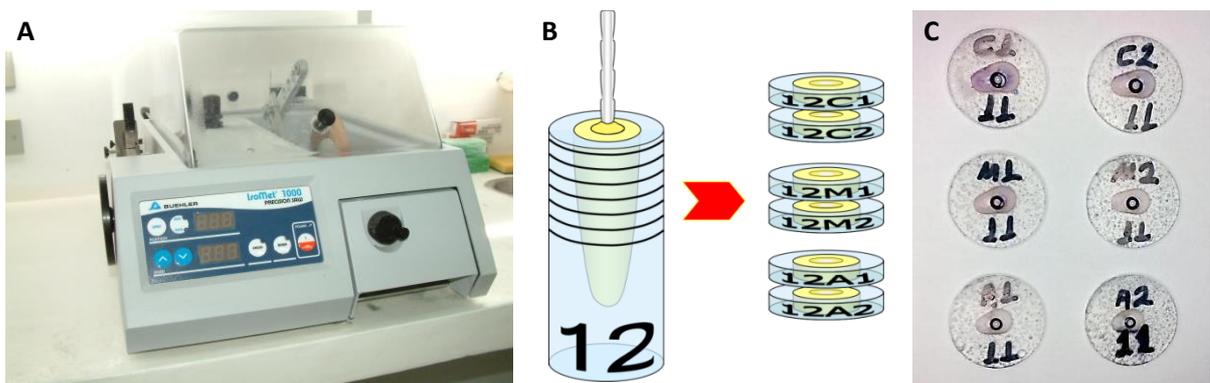


Figura 10 – A) Máquina de corte com disco diamantado posicionado para corte dos *slices*. B) Esquema dos cortes para obtenção das 2 *slices* radiculares para cada região do preparo protético do canal radicular. C) *Slices* identificados para realização do teste de *micro push-out*.

4.10 ENSAIO MECÂNICO DE MICRO *PUSH-OUT*

Para o ensaio mecânico foi utilizada máquina de ensaio universal Instron 4411 (Instron Corporation, Norwood, MA, EUA) com célula de carga de 50 KgF e uma base metálica para ensaios de micro *push-out*. Os *slices* foram posicionados nesta base metálica, que apresenta um orifício maior com 20 mm de diâmetro e em seu interior um orifício menor ao centro, mantendo os *slices* invertidos, com a porção cervical voltada para baixo e a região dos pinos de fibra de vidro cimentados coincidindo com o orifício menor (figura 11A).

Foi fixado, no mordente da máquina universal de ensaios, uma haste com ponta ativa cilíndrica com 1 mm de diâmetro (figura 11B), realizando, então, o ensaio de micro *push-out*, à velocidade de 0,5 mm/min até o deslocamento do pino de fibra de vidro do interior do canal radicular (figura 11C).

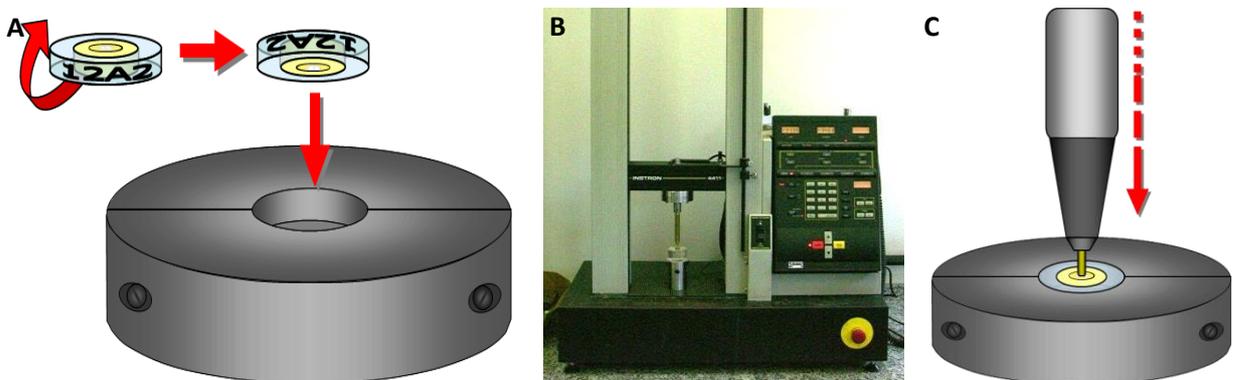


Figura 11 – A) Esquema do posicionamento dos *slices* na base metálica para ensaio de micro *push-out*. B) Máquina universal de ensaios com o *slice* posicionado. C) Esquema do posicionamento da haste metálica com ponta ativa cilíndrica durante teste de micro *push-out*.

Os valores de resistência de união ao cisalhamento obtidos por meio do teste de micro *push-out* foram obtidos em quilograma-força (KgF) e convertidos em Newtons (N). Para calcular o valor da resistência de união em megapascal (MPa), foi feita a divisão da força necessária para o deslocamento (N) dos pinos de fibra de vidro pela área da porção do conduto radicular em cada *slice* (mm²). Para garantir uma maior precisão, as medidas de todos os *slices* foram obtidas por meio de um paquímetro digital com a finalidade de individualizar o cálculo para cada *slice*. As fórmulas e cálculos realizados foram descritos no Apêndice A, e os dados obtidos

foram tabulados para posterior análise estatística.

4.11 MICROSCOPIA ÓPTICA

Após o ensaio mecânico de micro *push-out*, todos os *slices* foram analisados por meio de microscópio óptico Carl Zeiss (Carl Zeiss do Brasil Ltda., São Paulo, Brasil) com aumento de 40X. Os *slices* foram analisados por dois observadores calibrados para determinar os tipos de falhas que foram categorizados conforme detalhado na tabela 2.

Tabela 2 – Categorização dos tipos de falhas analisadas após o teste de micro *push-out*, por meio de microscopia óptica com aumento de 40x

| TIPO DE FALHA | DESCRIÇÃO |
|---------------|--|
| Tipo I | Falha adesiva entre a dentina e o cimento |
| Tipo II | Falha adesiva entre o cimento e o pino de fibra de vidro |
| Tipo III | Falha coesiva na dentina |
| Tipo IV | Falha coesiva no cimento |
| Tipo V | Falha coesiva no pino de fibra de vidro |
| Tipo VI | Falha mista (adesiva e coesiva) |

4.12 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados obtidos pelo ensaio mecânico de micro *push-out*, após sua tabulação e conversão, foram analisados inicialmente por meio da Análise de Variância de três fatores (tipo de pino de fibra de vidro, tipo de cimento, terço radicular e a interação destes) para verificação de diferenças estatísticas com nível de significância de 5% ($p < 0,05$). Posteriormente, foi realizado teste de Tukey para identificar onde estas diferenças se encontravam, também com nível de significância a 5% ($\alpha = 0,05$).

Os padrões de falhas observados por meio da microscopia óptica foram tabulados identificando o tipo de falha ocorrida após a extrusão dos pinos de fibra de vidro do interior do canal radicular. Também foram avaliadas, qualitativamente, as características morfológicas que pudessem explicar os resultados e os tipos de falhas ocorridos.

O Projeto de Pesquisa que originou esta Dissertação foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília recebendo parecer favorável para sua execução (Registro do Projeto no CEP-FS 122/12).

5 RESULTADOS

Para a análise estatística dos resultados de resistência de união ao cisalhamento, obtidos por meio do ensaio mecânico de micro *push-out*, inicialmente foram calculadas as médias e desvios padrões referentes aos tipos de pinos de fibra de vidro, aos tipos de cimentos (tabela 3) e aos terços radiculares do preparo protético (tabela 4).

Tabela 3 – Médias dos valores de resistência de união (desvio padrão) para os tipos de pinos de fibra de vidro e de cimentos, em MPa

| Tipo de pino de fibra de vidro | Terço radicular do preparo protético | Tipos de cimentos | | | Média global tipo de pino de fibra de vidro |
|--------------------------------|--------------------------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---|
| | | RelyX U100 | RelyX ARC | RelyX Luting 2 | |
| Pinos Anatômicos | Cervical | 9,54 (1,54) | 7,29 (0,84) | 5,83 (1,87) | 7,23 (2,05) |
| | Médio | 9,50 (1,35) | 7,04 (1,48) | 6,55 (0,62) | |
| | Apical | 7,87 (2,08) | 6,57 (1,81) | 4,85 (1,16) | |
| Pinos Convencionais | Cervical | 7,48 (1,28) | 6,59 (1,03) | 5,15 (1,74) | 5,93 (1,76) |
| | Médio | 7,60 (1,28) | 6,09 (1,08) | 5,13 (1,09) | |
| | Apical | 7,02 (0,81) | 5,18 (0,93) | 3,11 (1,00) | |
| Média global cimentos | | 8,17 (1,70) | 6,46 (1,38) | 5,10 (1,65) | |

Tabela 4 – Médias dos valores de resistência de união (desvio padrão) para os terços radiculares do preparo protético, em MPa

| Tipos de pinos de fibra de vidro | Terços radiculares do preparo protético | | |
|-------------------------------------|---|--------------------|--------------------|
| | Cervical | Médio | Apical |
| Anatômicos | 7,55 (2,11) | 7,70 (1,76) | 6,43 (2,09) |
| Convencionais | 6,40 (1,65) | 6,27 (1,52) | 5,10 (1,85) |
| Média global terço radicular | 6,98 (1,97) | 6,98 (1,78) | 5,77 (2,07) |

Os dados foram submetidos à Análise de Variância de três fatores com a finalidade de observar a presença de diferenças estatísticas para os fatores: tipos de pinos de fibra de vidro, tipos de cimentos e terços radiculares do preparo protético,

além da interação entre eles. Essa análise revelou diferença estatisticamente significativa para os fatores: pinos de fibra de vidro ($p < 0,00001$), cimentos ($p < 0,00001$) e terço radicular do preparo protético ($p < 0,00001$). Mas, não detectou diferença significativa em nenhuma interação entre os fatores ($p > 0,05$) (Tabela 5).

Tabela 5 – Análise de variância três fatores referente aos valores de resistência de união ao cisalhamento, por meio do teste de micro *push-out*, avaliando-se diferentes tipos de pinos de fibra de vidro, cimentos e regiões radiculares do preparo protético

| Causas da variância | G.L. | S.Q. | Q.M. | Valor F | Prob.>F |
|----------------------------|-------------|------------------|-------------|----------------|-------------------|
| Pinos de fibra de vidro | 1 | 76,23206 | 76,23206 | 42,60870 | 0,00001 |
| Cimentos | 2 | 283,20610 | 141,60305 | 79,14690 | 0,00001 |
| Terços do preparo | 2 | 58,98496 | 29,49248 | 16,48440 | 0,00001 |
| Pinos*Cimentos | 2 | 2,58537 | 1,29269 | 0,72250 | 0,50849 |
| Pinos*Terços | 2 | 0,58052 | 0,29026 | 0,16220 | 0,85117 |
| Cimentos*Terços | 4 | 7,35040 | 1,83760 | 1,02710 | 0,39570 |
| Pinos*Cimentos*Terços | 4 | 7,84530 | 1,96132 | 1,09630 | 0,36039 |
| Resíduo | 162 | 289,83710 | 1,78912 | | |
| Total | 179 | 726,62182 | | | |

Em seguida foi realizado o teste de Tukey, ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), verificando onde se encontravam as diferenças para cada fator avaliado.

Os resultados do teste de Tukey revelaram que a resistência de união ao cisalhamento para os pinos anatômicos ($7,23 \pm 2,05$ MPa) foi significativamente maior que a obtida para os pinos de fibra de vidro convencionais ($5,93 \pm 1,76$ MPa) (figura 12).

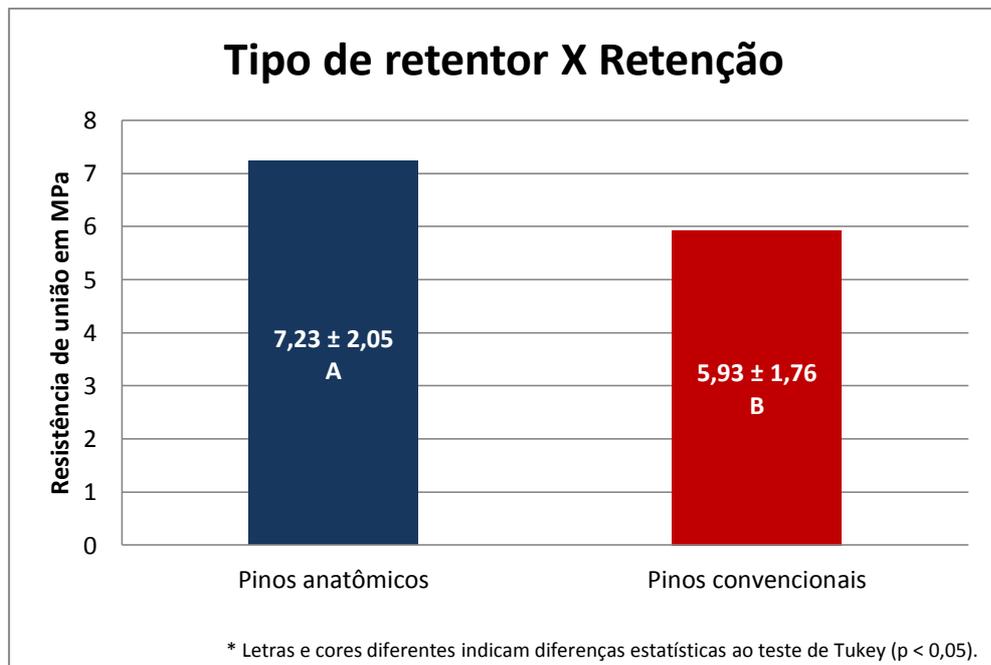


Figura 12 – Representação gráfica do teste de Tukey para as médias de resistência de união ao cisalhamento entre os tipos de pinos utilizados.

O teste de Tukey realizado para verificar as diferenças para o fator tipo de cimento mostrou que o cimento resinoso autoadesivo, RelyX U100, apresentou valores de resistência de união ($8,17 \pm 1,70$ MPa) estatisticamente superiores ($p < 0,05$) aos apresentados pelos demais cimentos testados. Já o cimento resinoso, RelyX ARC ($6,46 \pm 1,38$ MPa), apresentou valores de resistência de união estatisticamente superiores ($p < 0,05$) aos apresentados pelo cimento de ionômero de vidro modificado por resina, RelyX Luting 2 ($5,10 \pm 1,65$ MPa), que apresentou os menores valores (figura 13).

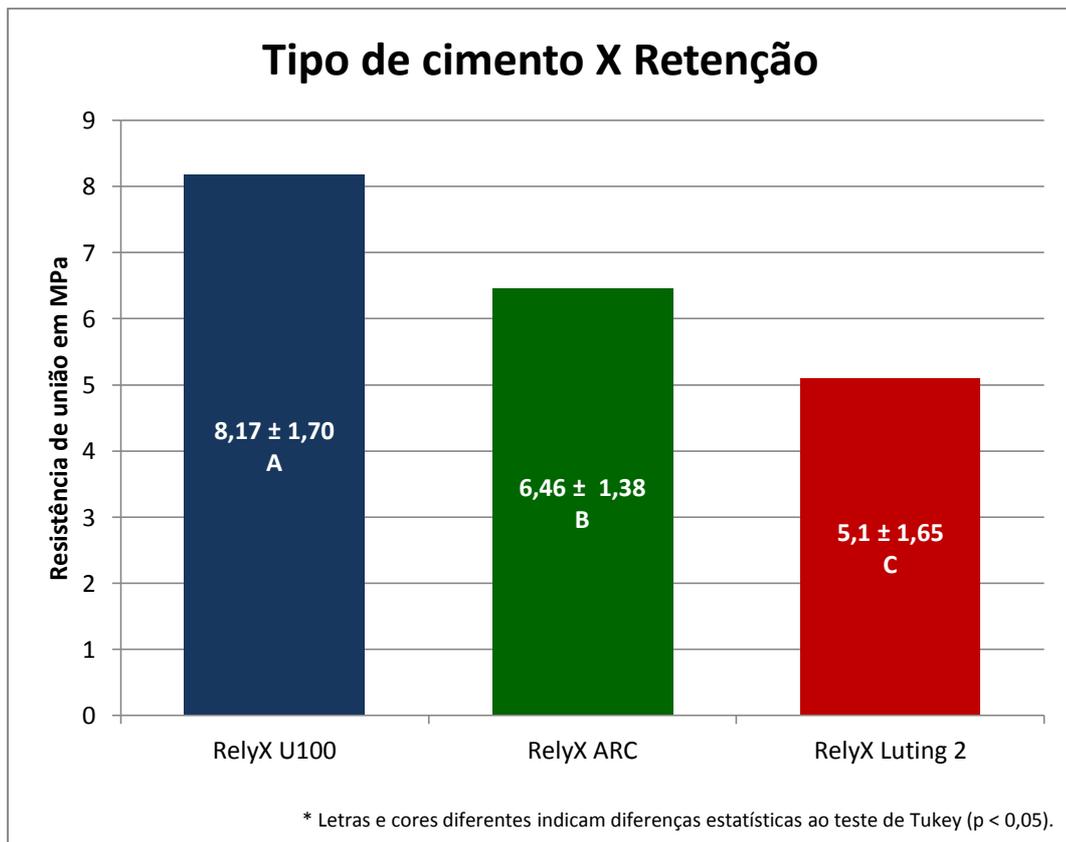


Figura 13 – Gráfico representativo do teste de Tukey para as médias e desvios padrões da resistência de união ao cisalhamento entre os tipos de cimentos utilizados.

Quando analisado o fator terços radiculares do preparo protético, independente do tipo do pino de fibra de vidro ou do tipo de cimento utilizados, o terço apical do preparo do espaço para o pino de fibra de vidro resultou em uma resistência de união ($5,77 \pm 2,07$ MPa) estatisticamente inferior ($p < 0,05$) aos terços cervical ($6,98 \pm 1,97$ MPa) e médio ($6,98 \pm 1,78$ MPa) (figura 14). Por outro lado, a análise estatística não apontou diferença significativa entre o terço cervical e o terço médio ($p > 0,05$).

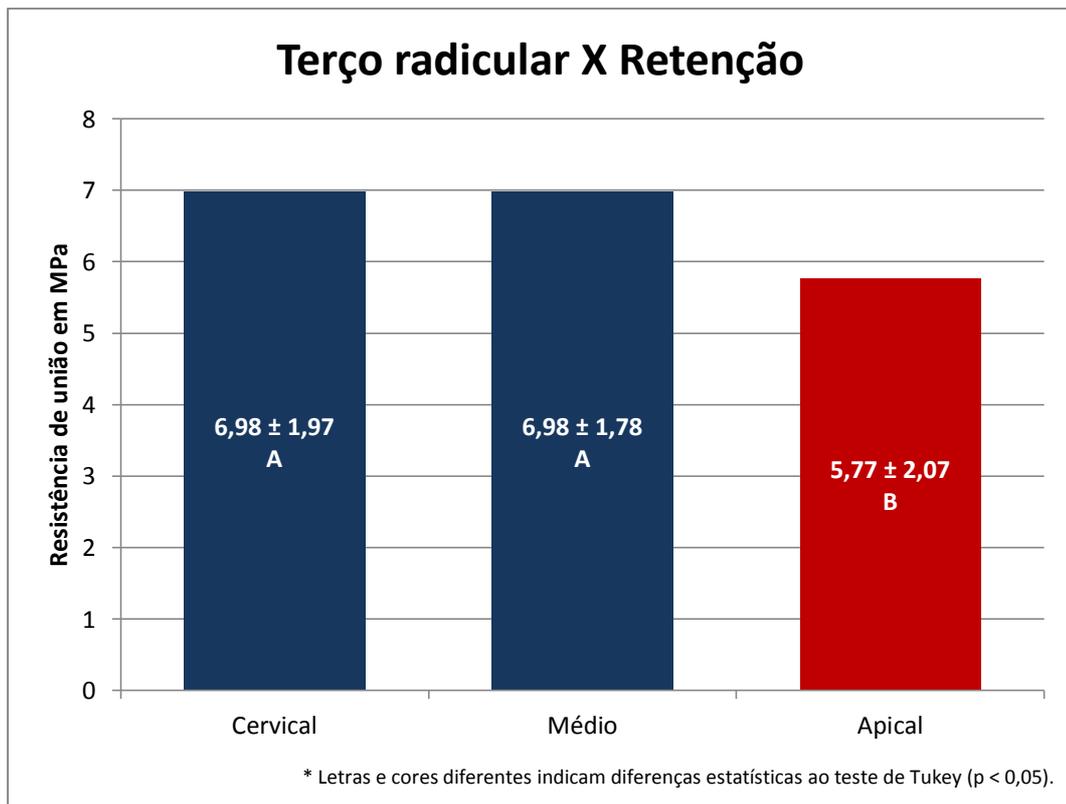


Figura 14 – Representação gráfica do teste de Tukey para as médias de resistência de união ao cisalhamento entre os terços do preparo protético do canal radicular.

O tipo de falha apresentado pelos espécimes após o teste de micro *push-out* está descrito na tabela 6. A observação no microscópio óptico em 40X de aumento mostrou que a falha adesiva entre dentina e cimento foi a mais frequente em ambos os tipos de pinos de fibra de vidro (52% nos pinos anatômicos e 51% nos convencionais), seguido pela falha mista (22% nos pinos anatômicos e 34% nos convencionais). Para o grupo dos pinos anatômicos a falha adesiva cimento/pino foi o terceiro tipo de falha mais frequente (16%) e os 10% restantes foram distribuídos entre os tipos de falhas coesivas (dentina, cimento e pino). Por outro lado, para os grupos dos pinos de fibra de vidro convencionais a terceira falha mais frequente foi a coesiva em cimento (12%) e os outros tipos de falhas representaram 3% das falhas detectadas.

Tabela 6 – Descrição dos tipos de falhas observados por meio de microscopia óptica com aumento de 40X.

| Tipo de Pino de Fibra de Vidro | Tipo de Cimento | Terço Radicular | Tipos de Falhas* | | | | | | |
|--------------------------------|-------------------|-----------------|------------------|-------------|-------------|-------------|------------|-------------|-------------|
| | | | Tipo I | Tipo II | Tipo III | Tipo IV | Tipo V | Tipo VI | |
| Pino Anatômico | RelyX U100 | Cervical | 6 | 0 | 0 | 0 | 6 | 8 | |
| | | Médio | 7 | 0 | 1 | 0 | 5 | 7 | |
| | | Apical | 12 | 0 | 0 | 0 | 0 | 8 | |
| | | % | 41,7 | 0,0 | 1,7 | 0,0 | 18,3 | 38,3 | |
| | RelyX ARC | Cervical | 11 | 5 | 0 | 0 | 0 | 4 | |
| | | Médio | 18 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | |
| | | Apical | 16 | 0 | 0 | 1 | 0 | 3 | |
| | | % | 75,0 | 8,3 | 0,0 | 1,7 | 1,7 | 13,3 | |
| | RelyX Luting 2 | Cervical | 6 | 7 | 0 | 0 | 0 | 7 | |
| | | Médio | 11 | 8 | 0 | 0 | 0 | 1 | |
| | | Apical | 7 | 9 | 0 | 3 | 0 | 1 | |
| | | % | 40,0 | 40,0 | 0,0 | 5,0 | 0,0 | 15,0 | |
| | <i>Total</i> | | | <i>94</i> | <i>29</i> | <i>1</i> | <i>4</i> | <i>12</i> | <i>40</i> |
| | <i>%</i> | | | <i>52,2</i> | <i>16,1</i> | <i>0,6</i> | <i>2,2</i> | <i>6,7</i> | <i>22,2</i> |
| | Pino Convencional | RelyX U100 | Cervical | 9 | 0 | 0 | 1 | 1 | 9 |
| Médio | | | 12 | 0 | 0 | 2 | 0 | 6 | |
| Apical | | | 16 | 0 | 0 | 2 | 1 | 1 | |
| % | | | 61,7 | 0,0 | 0,0 | 8,3 | 3,3 | 26,7 | |
| RelyX ARC | | Cervical | 13 | 2 | 0 | 1 | 0 | 4 | |
| | | Médio | 18 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | |
| | | Apical | 15 | 0 | 0 | 2 | 0 | 3 | |
| | | % | 76,7 | 5,0 | 0,0 | 5,0 | 0,0 | 13,3 | |
| RelyX Luting 2 | | Cervical | 4 | 0 | 0 | 3 | 0 | 13 | |
| | | Médio | 2 | 0 | 0 | 4 | 0 | 14 | |
| | | Apical | 2 | 2 | 0 | 6 | 0 | 10 | |
| | | % | 13,3 | 3,3 | 0,0 | 21,7 | 0,0 | 61,7 | |
| <i>Total</i> | | | <i>91</i> | <i>5</i> | <i>0</i> | <i>21</i> | <i>2</i> | <i>61</i> | |
| <i>%</i> | | | <i>50,6</i> | <i>2,8</i> | <i>0,0</i> | <i>11,6</i> | <i>1,1</i> | <i>33,9</i> | |
| Total Geral | | | 185 | 34 | 1 | 25 | 14 | 101 | |
| % Geral | | | 51,4 | 9,4 | 0,3 | 6,9 | 3,9 | 28,1 | |

* Tipos de falhas: Tipo I – adesiva dentina/cimento; Tipo II – adesiva cimento/pino; Tipo III – coesiva dentina; Tipo IV – coesiva cimento; Tipo V – coesiva pino e Tipo VI – mista.

6 DISCUSSÃO

Os pinos de fibra de vidro têm sido objeto de diversos tipos de estudos desde sua introdução no mercado odontológico. Sua principal função é servir de retenção para reabilitações coronárias em dentes que apresentam uma estrutura remanescente deficiente (32, 39, 46).

Dentes tratados endodonticamente, que apresentam comprometimento coronário associado à grande perda de estrutura radicular, com presença de canais radiculares amplos, tornam-se fragilizados, o que pode gerar um maior risco à fratura quando comparados a dentes que apresentam maior quantidade de estrutura dentinária remanescente (3, 5, 14). Dentes com estas características representam, para o profissional, um grande desafio no contexto do planejamento reabilitador uma vez que o uso de retentores intrarradiculares nestas situações, muitas vezes, pode não ter o comportamento mecânico adequado, especialmente quando utilizados os tradicionais núcleos metálicos fundidos (7, 15). Na busca por um comportamento mecânico mais adequado para os retentores intrarradiculares utilizados em canais radiculares amplos de dentes fragilizados, os pinos de fibra de vidro apresentam-se como proposta viável, uma vez que possuem módulo de elasticidade similar ao da dentina (39, 40), o que proporciona uma distribuição mais uniforme das tensões geradas pelas cargas mastigatórias (2, 11), principalmente quando associados a cimentos que também apresentam módulo de elasticidade semelhante (9, 11).

Por outro lado, a utilização de pinos de fibra de vidro em canais amplos geralmente resulta em uma camada excessivamente espessa de cimento, a qual pode não suportar as forças mastigatórias, comprometendo, assim, a retenção (8, 12). Para avaliar esta situação clínica em laboratório, foi utilizado um modelo experimental de preparo do espaço protético, para pino de fibra de vidro, com dimensões amplas, onde testou-se a influência de diferentes tipos de cimentos na resistência de união ao cisalhamento de pinos de fibra de vidro convencionais e anatômicos.

Muitos estudos relatam que o mecanismo de retenção dos pinos no canal radicular envolve imbricação micromecânica (56, 60, 67), adesão (5, 20, 62) e retenção friccional (33, 34). Diversos métodos de ensaios mecânicos são utilizados para avaliar a resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina

intrarradicular, incluindo a microtração, o teste de *pull-out* e o teste de micro *push-out* (70). Neste estudo foi utilizado o teste de micro *push-out* por ser considerado um método bastante eficaz, além de permitir mensurar a resistência de união ao cisalhamento em diversas regiões de dentina radicular em uma mesma amostra. Este teste proporciona ainda uma melhor estimativa da resistência de união, uma vez que a tensão exercida atua paralelamente à interface, entre dentina e pino de fibra de vidro (40, 45, 46, 68). Esse teste simplifica o cálculo da área de união e é menos sensível à variação de distribuição de estresse durante a aplicação da carga quando comparado com teste de tração e de cisalhamento (47-49). Outro aspecto relevante levantado por Goracci *et al.*, em 2005 (46), foi a adequada condição de simulação apresentada pelo teste de micro *push-out* quando comparado ao teste de microtração para a avaliação da resistência de união pinos de fibra de vidro às paredes dentinárias do canal radicular, uma vez que outros fatores, além da união propriamente dita, contribuem para retentividade, especialmente a resistência friccional ao deslocamento.

O principal tipo de falha dos pinos de fibra de vidro é a perda de retenção (13, 25, 32, 39, 53), que pode estar associada a fatores como características anatômicas do substrato (19, 20, 51), facilidade de acesso (22, 38), presença de umidade (32, 50, 52), tipo de cimento e sistema adesivo (19, 36) e configuração cavitária (29, 33, 57). Buscando diminuir a quantidade de falhas pela perda de retenção, foi proposta a técnica de reembasamento de pinos de fibra de vidro com resina composta (30, 31), cujos objetivos são reduzir a espessura da camada de cimento entre o pino de fibra de vidro e o substrato dentinário radicular e permitir uma adaptação mais adequada do pino de fibra de vidro às paredes do canal radicular (12, 16). Esta adequada adaptação gera um aumento da retenção friccional, proporcionando aumento da resistência de união (26, 34), fato este confirmado por alguns estudos que demonstraram que o principal mecanismo de retenção do pino de fibra de vidro ao canal radicular não é a adesão, mas, sim, a imbricação mecânica (3, 8, 21). A retenção friccional pode ser verificada nessa pesquisa quando se analisa os resultados obtidos pelas duas técnicas apresentadas, visto que foi possível observar um aumento significativo da resistência de união ao cisalhamento dos pinos de fibra de vidro anatômicos, reembasados, independentemente do tipo de cimento e do terço radicular do preparo protético testados, quando comparados aos pinos de fibra de vidro convencionais, pré-fabricados. Fica claro que a diminuição da linha de

cimentação pode ter sido um fator determinante para a obtenção desses resultados, já que as propriedades mecânicas dos compósitos restauradores são superiores às dos cimentos, tanto resinosos quanto à base de ionômero modificado por resina (8, 16, 31).

Outro aspecto que pode influenciar na perda de retenção de pinos de fibra de vidro é a formação de bolhas e a presença de glóbulos de água na camada adesivo-cimento (16, 32). Aparentemente, a aplicação de uma pressão contínua durante a cimentação reduz a absorção e formação de glóbulos de água, resultando em uma melhor qualidade da interface adesiva (12, 35). Desta maneira, uma das consequências na redução da infiltração de água oriunda da dentina subjacente à interface adesiva pode ser o aumento da resistência de união, gerando uma melhora na retenção (24, 60). Este pode ser um dos aspectos pelo qual os grupos dos pinos de fibra de vidro anatômicos apresentaram resultados superiores, uma vez que uma adequada adaptação destes pinos às paredes dentinárias dos canais radiculares gera um aumento da pressão contínua durante a cimentação, proporcionando o aumento do contato entre o cimento e a dentina, o que poderia gerar uma melhor interação entre cimento e substrato (35). Desta forma, os menores resultados obtidos para os pinos de fibra de vidro convencionais podem estar relacionados ao menor contato entre cimento e dentina, devido à menor pressão exercida durante a cimentação. Ainda, a maior justaposição dos pinos de fibra de vidro anatômicos às paredes do canal radicular geram linhas de cimentação mais finas e homogêneas (28, 31), apresentando menos bolhas e outros defeitos que podem atuar como propagadores de falhas, reduzindo a resistência coesiva do cimento (3, 16). A observação por meio de microscopia dos espécimes após o ensaio mecânico de micro *push-out* apontou uma diminuição do número de bolhas na camada de cimento, fato este que também pode ter contribuído para os resultados superiores dos pinos anatômicos.

Uma característica inerente aos cimentos resinosos é a contração de polimerização, que pode gerar efeitos negativos na interface de união especialmente em preparos protéticos para recebimento de retentores intrarradiculares, pois estes apresentam um fator de configuração cavitária bastante elevado (27, 57). Um dos efeitos da contração de polimerização dos cimentos resinosos é a perda de retenção devido às tensões geradas na interface adesiva (50, 60). Foi relatado que o desenvolvimento do estresse de polimerização aumenta à medida que o volume de

cimento resinoso é aumentado (22, 32). Desta maneira, a diminuição da linha de cimentação reduz o volume de cimento, o que pode contribuir para minimizar os efeitos da contração de polimerização (4, 36). Esta relação entre o maior volume de cimento resinoso e a contração de polimerização pode ser um dos fatores que influenciaram para que os resultados dos grupos dos pinos de fibra de vidro convencionais apresentassem-se inferiores aos dos pinos anatômicos, que tiveram uma linha de cimentação com um volume significativamente menor de cimento. Por outro lado, esta menor linha de cimentação dos pinos anatômicos eleva em grande escala o fator de configuração cavitária (27, 29), o que poderia gerar altas tensões de polimerização e conseqüentemente maior comprometimento da interface adesiva. Apesar disso, os pinos anatômicos apresentaram valores de resistência de união estatisticamente superiores, o que demonstra que a imbricação mecânica entre o conjunto restaurador e a superfície dentinária radicular mostra-se, muitas vezes, mais efetivo do que quando a retenção depende apenas da adesão às paredes dentinárias (8, 12, 16, 33).

A avaliação dos terços radiculares do preparo protético no presente estudo mostrou que, independentemente do tipo de pino de fibra de vidro utilizado, o terço apical foi o que apresentou significativamente os menores valores de resistência de união. Já os terços cervical e médio foram estatisticamente semelhantes. Estes resultados estão de acordo com outros estudos que também encontraram menores valores de retenção para o terço apical do preparo protético (38, 50, 52, 57), e podem ser atribuídos à quantidade, volume e orientação dos túbulos dentinários nos diferentes níveis radiculares (19, 20, 51, 53, 69). Além disso, a acessibilidade às porções média e cervical do canal radicular com preparo protético amplo facilita a execução dos procedimentos adesivos nestas regiões, podendo gerar diferenças na resistência de união em relação ao terço apical do preparo (52, 58). Ainda, a diminuição da efetividade de penetração da luz fotoativadora nas porções mais profundas do preparo (70, 71) gera uma maior dependência da ativação química do cimento resinoso dual, sendo que este não tem capacidade de promover um alto grau de conversão do cimento na ausência de luz (24, 50), o que poderia proporcionar propriedades mecânicas inferiores ao material (23, 58). Por outro lado, o fato de existir uma maior predisposição à formação de bolhas (3, 50) no terço apical do preparo protético é um fator importante a ser considerado, bem como a presença de excesso de umidade após preparo e limpeza (22, 38, 51) e a formação

de uma *smear layer* mais espessa devido à presença de restos de guta-percha e de cimento endodôntico que podem permanecer nesta região após o preparo (12, 60, 71). A análise microscópica das amostras evidenciou a presença de bolhas principalmente no terço apical do preparo, o que pode ter contribuído para a menor retenção nesta região uma vez que estas proporcionam uma menor área de contato entre a dentina e o cimento.

A resistência de união pode depender de diversos fatores, como a anatomia do canal radicular, a densidade e orientação dos túbulos dentinários radiculares, a compatibilidade do agente cimentante com o sistema adesivo, interação do cimento com a superfície dentária, a forma de ativação do cimento e a presença de umidade no canal (6). Cimentos resinosos duais ou químicos têm sido recomendados para cimentar pinos de fibra de vidro devido ao fato da luz não assegurar a adequada polimerização nas porções mais profundas do preparo do canal radicular (56, 62). Neste estudo foram utilizados dois cimentos resinosos duais, o RelyX U100 e o RelyX ARC, e um cimento à base de ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2, sendo que o primeiro apresentou resultados estatisticamente superiores aos demais, concordando com estudos prévios (56, 58, 61). Um dos fatores que pode ter contribuído para os resultados superiores do cimento RelyX U100 está relacionado a composição química do material, em particular a quantidade de partículas inorgânicas por peso deste cimento quando comparado ao RelyX ARC (72% e 67,5%, respectivamente) (25, 61). Quanto maior o conteúdo de carga inorgânica em um material resinoso, menor sua contração de polimerização e maior a sua resistência e estabilidade devido à diminuição da proporção de matriz resinosa (24). Ainda, este cimento autoadesivo pode apresentar uma menor contração devido às suas propriedades viscoelásticas, levando a um melhor contato do cimento com as paredes do canal radicular, o que pode proporcionar uma maior retenção friccional (32, 56, 57).

Por ser autoadesivo, o RelyX U100 possui um ácido monomérico em sua composição responsável por condicionar a dentina, o que leva a um menor número de passos requeridos para os procedimentos de cimentação reduzindo assim a possibilidade de erros em algum passo (50, 66). Durante a reação de polimerização do cimento, a água resultante do processo de neutralização do ácido melhora o contato na interface cimento-dentina e aumenta a tolerância à umidade (52, 38). Além disso, a polimerização do RelyX U100 ocorre a partir de radicais livres, que

podem ser iniciados tanto pela exposição à luz quanto por meio do processo de óxido-redução, além de processos contínuos após fotoativação, podendo ser considerado como de tripla polimerização (56). Estas características podem ter contribuído para os resultados estatisticamente superiores do cimento RelyX U100.

Em alguns estudos que compararam o cimento RelyX U100 com cimentos resinosos convencionais de polimerização dual, o cimento autoadesivo mostrou uma significativa diminuição do número de túbulos dentinários preenchidos e menor espessura da camada híbrida, além de sua penetração nos túbulos dentinários ter sido verificada apenas em alguns espécimes (2, 32, 54). Isto se deve ao fato do RelyX U100 interagir muito superficialmente com o substrato (17, 38), a alta viscosidade do material cimentante (58, 60), ao efeito neutralizante durante a reação de polimerização do cimento devido ao tamponamento da dentina (53, 65), assim como a presença de uma espessa camada de *smear* secundária nas paredes dentinárias do preparo radicular protético (61, 66), fatores estes que têm sido reconhecidos por afetarem negativamente o potencial de desmineralização e penetração dos cimentos resinosos autoadesivos para o interior da dentina (17). No entanto, o mecanismo de adesão desse cimento é baseado na retenção micromecânica e na interação química aumentada com o cálcio da hidroxiapatita (32, 52, 57), o que poderia também explicar os valores superiores de resistência de união para os pinos de fibra de vidro cimentados com RelyX U100.

O cimento resinoso RelyX ARC depende da aplicação prévia de um sistema adesivo, sendo que neste estudo foi utilizado o Adper Single Bond 2, que é um sistema adesivo simplificado. Estudos prévios relataram a incompatibilidade entre estes sistemas e os cimentos resinosos duais, que podem ser resultado, em parte, da reação adversa entre os monômeros ácidos que permanecem não polimerizados na camada superficial do adesivo (24, 51) devido à inibição pelo oxigênio, e as aminas terciárias comumente utilizadas como catalisadores químicos dos cimentos duais (56, 60). Esta interação não permite uma adequada polimerização do cimento resinoso e reduz a resistência de união ao sistema adesivo (19). Em regiões mais profundas, a quantidade de monômeros ácidos aumenta devido a pouca ou nenhuma luz que chega a esta região (62). Desta maneira, este fato pode ser considerado um dos fatores que influenciaram para os menores valores de resistência de união registrada no terço apical para técnicas de cimentação adesiva no espaço do preparo protético radicular.

Outra característica dos sistemas adesivos simplificados que pode ter influenciado o resultado do cimento resinoso RelyX ARC é o fato de que estes adesivos comportam-se como membranas semipermeáveis devido à ausência de uma camada mais hidrofóbica de resina (12, 60). Assim, a transudação de fluido dentinário através destes adesivos simplificados tem sido observada, e pode gerar uma interferência negativa na polimerização do cimento resinoso (24, 35). Ainda, o condicionamento ácido da superfície dentinária com ácido fosfórico remove a camada de *smear* e a *smear plug*, bem como desmineraliza a dentina superficial, aumentando o diâmetro dos túbulos e a permeabilidade dentinária (8), proporcionando uma retenção maior de água no interior da dentina condicionada, o que também gera uma maior quantidade de bolhas de água na interface adesiva (52). Também foi relatado que a polimerização mais lenta dos cimentos resinosos duais e autopolimerizáveis podem permitir uma movimentação suficiente dos fluidos dentinários a ponto de promover a formação de bolhas de água na interface adesivo-cimento (16, 32). Isto pode resultar em uma falha de união já que estas bolhas atuam como pontos de propagação de falhas (50, 61). Estas características podem ter influenciado para a obtenção de resultados inferiores do RelyX ARC quando comparado ao cimento autoadesivo, visto que a retenção friccional é o principal fator de retenção dos pinos de fibra de vidro e que bolhas de água localizadas na interface adesiva podem reduzir a área de contato entre o cimento resinoso e as paredes do canal radicular (23), resultando em uma menor resistência de união. Isto pode ser observado também na análise do padrão de falha para este cimento onde foi verificado que, independentemente do tipo de pino de fibra de vidro, mais de 75% das amostras apresentavam falhas adesivas entre cimento e dentina.

Neste estudo o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, RelyX Luting 2, apresentou significativamente os menores resultados de resistência de união quando comparados aos demais cimentos estudados. Um dos fatores que pode ter contribuído para estes resultados pode estar associado à falta de condicionamento ácido prévio para modificar ou remover a camada de *smear* no interior do preparo protético radicular previamente à cimentação, diminuindo a união química do cimento à dentina radicular (32). Desta maneira, a retenção promovida pelo RelyX Luting 2 pode estar mais relacionada à retenção friccional promovida pela expansão higroscópica que ocorre após a maturação do cimento do que por sua adesão às paredes dentinárias (5, 67). Outro aspecto que pode ter influenciado

para os resultados inferiores pode estar também relacionado às propriedades mecânicas deste cimento, uma vez que este apresenta uma baixa resistência coesiva quando comparado aos cimentos resinosos (5, 9, 58). Isto ficou evidente pela alta porcentagem de falhas mistas e coesivas no cimento observadas para os grupos cimentados com RelyX Luting 2. Por outro lado, outro aspecto que também pode ser observado na análise do padrão de falha e que pode ter contribuído para a redução da retenção deste cimento foi a alta porcentagem de falhas adesivas entre o cimento e os pinos anatômicos devido a ausência de adesão entre os materiais.

A análise geral dos modos de falha após o teste de micro *push-out* mostrou uma alta porcentagem de falhas adesivas entre cimento e dentina para todos os grupos estudados. Isto sugere que o elo fraco está localizado na união entre os cimentos e a dentina (8, 12, 16, 34, 54), reforçando a importância da retenção friccional (33), uma vez que os pinos anatômicos, independentemente do cimento utilizado, apresentaram retenção estatisticamente superior. Por outro lado, para estes pinos, as falhas entre o pino de fibra de vidro e o cimento representaram o terceiro tipo de falha mais frequente, o que pode indicar uma tendência a diminuição da união entre o pino de fibra de vidro e o substrato. Já para os pinos convencionais as falhas coesivas no cimento foram frequentes, o que pode ser explicado pelo grande volume de cimento, o que gera concentração de tensões dentro destes materiais tornando a retenção mais dependente das propriedades mecânicas do cimento utilizado. As falhas mistas também foram bastante frequentes, representando o segundo tipo de falha mais comum para todos os grupos e podem estar relacionadas tanto à capacidade de união dos cimentos aos substratos quanto à resistência do próprio material.

Considerando todos os aspectos avaliados neste estudo, pode se observar que, em canais radiculares com raízes fragilizadas, a retenção friccional foi a provável responsável principal pela retenção de pinos de fibra de vidro, porém, o tipo de cimento utilizado também desempenhou um papel importante na resistência de união ao cisalhamento para os pinos de fibra de vidro testados. O uso de pinos de fibra de vidro anatômicos promoveu uma efetiva melhora na retenção pela melhor adaptação do pino de fibra de vidro às paredes do preparo protético radicular, aumentando a resistência friccional do pino de fibra de vidro em todos os terços radiculares do preparo protético. Ainda, o reembasamento do pino de fibra de vidro pode promover uma linha de cimentação mais fina e homogênea (28), favorecendo a

interação dos cimentos com a superfície dentinária. Estes resultados sugerem que o uso do reembasamento com resina composta, bem como a seleção do cimento com propriedades mais favoráveis é fundamental para uma melhor retenção dos pinos de fibra de vidro. Por outro lado, deve ser levado em consideração o fato de este estudo apresentar limitações por se tratar de uma pesquisa laboratorial e, apesar dos resultados apontarem as vantagens já citadas, ainda existe a necessidade de mais estudos, especialmente estudos clínicos.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e analisados, parece lícito concluir que:

- Entre os cimentos testados, o RelyX U100 foi o cimento que apresentou os maiores valores de resistência de união, enquanto que o RelyX Luting 2 apresentou os menores valores. O cimento RelyX ARC apresentou resultados intermediários;
- O uso de pinos de fibra de vidro anatômicos promoveu o aumento dos valores resistência de união ao cisalhamento em raízes fragilizadas independente do tipo de cimento utilizado quando comparado com o uso de pinos de fibra de vidro convencionais;
- Para os terços radiculares do preparo protético, o terço apical do preparo apresentou valores inferiores de resistência de união, seguido dos terços médio e cervical, que apresentaram resultados semelhantes.
- Quanto ao padrão de falha, a mais comumente observada, por meio da microscopia óptica, foi a falha adesiva, seguida pelas falhas mistas.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. da Costa RG, de Moraes EC, Leão MP, Bindo MJ, Campos EA, Correr GM. Three-year follow up of customized glass fiber esthetic posts. *Eur J Dent*. 2011 Jan;5(1):107-12.
2. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.
3. Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci*. 2009 Nov-Dec;17(6):574-8.
4. Zogheib LV, Saavedra Gde S, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci*. 2011 Nov-Dec;19(6):648-54.
5. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, do Valle AL. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. *Int Dent J*. 2007 Jun;57(3):153-60.
6. Soares CJ, Valdivia AD, da Silva GR, Santana FR, Menezes Mde S. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J*. 2012;23(2):135-740.
7. Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2010 Nov;104(5):306-17.
8. Pedrosa Filho CF. Influência do reembasamento com resina composta na resistência à extrusão de retentores intrarradiculares de fibra de vidro [tese de doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas; 2006.
9. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont*. 2008 Jun;17(4):262-8.

10. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont*. 2009 Aug;18(6):527-36.
11. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. *Int Endod J*. 2011 Sep;44(9):817-26.
12. Pedrosa-Filho CF, Silveira-Pedrosa DM, Pedrosa SF. Efeito do reembasamento com resina composta na retenção de pinos de fibra de vidro em canais radiculares amplos. *Rev ABO Nac*. 2012 Fev/Mar;20(1):30-5.
13. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2011 Jun;105(6):387-93.
14. Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Júnior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J*. 2011;22(3):230-7.
15. Li Q, Xu B, Wang Y, Cai Y. Effects of auxiliary fiber posts on endodontically treated teeth with flared canals. *Oper Dent*. 2011 Jul-Aug;36(4):380-9.
16. Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho CF, Menezes MS, Silveira DM, Martins LR. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci*. 2009 Nov-Dec;17(6):600-4.
17. Cantoro A, Goracci C, Vichi A, Mazzoni A, Fadda GM, Ferrari M. Retentive strength and sealing ability of new self-adhesive resin cements in fiber post luting. *Dent Mater*. 2011 Oct;27(10):e197-204.
18. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod*. 2008 Aug;34(8):1006-10.
19. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent*. 2006 May;95(5):368-78.

20. Carvalho CA, Monticelli F, Cantoro A, Breschi L, Ferrari M. Push-out bond strength of fiber posts luted with unfilled resin cement. *J Adhes Dent*. 2009 Feb;11(1):65-70.
21. Macedo VC. Avaliação da retenção de pinos de fibra de vidro reembasados (pinos anatômicos) e não reembasados cimentados em diferentes condições [dissertação de mestrado]. Piracicaba: UNICAMP; 2009.
22. Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent*. 2006 Jul;96(1):41-6.
23. 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*. 2007 Mar;33(3):303-5.
24. Faria-e-Silva AL, Piva E, Lima GS, Boaro LC, Braga RR, Martins LR. Effect of immediate and delayed light activation on the mechanical properties and degree of conversion in dual-cured resin cements. *J Oral Sci*. 2012 Sep;54(3):261-6.
25. Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Oper Dent*. 2009 Jan-Feb;34(1):93-101.
26. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. *Acta Odontol Scand*. 2013 Jan;71(1):175-82.
27. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*. 2005 Aug;31(8):584-9.
28. Cecchin D, de Almeida JF, Gomes BP, Zaia AA, Ferraz CC. Effect of chlorhexidine and ethanol on the durability of the adhesion of the fiber post relined with resin composite to the root canal. *J Endod*. 2011 May;37(5):678-83.

29. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent*. 2011 Jun;39(6):422-9.
30. Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent*. 2003 Fall;5(3):243-7.
31. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent*. 2005 Autumn;7(3):235-40.
32. Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod*. 2010 Sep;36(9):1543-6.
33. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod*. 2005 Aug;31(8):608-12.
34. Reginato CF, Oliveira AS, Kaizer MR, Jardim PS, Moraes RR. Polymerization efficiency through translucent and opaque fiber posts and bonding to root dentin. *J Prosthodont Res*. 2013 Jan;57(1):20-3.
35. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, et al. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dent Mater*. 2007 Feb;23(2):159-64.
36. Jongsma LA, Bolhuis PB, Pallav P, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. *J Adhes Dent*. 2010 Feb;12(1):55-62.
37. Barnabé W. Avaliação in vitro da retenção às superfícies radiculares, através da resistência à extrusão, de dois pinos de fibras de vidro cimentados com três cimentos à base de resina [dissertação de mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo; 2003.

38. Mumcu E, Erdemir U, Topcu FT. Comparison of micro push-out bond strengths of two fiber posts luted using simplified adhesive approaches. *Dent Mater J*. 2010 May;29(3):286-96.
39. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont*. 2008 Jul-Aug;21(4):328-36.
40. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, Armstrong SR. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater*. 2008 Oct;24(10):1405-11.
41. Novais VR, Quagliatto PS, Bona AD, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. *Indian J Dent Res*. 2009 Jul-Sep;20(3):277-81.
42. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod*. 2001 Dec;27(12):758-61.
43. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compend Contin Educ Dent*. 2001 Apr;22(4):337-40, 342, 344 passim; quiz 350.
44. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Mumcu E, Yildiz E, Uslan I. Push-out bond strengths of two fiber post types bonded with different dentin bonding agents. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010 May;93(2):359-66.
45. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent*. 2007 Nov;35(11):827-35.
46. 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*. 2004 Aug;112(4):353-61.

47. Castellan CS, Santos-Filho PC, Soares PV, Soares CJ, Cardoso PE. Measuring bond strength between fiber post and root dentin: a comparison of different tests. *J Adhes Dent.* 2010 Dec;12(6):477-85.
48. Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E, Gogos C. Evaluation of push-out bond strength of two endodontic post systems. *J Endod.* 2012 Apr;38(4):510-4.
49. Manicardi CA, Versiani MA, Saquy PC, Pécora JD, de Sousa-Neto MD. Influence of filling materials on the bonding interface of thin-walled roots reinforced with resin and quartz fiber posts. *J Endod.* 2011 Apr;37(4):531-7.
50. Erdemir U, Mumcu E, Topcu FT, Yildiz E, Yamanel K, Akyol M. Micro push-out bond strengths of 2 fiber post types luted using different adhesive strategies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010 Oct;110(4):534-44.
51. Marques de Melo R, Bottino MA, Galvão RK, Soboyejo WO. Bond strengths, degree of conversion of the cement and molecular structure of the adhesive-dentine joint in fibre post restorations. *J Dent.* 2012 Apr;40(4):286-94.
52. Gomes GM, Gomes OM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. Regional bond strengths to root canal dentin of fiber posts luted with three cementation systems. *Braz Dent J.* 2011;22(6):460-7.
53. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. *Dent Mater.* 2012 Mar;28(3):287-97.
54. Bitter K, Perdigão J, Exner M, Neumann K, Kielbassa A, Sterzenbach G. Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. *Oper Dent.* 2012 Jul-Aug;37(4):397-405.
55. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, do Valle AL. Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. *Braz Oral Res.* 2007 Apr-Jun;21(2):159-64.
56. Soares CJ, Pereira JC, Valdivia AD, Novais VR, Meneses MS. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. *Int Endod J.* 2012 Feb;45(2):136-45.

57. Kahnamouei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012 Mar 1;17(2):e337-44.
58. Amaral M, Santini MF, Wandscher V, Amaral R, Valandro LF. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. *Oper Dent*. 2009 Jul-Aug;34(4):443-51.
59. Santos MJ, Driessen CH, de Freitas AP, Rizkalla AS, Santos GC Jr. In vitro shear bond strength of resin-based luting cements to dentin. *Gen Dent*. 2012 Jul-Aug;60(4):e215-20.
60. Calixto LR, Bandéca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Oper Dent*. 2012 Jan-Feb;37(1):80-6.
61. Leme AA, Coutinho M, Insaurralde AF, Scaffa PM, da Silva LM. The influence of time and cement type on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. *Oper Dent*. 2011 Nov-Dec;36(6):643-8.
62. Faria-e-Silva AL, Mendonça AA, Garcez RM, Oliveira Ada S, Moreira AG, Moraes RR. Adhesion strategy and early bond strengths of glass-fiber posts luted into root canals. *Braz Oral Res*. 2012 Sep-Oct;26(5):485-7.
63. Leitune VC, Collares FM, Werner Samuel SM. Influence of chlorhexidine application at longitudinal push-out bond strength of fiber posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Nov;110(5):e77-81.
64. Juloski J, Fadda GM, Radovic I, Chieffi N, Vulicevic ZR, Aragoneses JM, Ferrari M. Push-out bond strength of an experimental self-adhesive resin cement. *Eur J Oral Sci*. 2013 Feb;121(1):50-6.
65. Farina AP, Cecchin D, Garcia Lda F, Naves LZ, Pires-de-Souza Fde C. Bond strength of fibre glass and carbon fibre posts to the root canal walls using different resin cements. *Aust Endod J*. 2011 Aug;37(2):44-50.

66. Farina AP, Cecchin D, Garcia Lda F, Naves LZ, Sobrinho LC, Pires-de-Souza Fde C. Bond strength of fiber posts in different root thirds using resin cement. *J Adhes Dent*. 2011 Apr;13(2):179-86.
67. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, Ferrari M. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod*. 2006 Jun;32(6):537-40.
68. Teixeira CS, Silva-Sousa YT, Sousa-Neto MD. Bond strength of fiber posts to weakened roots after resin restoration with different light-curing times. *J Endod*. 2009 Jul;35(7):1034-9.
69. Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont*. 2007 May-Jun;16(3):154-64.
70. Giovannetti A, Goracci C, Vichi A, Chieffi N, Polimeni A, Ferrari M. Post retentive ability of a new resin composite with low stress behaviour. *J Dent*. 2012 Apr;40(4):322-8.
71. Zorba YO, Erdemir A, Turkyilmaz A, Eldeniz AU. Effects of different curing units and luting agents on push-out bond strength of translucent posts. *J Endod*. 2010 Sep;36(9):1521-5.

APÊNDICE A – FÓRMULAS UTILIZADAS PARA CONVERSÃO DOS DADOS OBTIDOS EM KGF PARA MPa

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

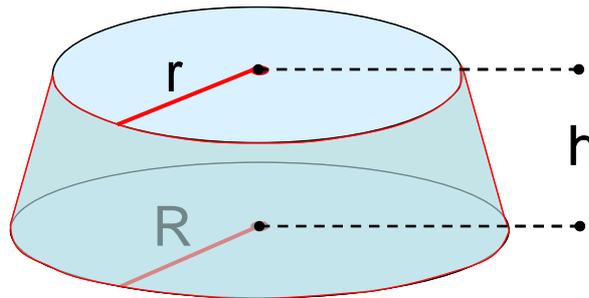
$$F = \text{kgf} \cdot 9,8$$

- F = força em Newtons (N)
- Kgf = resistência registrada pela máquina de ensaios em quilograma-força (kgf)
- $1\text{N} = 9,8 \text{ m/s}^2$

2) Cálculo da área de superfície interna do segmento radicular:

- Área lateral de tronco de cone

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



3) Cálculo da tensão de retenção para o teste *push-out*:

$$T = \frac{F}{A}$$

- T = tensão de extrusão (MPa)
- F = força necessária para extrusão (N)
- A = área de superfície aderida (mm^2)

ANEXO A – DOCUMENTO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: **122/12**

Título do Projeto: “Efeitos de diferentes tipos de cimentos na resistência de união ao cisalhamento de pinos anatômicos diretos cimentados em canais radiculares amplos”.

Pesquisadora Responsável: Daniele Machado da Silva Pedrosa
Data de Entrada: 30/07/12

Com base na Resolução 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto **122/12** com o título: “Efeitos de diferentes tipos de cimentos na resistência de união ao cisalhamento de pinos anatômicos diretos cimentados em canais radiculares amplos”, analisado na 8ª Reunião Ordinária, realizada no dia 18 de setembro de 2012.

A pesquisadora responsável fica, desde já, notificada da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 19 de setembro de 2012.


Prof. Natália Monsóres
Coordenador do CEP-FS/UnB

Figura 15 – Digitalização do parecer de aprovação da pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília