



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARCO TÚLIO DE OLIVEIRA FILHO

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO
CIMENTADOS COM RESINA BULK FILL FLOW E DIFERENTES
SISTEMAS ADESIVOS EM DIFERENTES PROFUNDIDADES

Piracicaba

2020

MARCO TÚLIO DE OLIVEIRA FILHO

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO
CIMENTADOS COM RESINA BULK FILL FLOW E DIFERENTES
SISTEMAS ADESIVOS EM DIFERENTES PROFUNDIDADES

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área de Dentística.

Orientadora: Prof.^a Dra. Giselle Maria Marchi Baron

Este exemplar corresponde a versão final da dissertação defendida pelo aluno Marco Túlio De Oliveira Filho e orientado pela Prof.^a Dra. Giselle Maria Marchi Baron.

Piracicaba

2020

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): Fundo de Apoio ao Ensino, à Pesquisa e Extensão – FAEPEX, 2176/18.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9429-282X>

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

OL4r Oliveira Filho, Marco Túlio de, 1992-
Resistência de união de pinos de fibra de vidro cimentados com resina bulk fill flow e diferentes sistemas adesivos em diferentes profundidades / Marco Túlio de Oliveira Filho. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2020.

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

1. Adesivos dentinários. 2. Cimentos dentários. 3. Resinas compostas. 4. Resistência à tração. 5. Técnica para retentor intrarradicular. I. Marchi, Giselle Maria, 1970-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Bond strength of fiberglass cemented with bulk fill flow resin and different adhesive systems at different depths

Palavras-chave em inglês:

Dentin-bonding agents

Dental cements

Composite resins

Tensile strength

Post and core technique

Área de concentração: Dentística

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Giselle Maria Marchi Baron [Orientador]

Luís Roberto Marcondes Martins

Thatiana de Vicente Leite

Data de defesa: 28-02-2020

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0002-9429-282X>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/2554635726020676>

Identificação e informações acadêmicas e profissionais do aluno

- ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9429-282X>

- Currículo Lattes: <http://lattes.cnpq.br/2554635726020676>



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 28 de fevereiro de 2020, considerou o candidato MARCO TÚLIO DE OLIVEIRA FILHO aprovado.

PROF^a. DR^a. GISELLE MARIA MARCHI BARON

PROF^a. DR^a. THATIANA DE VICENTE LEITE

PROF. DR. LUÍS ROBERTO MARCONDES MARTINS

A Ata da defesa, assinada pelos membros da Comissão Examinadora, consta no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da Unidade.

DEDICATÓRIA

“Agradecer é admitir que houve um momento em que se precisou de alguém, é reconhecer que o homem jamais poderá lograr para si o dom de ser autossuficiente. Ninguém se faz sozinho, sempre é preciso um olhar de apoio, uma palavra de incentivo, um gesto de compreensão, uma atitude de amor”. (Autor desconhecido).

Aos meus pais **Marco Túlio e Alessandra**, à minha eterna gratidão por terem me concebido à vida e por caminharem ao meu lado desde minha primeira respiração com muito amor, dedicação e zelo. Por acreditarem em meus sonhos e se dedicarem constantemente para que esses se tornem realidade. Por me mostrar que haja o que houver, eu sempre tenho um lar para voltar. Eu poderia escrever dezenas de páginas a vocês, mas neste momento, resumo dizendo que, meu amor por vocês é incondicional. Muito obrigado!

À minha avó **Elza**, por sempre estar ao meu lado desde o meu nascimento, acompanhando e vibrando de perto todas as etapas da minha vida. Ao longo da vida nós seres humanos vemos muitas “portas” se fecharem e escutamos muitos “não”. Obrigado vó, por nunca ter me dito “não”, por sempre abrir “portas” para que eu pudesse estar feliz de alguma maneira. Obrigado por todas as mensagens e ligações nos dias de Domingo apenas para saber se eu estava bem. Muito obrigado por desde sempre me mostrar o amor de avó.

Ao meu avô e padrinho **Alyrio**, que é o meu exemplo de pai, avô, padrinho, marido, entre outros. Principalmente por ser meu exemplo de ser humano, com compaixão e empatia pelo próximo. Obrigado por tantos bons exemplos que o senhor me deu ao longo da minha vida até hoje. Obrigado por torcer e vibrar com minhas conquistas, por acreditar na minha capacidade intelectual. Obrigado por ter sido luz nos momentos de escuridão. É uma honra ter o senhor como avô e padrinho.

À minha namorada **Ana Clara**, meu mundo se tornou melhor depois que você chegou. Obrigado por tanto amor, carinho, companheirismo e dedicação comigo. Obrigado por acreditar na minha capacidade, por me incentivar, por ser o meu apoio e o meu refúgio. Você é uma luz e uma fonte de inspiração.

Amo vocês!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À **Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron**, pela orientação durante esses dois anos. Sou imensamente grato por ter acreditado em mim e por todos os ensinamentos passados durante as aulas teóricas, assim como nas clínicas e pré-clínicas. Obrigado pela paciência comigo até nos momentos em que eu não tive comigo mesmo. Por ser além de professora e orientadora, um exemplo de educação e postura profissional. Sua calma, paciência e conhecimento foram fundamentais para que esse trabalho fosse possível. Muito obrigado!

Ao **Prof. Dr. Luciano de Souza Gonçalves**, pelo exemplo de profissional e dedicação à profissão. Por ter acreditado em mim e ter me dado a oportunidade de ser seu orientado durante a graduação. Obrigado por todas as reuniões semanais, por todos os artigos científicos e capítulos de livro que o senhor me fez ler. Por todas as aulas e ensinamentos que o senhor me deu. Por ter apresentado e despertado em mim o interesse pela área científica, por ter me apresentado a FOP-Unicamp. Além de professor e orientador, você foi um amigo.

À **Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano**, pela ajuda no delineamento deste trabalho.

Às minhas amigas **Janaina Damasceno e Priscila Regis**, por todas conversas, pelas palavras de incentivo e apoio, por toda disposição em ajudar sempre ao longo do mestrado. Por todos os momentos durante essa etapa, vocês foram grandes amigas. Muito obrigado!

Às minhas amigas do curso de doutorado **Caroline Mathias e Mariana Flor**, pela forma como vocês me acolheram quando cheguei, por todos os ensinamentos e ajudas prestadas, por todas conversas de incentivo e apoio. Muito obrigado!

Aos meus amigos **Matheus Kury, Maicon Sebold e Rodrigo Lins**, por todas explicações e dúvidas sanadas, por todas as diversas ajudas ao longo dessa etapa, principalmente pela disposição em sempre ajudar. Muito obrigado!

Ao meu amigo **Prof. Dr. Diogo Dressano**, por todos os ensinamentos passados durante os estágios na clínica de graduação, nas aulas de especialização e

atualização na qual eu o acompanhava, pelos ensinamentos transmitidos nos dias em que estive em seu consultório particular. Pelas ajudas para que eu pudesse fazer essa dissertação. Muito obrigado!

À **Profa. Dra. Lucia Trazzi Pietro**, pela ajuda durante à montagem da metodologia realizada neste trabalho.

Ao aluno de graduação **Thiago Bessa**, pela ajuda durante à montagem da metodologia realizada neste trabalho.

Aos meus “bons e velhos” amigos **Gabriel, João Paulo e Otávio**, que torcem sempre por mim e estão presentes em alguns dos melhores momentos da minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Marcelo Knobel**.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto** e do diretor associado **Prof. Dr. Flávio H. Baggio Aguiar**.

À **Profa. Dra. Karina Gonzales Silvério Ruiz**, coordenadora dos cursos de Pós-Graduação e ao **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

Aos Professores da Área de Dentística, **Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron**, **Profa. Dra. Débora Alves Nunes Leite Lima**, **Profa. Dra. Vanessa Cavalli Gobbo**, **Prof. Dr. Flávio H. Baggio Aguiar**, **Prof. Dr. Luis Alexandre M. S. Paullilo**, **Prof. Dr. Luís Roberto M. Martins** e **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, por todos os conhecimentos transmitidos durante o mestrado.

Aos professores **Diogo Bonazzi Dressano**, **Jéssica Dias Theobaldo** e **Caroline Mathias Carvalho De Souza** pelas importantes considerações feitas na qualificação deste trabalho.

Aos professores **Luís Roberto Marcondes Martins** e **Thatiana de Vicente Leite** pela importantíssima colaboração na defesa deste trabalho.

À empresa **FGM Produtos Odontológicos** (Joinville, SC, Brasil), pela doação de materiais necessários para que esse trabalho pudesse ser realizado.

Ao **Fundo de Apoio ao Ensino, à Pesquisa e Extensão – FAEPEX**, pela concessão de auxílio necessário para que esse trabalho pudesse ser realizado.

Aos colegas do curso de Mestrado, **Priscila**, **Janaina**, **Matheus**, **Danielle**, **Maria**, **Larissa**, **Enrico**, **Giovana**, **Jorge**, **Beatriz**, **Joyce** e **Marcela**, e Doutorado, **Daylana**, **Maicon**, **Renata**, **Rodrigo**, **Laura**, **Caroline**, **Mariana**, **Bruna**, **Mayara N.**, **Mayara Z.** e **Josué**, por todos os momentos vividos dentro e fora da Universidade.

O presente trabalho foi realizado com apoio da **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001**.

“O futuro pertence aos que acreditam no potencial dos seus sonhos.”

Eleanor Roosevelt

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de pinos de fibra de vidro cimentados em diferentes profundidades com diferentes agentes de cimentação e dois tipos de sistemas adesivos. Foram selecionadas 180 raízes de incisivos bovinos. O tratamento endodôntico foi realizado intercalado com água destilada e hipoclorito 2,5% e os condutos obturados com guta-percha e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply). Ao todo foram realizados 18 protocolos de cimentação, combinando 3 profundidades de cimentação (4 mm, 8 mm, 10 mm), utilizando 3 agentes resinosos para cimentação: Cimento resinoso RelyX; resina composta BFF; resina composta Z350F e os adesivos SBMP ou SBU (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), esse último usado na técnica autocondicionante. O teste pull out foi realizado para mensurar a resistência de união entre o pino de fibra de vidro (Whitepost-DCE) e a dentina radicular. O teste foi realizado a uma velocidade de 1,0 mm/min em máquina de ensaio universal, obtendo-se a força de resistência em Newton (N). Comparações estatísticas entre os grupos foram feitas usando análise de variância (ANOVA em esquema fatorial 2 x 3 x 3) e teste de Tukey com significância de 5%. Para os protocolos cimentados com SBMP e RelyX, maiores forças de resistência de união foram observadas em 8 e 10 mm de profundidade; No SBMP com BFF, maior RU foi observada em 8 mm do que em 4 mm de profundidade; No SBMP com Z350F, maior RU foi observada em 8 mm de profundidade; No SBU com RelyX, maior RU foi observada em 10 mm de profundidade; No SBU com BFF, maior RU foram observadas em 4 e 8 mm de profundidade; No SBU com Z350F, maior RU foi observada em 8 mm de profundidade. As resinas Bulk Fill ainda mostram resultados menores de resistência de união em maiores profundidades do canal radicular, quando comparados com um cimento dual, nas condições testadas. Profundidades de 4 e 10 mm para cimentação de pinos parecem ser aceitáveis, porém, a profundidade de 8 mm parece ser melhor, mostrando maiores valores de resistência de união, nas condições testadas.

Palavras-chaves: Adesivos Dentinários, Cimentos Dentários, Resinas Compostas, Resistência à Tração, Técnica para Retentor Intrarradicular.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the bond strength of fiberglass posts cemented at different depths with different cementing agents and two types of adhesives systems. Were selected 180 roots of bovine incisors. Endodontic treatment was performed interspersed with distilled water and 2.5% hypochlorite and ducts filled with gutta-percha and Sealer 26 (Dentsply). In all, 18 cementation protocols were performed, combining 3 cement depths (4 mm, 8 mm, 10 mm), using 3 resinous agents for cementation: RelyX resin cement; BFF composite resin; Z350F composite resin and SBMP or SBU (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) adhesives, the latter used in a self-etching approach. The *pull out* test was performed to measure the bond strength between the fiberglass post (Whitepost-DCE) and the root dentin. The post was drawn from within the conduit at a speed of 1.0 mm/min through a universal test machine. The strength was expressed in Newton (N). Data were analyzed by analysis of variance (ANOVA in a 2 x 3 x 3 factorial scheme) and Tukey's teste with level of significance of 5%. For the protocols cemented with SBMP and RelyX, greater bond strengths were observed at 8 and 10 mm in depth; In SBMP with BFF, greater RU was observed at 8 mm than at 4 mm in depth; In the SBMP with Z350F, greater RU was observed at 8 mm depth; In the SBU with RelyX, higher RU was observed at a depth of 10 mm; In the SBU with BFF, greater RU were observed at 4 and 8 mm in depth; In the SBU with Z350F, greater RU was observed at 8 mm in depth. Bulk Fill resins still show lower bond strength results at greater depths of the root canal when compared with a dual cement, under the conditions tested. Depths of 4 and 10 mm for post cementation seem to be acceptable, however, the depth of 8 mm seems to be better, showing higher values of bond strength, under the conditions tested.

Keywords: Dentin-Bonding Agents; Dental Cements; Composite Resins; Tensile Strength; Post and Core Technique.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 Retentores Intrarradiculares	18
2.2 Pinos de fibra e o substrato dental	20
2.2.1 Agentes adesivos e o substrato dental	21
2.2.2 Agentes cimentantes e o substrato dental	26
2.3 Ensaios Metodológicos	32
3 PROPOSIÇÃO	34
4 MATERIAL E MÉTODOS	35
4.1 Delineamento experimental	35
4.2 Seleção dos corpos de prova	36
4.3 Tratamento endodôntico	37
4.4 Preparo dos condutos radiculares	38
4.5 Preparo dos pinos	39
4.6 Cimentação dos pinos	40
4.7 Ensaio mecânico de resistência de união (<i>pull out</i>)	43
4.8 Análise estatística	47
5 RESULTADOS	48
5.1 Resistência de união	48
6 DISCUSSÃO	49
7 CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS	53
ANEXO – RELATÓRIO DE ORIGINALIDADE	71

1 INTRODUÇÃO

A evolução da odontologia adesiva, possibilita o sucesso de restaurações diretas e indiretas, devido à adesão do material restaurador ao substrato dental, como por exemplo em restaurações diretas de resina composta ou cimentação de peça indireta do tipo Onlay. Entretanto, algumas situações necessitam de retenções adicionais. Exemplo disso é, a reconstrução e reabilitação de dentes tratados endodonticamente com grande perda de estrutura coronal que requer, em alguns casos, o uso de pinos ou núcleos intrarradiculares, haja vista a pequena espessura e/ou a ausência de paredes circundantes do remanescente dental, onde a adesão possa se estabelecer, assim, tendo como função criar um meio de retenção adicional (Assif e Gorfil, 1994; Cheung, 2005; Alsamadani et al., 2012; Machado et al., 2015; Webber et al., 2015). Dentre os tipos de retentores intrarradiculares, o pino de fibra de vidro (PFV) tem se destacado principalmente por possuir módulo de elasticidade semelhante ao da dentina e materiais resinosos, proporcionando distribuição mais homogênea das cargas oclusais ao longo do eixo dental, o que diminui o risco de fratura radicular (Coelho et al., 2009; Santos et al., 2010; Rosa et al., 2013; Bosso et al., 2015; Maroulakos et al., 2015). Além disso, pinos de fibra de vidro resultam em estética mais favorável, por sua cor transparente ou de tonalidade esbranquiçada, e também pela ausência de oxidação de seus componentes a longo prazo, como ocorre com os materiais metálicos (Amaral et al., 2009; Rosa et al., 2013; Bahari et al., 2014; Valdivia et al., 2014; Pereira et al., 2015).

É importante ressaltar que características relacionadas ao substrato dentinário podem influenciar na adesão do cimento e/ou adesivo ao substrato, uma vez que a dentina intrarradicular apresenta variabilidade na densidade e orientação dos túbulos dentinários de acordo com o terço cervical, médio e apical (Ferrari et al., 2000; Perdigão et al., 2006). Dificuldades no acesso adequado ao canal radicular assim como a tensão de contração gerada pelos agentes cimentantes em uma configuração cavitária desfavorável pode também comprometer a resistência de união ao substrato (Bouillaguet et al., 2003; Mallmann et al., 2003). A expressiva atenuação da luz ao longo do canal radicular também pode influenciar na capacidade de retenção dos pinos de fibra de vidro nos canais radiculares devido a profundidade de cimentação, o que ocasiona em inadequada polimerização dos agentes cimentantes em regiões mais apicais e, conseqüentemente, reduz as propriedades mecânicas, e

a resistência de união às paredes radiculares (Morgan et al., 2008; Faria-e-Silva et al., 2010; Zorba et al., 2011; Reginato et al., 2013). Dessa forma, esses fatores podem influenciar na retenção dos pinos de fibra de vidro, fazendo deste, um complexo procedimento adesivo.

Devido à baixa penetração de luz nas regiões mais apicais da raiz, os cimentos duais são os mais indicados para cimentação de pinos de fibra de vidro. Esses cimentos são assim chamados pelo fato de polimerizarem por duas vias, a física por meio da ativação de luz, e a química através da mistura de seus componentes base e catalisador (Pick et al., 2010). No mercado estão disponíveis cimentos resinosos duais autoadesivos, esses, capazes de se aderir a às paredes dos substratos dentais, sem a necessidade de um protocolo adesivo prévio (Kececi et al., 2008; Monticelli et al., 2008; Wang et al., 2008; Migliau et al., 2016). Apesar do uso dos cimentos autoadesivos terem se popularizado devido à menor sensibilidade técnica e um protocolo facilitado, os estudos mostram menores valores de resistência de união para esses materiais (Binus et al., 2013; Keul et al., 2016), e portanto, recomendam que o sistema adesivo não seja dispensado do protocolo de cimentação dos pinos (Oskoe et al., 2016; Migliau et al., 2017).

O sistema adesivo de caráter dual, exclusivo para a cimentação de pinos (ativador, primer e catalisador) promove um padrão favorável de hibridização da dentina, que é vantajoso para retenção do pino, uma vez que esse sistema atua pelo meio físico, mas também pelo modo químico de polimerização (Valandro et al., 2005). Porém, essa técnica exige várias etapas, sendo muito sensível a erros, conseqüentemente, pode comprometer a eficácia de união dentre o pino e a dentina radicular. Estudos mostraram que adesivos autocondicionantes de 2 passos, são aceitáveis para a colocação de restaurações adesivas à longo prazo. (Van Meerbeck et al., 2003; Akimoto et al., 2007), assim como para cimentação de pinos de fibra (Valandro et al., 2005; Aksornmuang et al., 2006), trazendo como benefício uma abordagem adesiva mais simples, com número reduzido de etapas clínicas, tornando a técnica menos sensível.

Os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único podem ser quimicamente mais instáveis quando há um desequilíbrio entre as misturas adesivas, já que possuem componentes hidrofóbicos e hidrofílicos juntos num mesmo frasco. A incompatibilidade química leva à separação de fases dos componentes adesivos,

resultando em uma camada adesiva pouco polimerizada, no qual afeta a durabilidade do adesivo (Tay et al., 2002; Van Meerbeek et al., 2005; Abedin et al., 2014). Alguns sistemas adesivos denominados “Universais”, possuem silano em sua composição, tendo como proposta melhorar a resistência de união por exemplo à PFV ou cerâmicas vítreas odontológicas pela sua porção inorgânica e, ainda garantir a união da fase orgânica junto ao cimento (Yoshihara et al., 2016).

Outras abordagens no protocolo de cimentação de pinos têm sido propostas na literatura, como o uso de resinas *flow* (Giovannetti et al., 2012; Juloski et al., 2013). Juloski e colaboradores (2013), não encontraram diferença significativa na resistência de união entre à dentina radicular e uma resina *flow* quando comparados com um cimento resinoso dual na cimentação de PFV translúcido. Resinas compostas do tipo *bulk fill*, apesar de serem materiais exclusivamente fotoativados, atingem profundidades de polimerização de até 4 ou 5 mm, com contração volumétrica e tensão de polimerização reduzida (Fronza et al., 2017; Ham, Park, 2017). Essas características são possíveis graças à sistemas iniciadores otimizados capazes de potencializar a reação de polimerização e monômeros com melhores propriedades de contração, o que garante melhores propriedades mecânicas ao material após sua polimerização (Fronza et al., 2017). A cimentação de PFV com resinas compostas do tipo Bulk Fill é uma técnica promissora, relacionando-se ao custo, facilidade de aplicação e eficiência (Lins et al., 2019).

Para testar o desempenho de materiais quando usados para cimentação de PVF, testes mecânicos laboratoriais são propostos para mensurar a resistência de união do pino ao conduto radicular. Mesmo que os resultados para esses testes, possam não estar totalmente relacionados ao sucesso clínico do procedimento, eles podem oferecer um meio para medir as características retentivas das técnicas de cimentação utilizadas (Aleisa et al., 2013; Pereira Jr et al., 2014). Dentre os ensaios mecânicos mais utilizados está o *pull out*, o qual garante uma alta confiabilidade nos resultados a serem obtidos em relação à resistência de união entre o pino e a dentina radicular (De Santis et al., 2000; Prisco et al., 2003). Devido à grande variedade de protocolos clínicos e disponibilidade de materiais dentários no mercado odontológico, é importante determinar quais materiais e técnicas são ideais para garantir uma restauração duradoura em dentes fragilizados que necessitam de um meio de retenção adicional em uma reabilitação adesiva (Binus et al., 2013; Sarkis-Onofre et

al., 2014; Atalay et al., 2016). Dessa maneira, esse trabalho foi realizado afim de avaliar a resistência de união de PFV cimentados no conduto radicular, fazendo uso de protocolos alternativos de cimentação, de forma a verificar se uma resina composta fluida e uma resina composta fluida do tipo *bulk fill* é capaz de alcançar valores de resistência de união comparáveis a um cimento resinoso dual comparando diferentes profundidades de cimentação.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Retentores Intrarradiculares

Dentes tratados endodonticamente com grande perda de tecido coronário, muitas vezes demandam de um procedimento clínico em que é necessário reestabelecer a função mastigatória, oclusal e estética através de uma coroa protética. Para tal fim, são utilizados pinos intrarradiculares em conjunto com núcleos, tendo a finalidade de criar um meio de retenção adicional à coroa protética, assim buscando reestabelecer as funções mastigatórias e estéticas do remanescente dental perdido. Para utilização de retentores intrarradiculares existem algumas exigências que variam para cada tipo de retentor, dentre essas variáveis estão por exemplo, inserção da raiz em osso, quantidade de estrutura do remanescente, proporção mínima de cada tipo de retentor, oclusão do dente na arcada e o tipo de agente cimentante utilizado. Atualmente existem muitas opções de retentores intrarradiculares disponíveis no mercado odontológico. Os primeiros pinos pré-fabricados a serem disponibilizados foram os metálicos, seguido dos pinos cerâmicos normalmente a base de dióxido de zircônia, esses dois considerados retentores rígidos. Posteriormente surgiram os retentores não rígidos, conhecidos como pinos de fibra, seja essas de carbono, quartzo ou vidro (Ferrari e Scotti, 2003; Castellan, 2007), o último sendo o tipo mais comercializado atualmente.

Um exemplo desse tipo de protocolo restaurador baseia-se na confecção de pinos intrarradiculares à base de ligas metálicas nobres ou básicas, como níquel/cromo, cromo/cobalto ou ouro (Moro et al., 2005). Nessa técnica realiza-se a moldagem do conduto com uma resina acrílica, e posteriormente esse padrão é fundido com uma liga metálica, obtendo-se então uma peça metálica com característica individualizada do canal radicular e do núcleo coronário que irá receber a coroa protética (Moro et al., 2005). Os pinos metálicos fundidos apresentam boa retenção mecânica, assim como uma boa adaptação ao conduto radicular, uma vez que são moldados e se adaptam à anatomia da parede radicular. A técnica correta para o sucesso desses pinos exige algumas características mecânicas essenciais como a necessidade de serem confeccionados em comprimento correspondente à pelo menos dois terços do comprimento da raiz, afim de minimizar a chance de fratura radicular e o insucesso das restaurações. Porém, apesar desse cuidado, pinos metálicos possuem alto módulo de elasticidade em comparação com a dentina (Sokol,

1984; Holmes et al., 1996; Santos-Filho et al., 2008), o que acarreta em transferência de tensão desproporcional à estrutura radicular, podendo ocorrer fraturas junto a essa estrutura (Bolhuis et al., 2004; Torbjorner e Fransson, 2004; Hayashi et al., 2006), resultando em falha catastrófica.

Os pinos não rígidos foram propostos primeiramente na década de 1980, esses constituídos de fibras de carbono imersas em uma matriz orgânica (Lovell, 1983; Castellan, 2007), e, a partir da década seguinte, foram disponibilizados comercialmente como retentores intrarradiculares (Duret et al., 1990; Castellan, 2007). Sua principal característica era seu menor módulo de elasticidade em comparação com os pinos cerâmicos, porém, os pinos de fibra de carbono possuíam desvantagem estética em relação aos pinos cerâmicos. Em função dos requisitos estéticos, mais tarde, essas fibras de carbono foram recobertas por fibras brancas de quartzo ou vidro. Na busca por retentores intrarradiculares que combinassem melhores características estéticas e mecânicas, surgiram os pinos de fibra de quartzo ou vidro (Castellan, 2007).

Dessa maneira, os PFV são os materiais atualmente utilizados, devido, sobretudo, as suas características mecânicas mais semelhantes aos substratos dentais. Esses pinos possuem baixo módulo de elasticidade em comparação com os pinos metálicos e, desse modo permitem melhor distribuição da tensão para a estrutura dental, reduzindo o risco de fraturas radiculares (Ferrari et al., 2000; Schwartz e Robbins, 2004). O módulo de elasticidade para os pinos de fibra de vidro está na faixa de 20 GPa, valor próximo ao da dentina, ao redor de 18 GPa (Bateman et al., 2003; Kinney et al., 2003; Galhano et al., 2005; Plotino et al., 2007). Os PFV por terem um baixo módulo de elasticidade e associados a cimentação adesiva, formam uma unidade mecanicamente mais homogênea (Boschian et al., 2002). Dessa maneira, o conjunto dentina/adesivo/cimento/pino consegue distribuir as tensões impostas sobre a coroa protética de forma mais homogênea, assim minimizando a possibilidade de ocorrer fraturas (Monticelli et al., 2006). Além disso, esses materiais possuem características estéticas mais favoráveis que seus homólogos fundidos, sendo transparentes ou com tonalidade branco opaca, o que proporciona resultados estéticos mais favoráveis, além de possibilitarem maior transmissão de luz dentro do conduto em comparação com os pinos metálicos (Lassila et al., 2004; Balbosh e Kern, 2006), e também, de eliminar a possibilidade de subprodutos prejudiciais, resultantes

da oxidação dos componentes metálicos, que acarretam em manchamento gengival, corrosão e hipersensibilidade alérgica (Silness et al., 1979; Balbosh e Kern, 2006). Os PFV são encontrados em formatos cônicos ou cilíndricos, ainda em tamanhos e espessuras diferentes (Clavijo V et al., 2008,2009,2011; Clavijo E et al., 2011), e se constituem basicamente por uma matriz de resina epóxi, fibras de vidro e materiais poliméricos como monômero bisfenol-A glicidil metacrilato (Bis-GMA) (Soares et al., 2008; Novais et al., 2009).

O protocolo de cimentação dos PFV, se baseiam no conceito adesivo, envolvendo mais passos clínicos, e exigindo maior atenção do clínico para o sucesso a longo prazo, pois algum viés no procedimento acarreta no seu descolamento dentro do conduto radicular (Mancebo et al., 2010; Naumann et al., 2012). Existem estudos que investigaram os fatores que afetam a retenção de retentores intrarradiculares, dentro desses fatores estão, comprimento, formato, e diâmetro do pino, e ainda o tratamento de sua superfície, bem como todo o protocolo adesivo (Standlee et al., 1978; Stockton, 1999; Nergizl et al., 2002; Sahafi et al., 2003). Além disso, fatores como mudanças de temperatura no ambiente oral, tensões mecânicas geradas por incorreto ajuste oclusal, também contribuem para sua falha de união (Lewis e Smith, 1988; Mentink et al., 1993).

O retentor intrarradicular ideal deve possuir características estéticas favoráveis, ser capaz de transmitir uma mínima tensão ao dente, ser de fácil remoção caso necessário retratamento endodôntico, e assegurar uma adequada retenção da coroa protética, sendo esta sua principal função (Ferrari et al., 2000). De acordo com essas características, o pino de fibra de vidro parece ser o retentor intrarradicular que mais se aproxima do ideal uma vez que, possui cor transparente ou de tonalidade esbranquiçada, módulo de elasticidade próximo ao da dentina e resistência de união aceitável, por exemplo (Ferrari et al., 2000).

2.2 Pinos de fibra e o substrato dental

Os pinos de fibra de vidro por possuírem melhores propriedades mecânicas e estéticas em comparação com retentores rígidos, são indicados clinicamente na atualidade. O conjunto pino/dentina radicular é composto por interfaces de adesão, sendo essas, pino e o agente cimentante e, dentina radicular e adesivo/agente

cimentante (Prisco et al., 2003). Uma retenção satisfatória dos pinos de fibra de vidro no canal radicular depende de uma adequada adesão entre essas diferentes interfaces adesivas.

De forma a facilitar a compreensão que envolve a reabilitação clínica com PFV e seu complexo procedimento adesivo, este tópico foi subdividido em subgrupos de acordo com os principais materiais envolvidos na cimentação de PFV e suas respectivas características comportamentais e adesivas.

2.2.1 Agentes adesivos e o substrato dental

Os sistemas adesivos e o mecanismo de adesão de compósitos aos substratos dentais são estudados há décadas na Odontologia. Buonocore (1955) ao testar ácido fosfórico como tratamento de superfície em esmalte, concluiu que houve um aumento da adesão nas superfícies de esmalte tratado que se deu por um aumento na área de superfície do esmalte devido à ação do condicionamento ácido. Tal tratamento de superfície resultou numa exposição de matéria orgânica do esmalte, assim criando uma nova superfície que serviria como uma área onde o material poderia se aderir e, que o tratamento era clinicamente seguro. Porém, a efetividade da união à dentina só foi conseguida anos mais tarde, quando Fusayama (1979) propôs o condicionamento ácido em dentina, tendo como resultado a interação mecânica do sistema adesivo com as fibrilas colágenas expostas após condicionamento da superfície. Porém, o mecanismo de adesão entre o substrato dentinário e o sistema adesivo só ficou conhecido quando Nakabayashi e colaboradores (1982) compreenderam o mecanismo de adesão em dentina. Esse mecanismo foi denominado camada híbrida, que corresponde à camada formada após condicionamento do substrato, resultando em uma zona de inter difusão adesivo/substrato condicionado. A dentina possui menor conteúdo mineral e maior composição orgânica e água do que o esmalte, o que faz desse substrato um complexo mecanismo para adesão em comparação ao esmalte (Bedran-Russo et al., 2017). Além disso, existe variações significativas na bioquímica, morfologia e propriedades mecânicas dos diferentes tipos de dentina, dentina de diferentes idades, dentro das diferentes profundidades radiculares.

Com o avanço das pesquisas, os sistemas adesivos vêm se aprimorando e são cada vez mais populares e confiáveis para aplicação clínica, sendo utilizados em uma ampla gama de procedimentos clínicos, dentre esses, a cimentação de pinos intrarradiculares (Peumans et al., 2005; Peumans et al., 2010; Mehra e Grover, 2012). Previamente aplicação de um cimento resinoso no canal radicular é necessário que a dentina radicular esteja apta a receber tal material, para isso, diferentes protocolos adesivos podem ser usados (Juloski et al., 2013; Oskoe et al., 2016; Migliau et al., 2017). Os atuais sistemas adesivos se dividem em sistemas adesivos de condicionamento total (SACT) e sistemas adesivos autocondicionantes (SAAC). Os SACT necessitam de condicionamento ácido prévio em esmalte e dentina, etapa essa que garante a desmineralização do substrato possibilitando a penetração dos monômeros do sistema adesivo, proporcionando assim a retenção mecânica. Dividem-se em sistemas de 3 passos, em que o Primer e o Bond se apresentam em frascos separados e, de 2 passos, em que o Primer e Bond estão unidos em um mesmo frasco. Para os SAAC, a etapa de condicionamento ácido é descartada, uma vez que esses sistemas possuem monômeros ácidos, capazes de desmineralizar superficialmente a estrutura dental e proporcionar infiltração monomérica na estrutura dental (Van Landuyt et al., 2007; Van Meerbeeck et al., 2011). Esses sistemas se apresentam em dois passos, em que o Primer ácido e o Bond estão em frascos separados, ou de passo único, onde em um único frasco contém Primer ácido e Bond.

Embora a maioria dos adesivos contenha os mesmos componentes, eles podem diferir significativamente, considerando a quantidade proporcional de cada componente presente na formulação. Independente da classificação e número de frascos, geralmente os sistemas adesivos contém monômeros resinosos à base de metacrilato, iniciadores de polimerização, inibidores, solventes de natureza orgânica e por vezes cargas inorgânicas (Van Landuyt et al., 2007). Os monômeros podem ser considerados os principais componentes do sistema adesivo. Basicamente, 2 tipos de monômeros podem ser encontrados, monômeros funcionais hidrófilos que formarão polímeros lineares após processo de polimerização e, monômeros reticulados hidrófobos que formarão polímeros reticulados após polimerização (Van Landuyt et al., 2007). Tradicionalmente os primers contém monômeros hidrófilos, enquanto o frasco do bond contém monômeros hidrófobos, isso para SACT e SAAC ambos de 2

frascos (Van Landuyt et al., 2007). Uma tendência à simplificação das etapas operatórias, estimulou os fabricantes a desenvolverem adesivos com menos passos operatórios, onde monômeros hidrofílicos e monômeros hidrofóbicos são misturados em um único frasco, tal como SACT e SAAC de um único frasco (Van Meerbeck et al., 1998; Van Landuyt et al., 2007). Dentre os principais monômeros de característica hidrofílica presente nos sistemas adesivos contemporâneos está o monômero 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), que se destaca por sua alta hidrofiliidade, assim, ao melhorar o molhamento da dentina, o HEMA pode melhorar significativamente as forças de adesão (Hasegawa et al., 1989; Nakaoki et al., 2000; Van Landuyt et al., 2007). Já dentre os principais monômeros hidrofóbicos presentes nos sistemas adesivos contemporâneos podemos citar o Bis-GMA ou uretano dimetacrilato (UDMA), por exemplo. Outro monômero de característica hidrofóbica presente em alguns frascos de sistemas adesivos autocondicionantes é o 10-metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP). O 10-MDP é um monômero funcional que é usado com a finalidade de condicionamento do substrato dental, porém, além disso, esse monômero é capaz de formar uma forte ligação iônica com o cálcio da hidroxiapatita (Yoshida et al., 2004). Assim os sistemas adesivos que possuem o monômero 10-MDP presente em sua composição, são capazes de formar uma união química junto ao substrato dental. Sistemas adesivos que contém monômero funcional, portanto conseguem proporcionar 2 mecanismos de retenção junto ao substrato dental, um sendo por meio da retenção micromecânica e outro por meio da união química causada pela interação do monômero com o cálcio da hidroxiapatita. Por ser capaz de proporcionar uma adesão química ao substrato dental, este monômero está presente em alguns SAAC, e mais recentemente está presente em alguns adesivos da categoria Universais, como o Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA).

Quanto à união ao esmalte e à dentina, assume-se que o embricamento micromecânico é o principal mecanismo de união segundo Van Meerbeck e colaboradores (2011), conforme citado por Van Landuyt e colaboradores (2007). Isto é conseguido por um processo de troca pelo qual o material dentário inorgânico é substituído por monômeros resinosos que se tornam interligados nas retenções após polimerização, essas retenções são promovidas pelo condicionamento com ácido fosfórico ou primers acídicos, este último presente na composição de alguns frascos

de sistemas adesivos autocondicionantes. (Asmussen et al., 1991; Van Meerbeek et al., 1993). Microscopicamente, esse processo é chamado “hibridização” (Nakabayashi et al., 1982). Quanto à estratégia de condicionamento total, esta envolve a remoção completa da camada de smear layer e da hidroxiapatita superficial através do condicionamento com um gel ácido, geralmente ácido fosfórico a 37% (Van Meerbeek et al., 2003; Perdigão, 2007) seguido pela aplicação e infiltração de monômeros adesivos que permeiam as micro-porosidades do substrato formando um tecido híbrido conhecido como zona de inter-difusão resina-dentina ou a “Camada Híbrida” (Nakabayashi et al., 1982).

Existem estudos mostrando melhores valores de resistência de união para os SACT de três passos, quando comparados aos SAAC de um ou dois passos, em dentina, seja radicular ou coronária (Bouillaguet et al., 2001; Valandro et al., 2005; Munck et al., 2006). No entanto, pela técnica possuir um número maior de passos clínicos, a chance de erro em alguma das fases é maior, podendo comprometer a resistência de união (Serafino et al., 2004; Monticelli et al., 2008). Um potencial fator que interfere negativamente é o condicionamento excessivo da dentina, levando a uma maior desmineralização que não será totalmente infiltrada pelos monômeros, aumentando a degradação da camada híbrida e levando a sensibilidade pós-operatória (Paul et al., 1999).

Entre as propostas dos SAAC está, a possibilidade em descartar o uso de ácido fosfórico como agente de condicionamento do substrato dental, pois monômeros ácidos presentes no adesivo são utilizados para dissolver parcialmente a smear layer e desmineralizar o esmalte/dentina enquanto a infiltração é alcançada simultaneamente (Van Meerbeek et al., 2003). Os SAAC podem simplificar o procedimento adesivo reduzindo o número de etapas. Esses são considerados menos sensíveis à técnica em relação aos SACT de múltiplos passos, uma vez que não há técnica da dentina úmida, sendo evitada pelo fato de dispensar o uso de ácido fosfórico seguido de lavagem com água, evitando o colapso das fibrilas colágenas pelo uso excessivo de jatos de ar (Pashley et al., 1993; Sano et al., 1994; Tay et al., 1995; Bouillaguet et al., 2000; Van Meerbeek et al., 2003).

A demanda por sistemas adesivos simplificados e de fácil utilização levou ao desenvolvimento de uma nova classe de adesivos denominados Adesivos Universais (AUs), disponíveis em frasco único. O termo "Universal" reflete as

alegações dos fabricantes de que esses adesivos podem ser aplicados com qualquer estratégia de adesão, seja abordagens de condicionamento total, autocondicionantes e condicionamento seletivo do esmalte, sendo esse último uma combinação de estratégia de condicionamento total sobre o esmalte e estratégia autocondicionante sobre a dentina (Hanabusa et al., 2012; Antoniazzi et al., 2016). Além disso, os AUs oferecem a possibilidade de uso com uma variedade de materiais restauradores diretos e indiretos (Hanabusa et al., 2012; Kim et al., 2015; Van Meerbeeck e Frankenberger, 2017). Apesar da composição similar aos SAACs mais antigos, os AUs contêm monômeros funcionais específicos de carboxilato e/ou fosfato (Nagarkar et al., 2019). O mais notável desses monômeros é o 10-MDP, um monômero de fosfato que se liga ionicamente à dentina formando sais de cálcio hidroliticamente estáveis na hidroxiapatita na forma de “nanocamada” (Yoshida et al., 2012; Yoshihara et al., 2013). Yoshida e colaboradores (2004) classificaram o 10-MDP como o monômero mais promissor para união química à hidroxiapatita no esmalte e dentina, ao contrário de outros monômeros como o 4-metacrilóxi-etil trimelítico (4-MET) e o 2-metacrilóxi-etil fenil fosfato (Fenil-P). Talvez por isso esse monômero está incluso na maioria dos SAAC e AUs, tornando o uso desses adesivos tão interessantes.

Os Silanos são usados na Odontologia como agentes de união desde a década de 1970 (Eames et al., 1977; Murillo-Gomez et al., 2017). O silano pode ser considerado como um agente de união bifuncional, uma vez que estabelece ligações químicas com a fase inorgânica do pino e a fase orgânica da matriz resinosa (Lung e Matinlinna, 2012; Guarda et al., 2013).

Daneshkazemi e colaboradores (2016), mostraram por meio de testes de microtração que, quando se usa o silano na superfície do pino de fibra de vidro antes da colocação da resina composta, a união entre o pino e a resina aumenta. A análise da literatura *in vitro* indica que a silanização melhora a retenção de pinos de fibra de vidro em canais radiculares, desde que pré-tratamentos seletivos de superfície dental sejam aplicados ao local antes da silanização (Moraes et al., 2015). O agente adesivo Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) possui silano incorporado na sua composição. Porém, há estudos que mostram que este adesivo contendo em sua composição o silano não apresenta melhores valores de resistência de união quando comparados à adesão feita utilizando um silano disponível em frasco separado, seguido de um agente adesivo na aplicação em cerâmicas odontológicas

(Kalavacharla et al., 2015; Kim et al., 2015; Makishi et al., 2016; Murillo-Gomez et al., 2017).

2.2.2 Agentes cimentantes e o substrato dental

Há décadas estudos na literatura avaliam a capacidade de diferentes tipos de cimento em reter um pino no conduto radicular (Cohen et al., 1998; Pereira et al., 2014). Um estudo comparou valores de resistência de união de pinos cimentados em condutos unirradiculares humanos por meio de uma máquina de teste 810 MTS (Material Testing System Corp., Minneapolis, Minn.), em uma velocidade de 0,638 cm/minuto até o momento da falha, mostrando melhores valores de retenção para um cimento resinoso em comparação à um cimento de fosfato de zinco e ionômero de vidro (Cohen et al., 1998). Outro estudo também comparou valores retentivos de pinos cimentados em dentes unirradiculares humanos, por meio do teste *pull out* em uma máquina de teste universal, com uma velocidade de tração de 0.5 mm/minuto; mostrando valores de resistência de união duas vezes maiores para cimentos resinosos em comparação com um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Pereira et al., 2014).

Os cimentos resinosos apresentam composição química similar às resinas compostas e estão presentes na odontologia há décadas (Dutra-Correa et al., 2006; Matino, 2007). Os cimentos resinosos entraram no mercado como uma alternativa aos cimentos de fosfato de zinco que, embora sejam usados na odontologia há décadas, suas propriedades não são ideais uma vez que os cimentos de fosfato de zinco apresentam uma alta solubilidade no ambiente oral e uma fraca adesão aos substratos dentais (Prakki e Carvalho, 2001; Rasimick et al., 2010). Os cimentos de ionômero de vidro apresentam menor solubilidade e maior resistência de união, porém, fraca resistência à tração e compressão (Rasimick et al., 2010). Além de apresentarem baixa solubilidade, os cimentos resinosos apresentam características como, maior resistência ao desgaste e união micromecânica com a estrutura dental (Diaz-Alnold et al., 1999). Existem estudos que sugerem que os cimentos resinosos aumentam à capacidade da restauração de suportar forças funcionais (Mendoza et al., 1997; Naumann et al., 2008). O desempenho laboratorial dos cimentos resinosos levou à

sua ampla aceitação clínica para cimentação de retentores intrarradiculares (Rasimick et al., 2010).

Com base nos estudos de Cohen e colaboradores, 1998 e, Pereira e colaboradores, 2014, podemos concluir que os cimentos resinosos fornecem os melhores resultados de resistência de união entre pinos e a dentina radicular. Porém, ainda assim existe uma preocupação quanto à perda de retenção do pino em relação à dentina radicular, sendo esse o principal modo de falha de pinos de fibra cimentados com cimentos resinosos (Rasimick et al., 2010). O efeito de férula, assim como, a quantidade de estrutura dental remanescente, influenciam no prognóstico de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos metálicos ou de fibra, uma vez que as taxas de falha ou a própria perda de retenção do pino junto à dentina radicular aumentam devido à redução da estrutura dentária (Marchionatti et al., 2017). Portanto, é evidente que a adesão estável entre o pino e a dentina radicular é de essencial importância para o sucesso clínico a longo prazo de tais procedimentos. Ainda assim existem vários fatores que podem influenciar na resistência de união de um pino de fibra de vidro, entre esses fatores podemos citar, substrato dentinário heterogêneo; características do canal radicular como formato e largura que, podem proporcionar um acesso inadequado para as técnicas adesivas; até mesmo o comprimento do pino e o tipo de cimento utilizado (Ferrari et al., 2000; Ferrari et al., 2002; Maccari et al., 2003; Mannocci et al., 2004; Serafino et al., 2004; Macedo et al., 2010).

Os cimentos resinosos são materiais restauradores à base de polímeros e podem ser classificados em 3 categorias com relação ao seu modo de ativação. São esses: Cimentos resinosos autopolimerizáveis (self-cured); cimentos resinosos fotopolimerizáveis (photo-cured); e cimentos resinosos de dupla ativação (dual-cured) (Matino, 2007). Os cimentos resinosos autopolimerizáveis são exclusivamente dependentes de uma ativação química, da qual dependem de uma mistura de dois componentes, mais comumente duas pastas, sendo essas, base e catalisador que, ao misturar as duas pastas será desencadeado um processo mais conhecido como polimerização (Anusavice, 2003). Esses não são mais utilizados por diversas desvantagens. Os cimentos resinosos fotopolimerizáveis são constituídos por componentes denominados fotoiniciadores, quais são capazes de absorver luz, geralmente em comprimento de onda azul, a luz excitará a molécula o que desencadeará o processo de polimerização. Os cimentos resinosos duais como o

próprio nome diz, possuem duplo método de ativação, assim combinando componentes fotoativadores e de ativação química (Anusavice, 2003).

Os cimentos resinosos duais entraram no mercado com a proposta de combinar características dos cimentos de ativação química e fotoativados, assim buscando uma melhor polimerização do composto resinoso. Fazendo uso de um cimento resinoso dual, uma vez introduzido o pino no conduto com o respectivo cimento, a estabilidade inicial do cimento se dá pela polimerização física por meio da luz e continua com a polimerização química por um tempo mais prolongado assegurando uma melhor polimerização do cimento sob condições onde há uma menor incidência da luz, como por exemplo no terço médio e apical do conduto radicular (Morgan et al., 2008; Faria-e-Silva et al., 2010).

Ainda com relação aos cimentos resinosos duais, esses podem ser classificados em: cimentos resinosos convencionais e cimentos resinosos autoadesivos. Os cimentos resinosos do tipo convencionais, constituem à aquela categoria que necessita de um sistema adesivo (convencional ou autocondicionante) previamente à aplicação do cimento para devido protocolo restaurador (Viotti et al., 2009). Os cimentos resinosos autoadesivos não requerem à aplicação de um sistema adesivo separado, pois os mesmos possuem componentes que são capazes de se aderir a às paredes dos substratos dentais sem a necessidade de um condicionamento do substrato (Kececi et al., 2008; Monticelli et al., 2008; Wang et al., 2008; Migliau et al., 2016).

Existe uma ampla variedade de cimentos resinosos disponíveis no mercado e, muitos estudos na literatura não apresentam uma indicação clara definindo qual o tipo de cimento resinoso deve-se preferir para aplicação clínica, visto que, ambos cimentos convencionais e autoadesivos apresentam resultados satisfatórios em relação a resistência de união para aplicação em protocolos de cimentação de pinos de fibra de vidro (Macedo et al., 2010; Zaitter et al., 2011; Soejima et al., 2013).

No entanto, independente do tipo de cimento resinoso de eleição para tal procedimento clínico, existem problemas relacionados à contração de polimerização e tensões de contração induzidas durante a polimerização dos compósitos. A intensidade dessas tensões de contração induzidas depende das propriedades do material e também do fator de configuração cavitária, denominado fator C; fator esse

que afeta negativamente na retenção dos pinos de fibra de vidro, uma vez que esse fenômeno pode afetar a interface adesivo-dentina em diferentes níveis (Bouillaguet et al., 2003; Mallmann et al., 2003; Mallmann et al., 2005; Aksornmuang et al., 2011). O fator C é a razão entre as áreas de superfícies aderidas e não aderidas da cavidade e, a cimentação de pinos endodônticos no canal radicular representa o pior cenário possível em relação ao fator C (Feilzer et al., 1987). No trabalho de Bouillaguet e colaboradores (2003), foi estimado que o fator-C excedeu 200; isso foi estimado dividindo a área de superfície livre do cimento de 150mm de espessura (área não aderida), envolvendo o pino de 1,7mm de diâmetro, pela área total aderida (área de superfície do pino 38,7mm² e, a área de superfície dentinária, 42,1mm²). Ainda no trabalho de Bouillaguet e colaboradores (2003), utilizando um cimento resinoso dual, eles observaram que a união à dentina radicular tendeu a falhar de um lado ou de outro em um determinado nível do canal intacto, com isso, eles suportaram a ideia de que as tensões de contração dentro do canal radicular excedem a resistência adesiva do cimento à dentina, causando o descolamento do cimento resinoso da dentina.

A espessura da linha de cimentação dos cimentos resinosos interfere significativamente na retenção de pinos de fibra de vidro (Marcos et al., 2016; Pannels et al., 2016), cimentos resinosos possuem um menor conteúdo de partículas de carga incorporado, devido necessitarem ter uma maior fluidez para que o material em si tenha um bom escoamento, assim, com um menor conteúdo de carga o material tende a ter uma maior contração de polimerização, dessa maneira, quando se tem um maior volume de cimento resinoso também ocorrerá uma maior contração de polimerização, conseqüentemente gerando maior tensão de polimerização na interface de união adesiva (Macedo et al., 2010). Existem algumas condições clínicas que podem comprometer a adaptação do pino às paredes do canal radicular, por exemplo, canais achatados ou canais muito largos; nestes casos são propostos os pinos de fibra de vidro personalizados ou anatômicos, que resultam numa camada de cimento resinoso mais fina e mais uniforme, principalmente nos terços coronais e médios (Grandini et al., 2005; Marcos et al., 2016). A mais conhecida técnica de reanatomização do pino é a técnica com resina composta, e seu protocolo é realizado primeiramente limpando a superfície do pino com ácido fosfórico, lavando e secando, seguido de aplicação de silano e posteriormente uma camada de sistema adesivo, após isso é acrescentado resina composta fotoativada em toda a superfície, e todo o conjunto é inserido no

conduto isolado, assim, obtendo um molde do conduto que posteriormente todo o conjunto é então fotoativado extra oralmente (Marcos et al., 2016) A técnica de personalização do pino consiste basicamente na individualização do conduto radicular com resina composta, ou seja, um molde do canal, dessa forma obtém-se um pino anatômico que se adapta melhor às paredes do canal, resultando em uma linha de cimento resinoso menos espessa (Grandini et al., 2003).

Grandini e colaboradores (2005), sugeriu que se o pino não está bem adaptado ao canal radicular, especialmente no terço coronal, a camada de cimento é espessa e susceptível à bolhas de ar, o que aumentaria as chances de falha e deslocamento do pino. Além disso, a redução da espessura do material resinoso também pode reduzir a tensão de contração polimerização, pois o desenvolvimento de tensões aumentadas está associado ao aumento do volume do cimento resinoso (Braga et al., 2006; Macedo et al., 2010).

Marcos e colaboradores (2016), avaliaram a influência da espessura do cimento resinoso na resistência de união de pinos de fibra de vidro personalizados e não personalizados ao canal radicular por meio do teste *push out*, após armazenamento em água destilada por 24 horas e 90 dias e, concluíram que houve influência da espessura do cimento resinoso na resistência de união dos pinos anatomizados e não anatomizados; os pinos de fibra de vidro anatomizados apresentaram valores de resistência de união mais altos do que aqueles não anatomizados; o armazenamento em água destilada por 90 dias afetou negativamente os valores de resistência de união, principalmente no terço apical quando foram utilizadas espessas camadas de cimento. Porém considerando apenas os pinos não anatomizados, não houve diferença estatística significativa entre os grupos com camadas espessas e delgadas de cimento resinoso.

Existem estudos na literatura utilizando resina composta fluída para cimentação de pinos de fibra de vidro (Juloski et al., 2013). Juloski e colaboradores (2013), por meio do teste *push out*, avaliaram a capacidade retentiva de pinos cimentados com dois tipos de resina composta fluídas, em comparação com um cimento resinoso dual como grupo controle. Uma resina fluída autoadesiva (SureFil SDR Flow) apresentou valores significativamente mais baixos de retenção do pino em relação ao grupo com cimento resinoso dual. Por outro lado, uma resina fluída do tipo *bulk fill* (Vertise Flow) apresentou valores de resistência adesiva do pino comparável

à do cimento resinoso dual testado; essa resina fluída testada alcançou resistência de união intrarradicular satisfatória, mesmo em combinação com um pino intrarradicular opaco.

Com a evolução dos monômeros e sistemas de iniciação de polimerização, foram introduzidas no mercado resinas compostas denominadas *bulk fill*, essas comercializadas primeiramente para aplicação em restaurações diretas posteriores. Os fabricantes alegam que esses materiais possuem menor contração de polimerização e menor tensão de contração induzida, assim com o intuito de diminuir os efeitos da tensão gerada na interface de adesão e ainda permitir a inserção de incrementos únicos de 4 a 5 mm de espessura, isso devido a sua maior translucidez e alta reatividade à fotopolimerização (Ilie e Hickel, 2011; Ilie et al., 2013; Leprince et al., 2014; Orłowski et al., 2015). A resina Surefill SDR flow (Dentsply, Milford, DE, EUA), é uma das primeiras de sua classe lançadas no mercado; além de ser autonivelante, esse compósito fluído apresenta um “modelador de polimerização”, assim fornecendo à resina uma capacidade de diminuir a tensão gerada; esse modulador de polimerização é um grupo fotoativo, quimicamente embebido em resina de metacrilato à base de uretano, que interage com a canforoquinona (Giovannetti et al., 2012). Apesar de ser proposto para restaurações diretas, a cimentação de pinos de fibra de vidro com resinas compostas *bulk fill* de menor viscosidade poderia ser uma técnica alternativa aos procedimentos tradicionais e uma hipótese de sucesso clínico à longo prazo devido as suas características de maior profundidade de polimerização, baixa contração de polimerização e baixa tensão de polimerização gerada, assim diminuindo os efeitos indesejáveis na interface de união, podendo então promover uma resistência de união satisfatória entre o pino/cimento/dentina (Giovannetti et al., 2012).

Giovannetti e colaboradores (2012), avaliaram o potencial de retenção de pinos de fibra de vidro cimentados com uma resina composta *bulk fill* do tipo fluída, comparando o potencial de retenção do material com um cimento resinoso dual comercializado pelo mesmo fabricante; por meio do teste *push out* em dentes unirradiculares humanos, observaram que a resina composta *bulk fill* fluída utilizada no trabalho, gerou resistências retentivas semelhantes com as do grupo do cimento resinoso dual.

2.3 Ensaios Metodológicos

Embora exista vários fatores que podem influenciar na adesão entre o pino de fibra de vidro e a dentina radicular como já mencionado, uma alternativa para comprovar a influência de cada um deles é fazendo uso de ensaios mecânicos. Para avaliar a retenção de pinos cimentados no conduto radicular, os testes mais conhecidos são o de microtração, *push out* e *pull out*. Porém, os resultados obtidos em testes de adesão podem sofrer influência quanto ao substrato, a forma e a espessura dos espécimes (Goracci et al., 2004; Castellan, 2007). Além disso, o tipo de teste mecânico utilizado também influencia nos estudos de resistência de união.

O ensaio de microtração permite testar amostras em menores proporções, expondo menos falhas coesivas do que em outros testes laboratoriais, como o teste de cisalhamento e o de tração (Pashley et al., 1999; Goracci et al., 2005). O teste de microtração permite a obtenção de múltiplas amostras de um mesmo dente. Goracci e colaboradores (2004), avaliou a resistência de união de pinos de fibra cimentados em canais radiculares, no estudo os autores avaliaram a resistência de união através dos testes de microtração e *push-out*, os resultados obtidos foram comparados entre si chegando a conclusão de que, a técnica de microtração apresenta uma confiabilidade questionável devido os grupos terem apresentado um grande número de falhas prematuras e altos valores de desvio padrão; ao mesmo tempo que, para o teste *push-out*, nenhuma falha prematura ocorreu e a variabilidade da distribuição dos dados foi considerada aceitável, além disso, as diferenças regionais de resistência de união entre os níveis das raízes puderam ser mensuradas; assim, os autores concluíram que, ao medir a resistência de união de pinos de fibra, o teste de *push-out* apresentou ser mais confiável do que a técnica de microtração.

Em 1970 o teste push-out foi usado de forma experimental para avaliar a resistência de união entre materiais restauradores (como ligas de amálgama) e o substrato dental. Roydhouse (1970), concluiu que embora o teste aplicado não tenha sido satisfatório como era o esperado, permitiu a comparação da resistência de união entre os materiais restauradores e os substratos dentais. Kurtz e colaboradores (2003), através de incisivos centrais e caninos humanos (com um único conduto), por meio do teste *push-out*, avaliaram a resistência de união entre materiais restauradores adesivos e pinos de fibra; o teste aplicado permitiu à mensuração da resistência de união em diferentes terços das raízes. O teste push-out possibilita a obtenção de um

maior número de espécimes através de um único dente, variando apenas a profundidade no substrato radicular (Kurtz et al., 2003). Porém, apesar de ser um teste bastante aplicado na Odontologia para mensurar a resistência de união entre materiais restauradores e pinos de fibra, esse tipo de teste parece ser mais interessante quando se pretende compreender as diferenças regionais do substrato.

Em 1989 o teste *pull out* foi usado para avaliar a resistência de união entre cimentos odontológicos e a dentina radicular (Lieberman et al., 1989). No ano 2000, esse teste foi usado para avaliar a resistência de união entre pinos de fibra de carbono e a dentina radicular, sendo o pino tracionado de dentro do conduto (De Santis et al., 2000). A ruptura prematura das amostras é um fator muito importante a ser levado em consideração quando se diz respeito ao tipo de teste a ser realizado. Existem alguns tipos de sensibilidade na realização dos ensaios mecânicos que estão relacionados à avaliação da resistência de união de pinos, essa sensibilidade pode afetar negativamente nos corpos-de-prova, no caso do *pull out*, que, por serem feitos individualmente e proporcionarem relativamente menor número de corpos-de-prova, os valores de resistência de união podem ter maior variabilidade, conseqüentemente, a variação dos resultados (Castellan e Cardoso, 2011). Porém, todos os testes mecânicos *in vitro*, que visa mensurar a resistência de união do pino ao conduto radicular, possui suas vantagens e desvantagens.

O teste *pull out* é capaz de avaliar com maior precisão a resistência de união entre o pino e a dentina radicular (De Santis et al., 2000; Prisco et al., 2003). Dessa maneira, por ter melhores padrões de mensuração, esse ensaio específico pode gerar uma maior confiabilidade nos resultados a serem obtidos em relação à resistência de união entre pinos e a dentina radicular (Castellan e Cardoso, 2011). Além disso, o teste *pull-out* permite compreender todo o comprimento do canal, com foco na resistência de união como um todo, isso torna esse teste mais interessante quando se tem a intenção de mensurar à área radicular como um todo, diferentemente do teste *push-out*.

No teste *pull out*, o pino cimentado no conduto radicular é tracionado em sentido oposto ao da sua inserção. O resultado da força de retenção pode ser apresentado em Newton (N) ou Kilograma força (Kgf). Após a extração do pino do conduto radicular, à sua falha pode ainda ser analisada e classificada conforme a interface de rompimento sendo, cimento/dentina, cimento/pino ou mista.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a resistência de união de pinos de fibra de vidro cimentados em diferentes profundidades do canal radicular fazendo uso de resina composta fluida e resina composta fluida do tipo *bulk fill* em comparação com um cimento resinoso dual e, alternando entre dois diferentes protocolos de condicionamento do substrato.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

Unidades experimentais:

180 raízes de incisivos bovinos com aproximadamente 3 mm de diâmetro (canal) e padronizados em comprimento igual a 16 mm.

Variáveis independentes:

- Três medidas de profundidade: cervical (4mm), média (8mm), apical (10mm).
- Três agentes cimentantes: Cimento Resinoso RelyX Ultimate; Filtek Bulk Fill Flow; Filtek Z350 XT Flow.
- Dois sistemas adesivos: Scotchbond Multipurpose Plus (Condicionamento total); Single Bond Universal (Condicionamento autocondicionante).

Tabela 1. Materiais, composição e fabricante dos principais materiais que foram utilizados.

Material	Composição	Fabricante
Whitepost-DCE	Fibra de vidro, resina Epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização.	FGM, Joinville, SC, Brasil
Resina Filtek Bulk Fill Flow	Cerâmica silanizada tratada, UDMA*, Dimetacrilato substituída, BISEMA*, Fluoreto de Itérbio, BisGMA*, Benzotriazol, TEGDMA*, EDMAB*.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Resina Filtek Z350 XT Flow	Cerâmica silanizada tratada, Dimetacrilato substituída, BisGMA*, Sílica tratada de silano, TEGDMA*, YbF3*, polímero policaprolactona reagida, EDMAB*, Benzotriazol, Difeniiodônio hexafluorofosfato.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Cimento Resinoso Adesivo Dual RelyX Ultimate	Pó de vidro, superfície modificada com 2-propenóico, 2 metil-3-(trimetoxissilil) propílico e feniltrimetoxi silano material a granel, 2-Propanóico, 2-METIL-, 1,1'-[1-(HIDROXIMETIL)-1,2-ETANODIIL] Ester, produtos da reação com 2-hidroxi-1,3-propanodiilo-dimetacrilato e óxido de	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA

	fósforo, TEGDMA*, Sílica tratada de silano, Óxidos de vidro químico (não fibrosos), Persulfato de sódio, Terc-butil 3,5,5-trimetil peroxihexanoato, Ácido acético, sal de cobre (2+).	
Agente Adesivo Single Bond Universal	Metacrilato de 2-hidroxietila, BisGMA*, Decametileno dimetacrilato, Etanol, Sílica tratada de silano, Água, 1,10-Decanodiol fosfato metacrilato, Copolímero de acrílico e ácido itacônico.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Scotchbond multipurpose Plus Primer	Solução aquosa de HEMA* e um copolímero de ácido polialquenoico.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Scotchbond multipurpose Plus Ativador	Solução à base de etanol de um sal de ácido sulfônico e um componente fotoiniciador.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Scotchbond multipurpose Plus Catalisador	BisGMA*, HEMA*.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Agente de união Silano RelyX Ceramic Primer	Silano pré-hidrolisado	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA

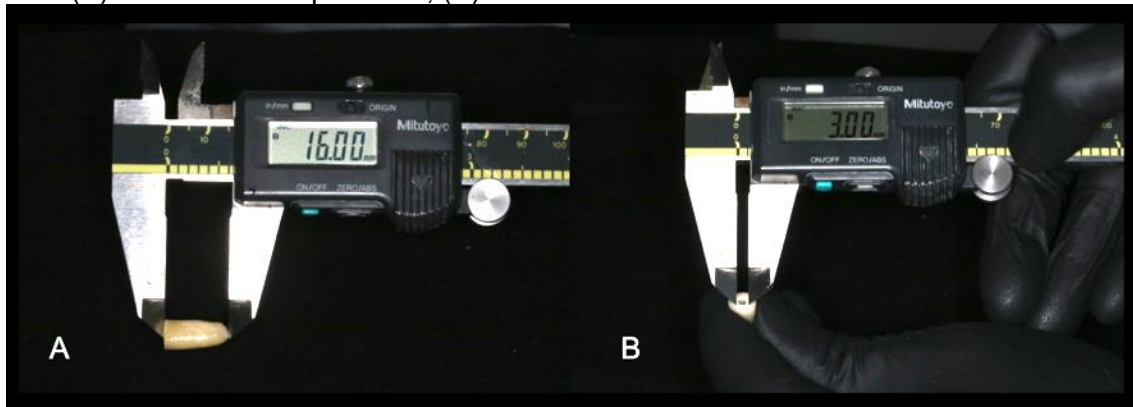
*UDMA: Diuretano dimetacrilato; BisEMA: Bisfenol A polietileno glicol diéter dimetacrilato; BisGMA: Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato; TEGDMA: Dimetacrilato de trietilenoglicol; YbF3: Fluoreto de itérbio; EDMAB: Etil 4-dimetil aminobenzoato; MDP: 10-Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato; HEMA: 2-hidroxietil metacrilato.

4.2 Seleção dos corpos de prova

Foram utilizados 180 raízes bovinas com ausência de ápice aberto e curvatura acentuada, com comprimentos padronizados em 16 mm e, diâmetros da embocadura do canal em aproximadamente 3 mm. Após a extração, os dentes foram limpos com curetas periodontais (HU-FRIEDY MFG. CO., LLC, Chicago, Illinois, EUA), lâminas de bisturi número 15 e, armazenados em solução de timol à 0,1% por no máximo duas semanas (Dinâmica, Piracicaba, São Paulo, Brasil). Com o auxílio de um disco diamantado dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) e sob refrigeração com ar/água, os dentes foram seccionados desprezando a parte coronária, padronizando o comprimento da raiz em 16 mm e o diâmetro da embocadura do canal em torno de 3 mm (Figura 1). O comprimento das raízes foi mensurado com um paquímetro digital (Mitutoyo Corp., Tokyo, Japão) para definir a área de secção dos

mesmos e, posteriormente, conferir a medida de 16 mm que foi estabelecida para obtenção da parte radicular do remanescente.

Figura 1 - Aferição com paquímetro digital da medida estabelecida do comprimento e diâmetro da raiz: (A) 16mm em comprimento; (B) 3mm em diâmetro da embocadura do canal



4.3 Tratamento endodôntico

O tratamento endodôntico dos canais radiculares foi realizado por instrumentação mecânica manual, através de limas endodônticas tipo Kerr (Dentsply Maillefer, Tulsa, EUA). Foi preconizando o comprimento de trabalho de 1 mm aquém do forame apical e, batente apical realizado com lima número 40 (Figura 2). A instrumentação mecânica foi realizada de forma intercalada com irrigação dos condutos radiculares com hipoclorito de sódio a 2,5% e água destilada. Após realização da instrumentação, os condutos radiculares foram secos com cones de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Chemin du Verger, Ballaigues, Suíça), seguido de obturação dos canais com guta-percha (Dentsply Maillefer, Chemin du Verger, Ballaigues, Suíça), e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply, Tulsa, EUA), pela técnica de condensação lateral (Figura 3). A proporção e manipulação do cimento foi realizada conforme preconizado pelo fabricante.

Após o tratamento endodôntico as amostras foram mantidas em estufa a 37°C com umidade relativa, por um mínimo de 48 horas, seguindo a recomendação do fabricante, até o momento da desobturação e cimentação dos pinos de fibra de vidro.

Figura 2 – (A) Comprimento de trabalho preconizado 1 mm aquém do ápice; Instrumentação mecânica com lima Kerr no 40

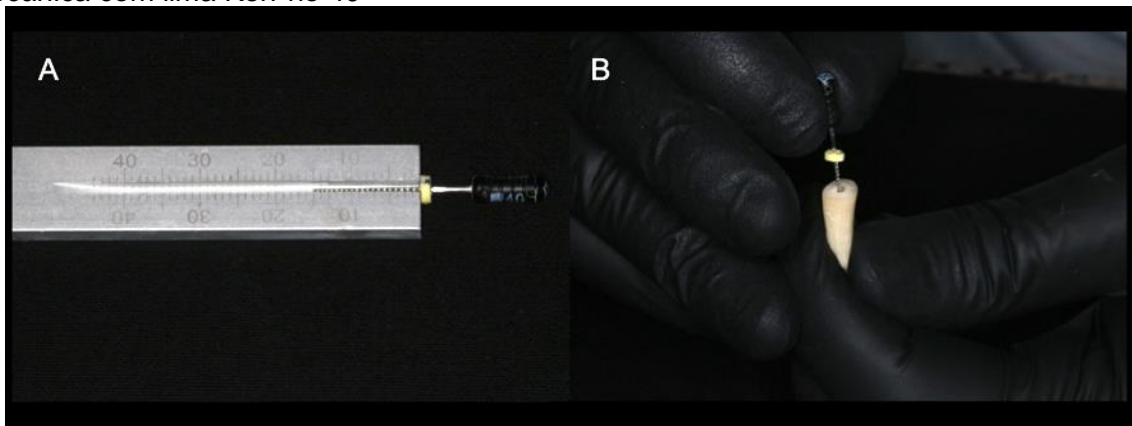
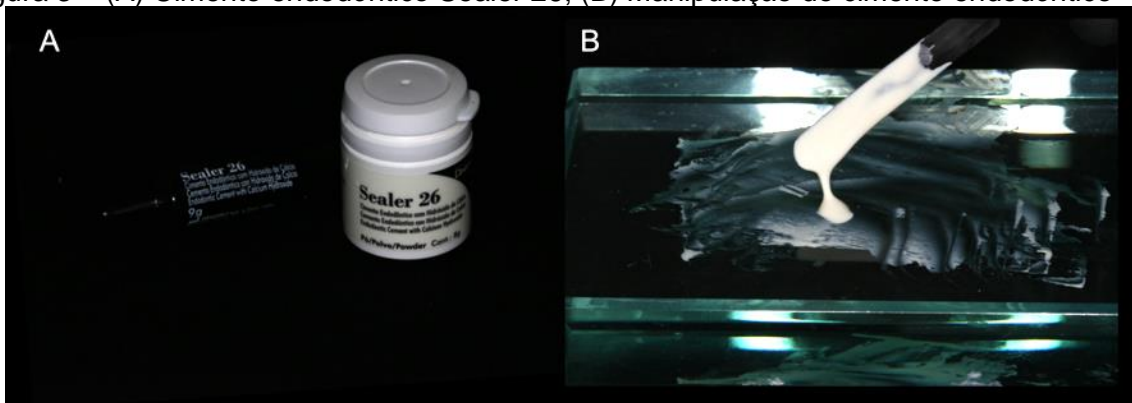


Figura 3 – (A) Cimento endodôntico Sealer 26; (B) Manipulação do cimento endodôntico



4.4 Preparo dos condutos radiculares

Os espécimes foram divididos, aleatoriamente, em 18 grupos (n=10), conforme ilustrado na Tabela 2.

Tabela 2. Divisão dos grupos.

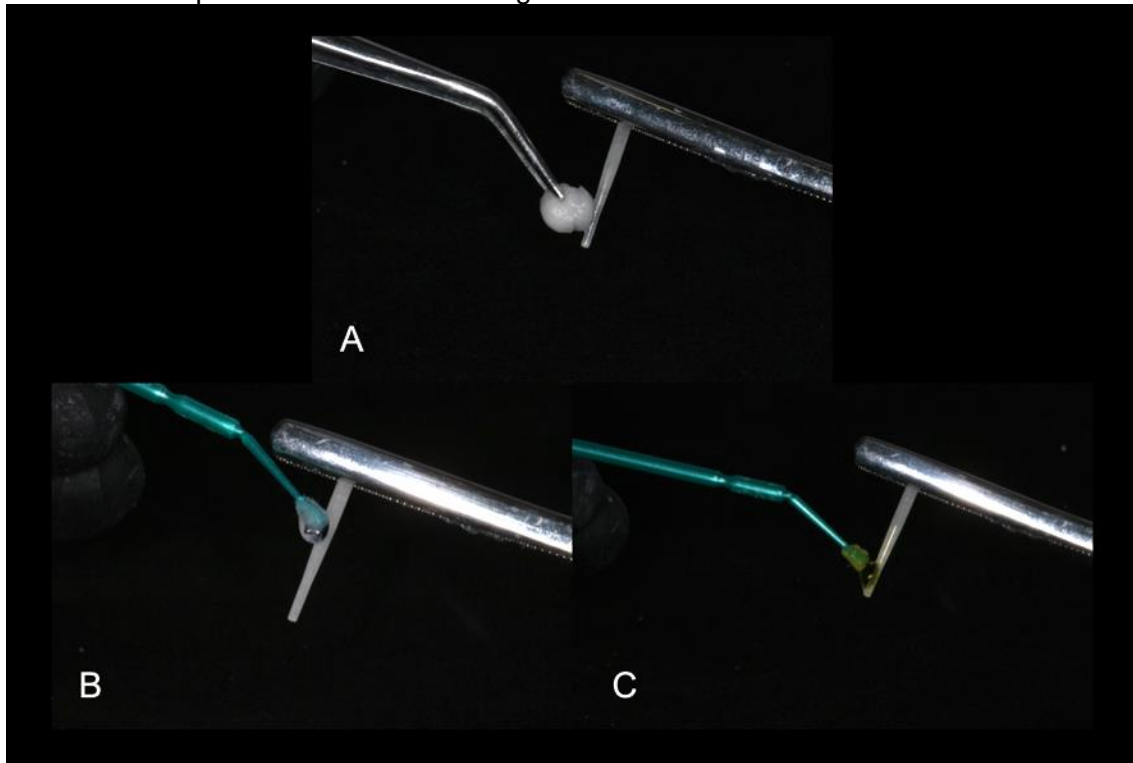
GRUPOS	Profundidade	Cimento	Adesivo
Grupo 1	4	RelyX	SBMP
Grupo 2	4	RelyX	SBU
Grupo 3	4	BFF	SBMP
Grupo 4	4	BFF	SBU
Grupo 5	4	Z350F	SBMP
Grupo 6	4	Z350F	SBU
Grupo 7	8	RelyX	SBMP
Grupo 8	8	RelyX	SBU
Grupo 9	8	BFF	SBMP
Grupo 10	8	BFF	SBU
Grupo 11	8	Z350F	SCMP
Grupo 12	8	Z350F	SBU
Grupo 13	10	RelyX	SBMP
Grupo 14	10	RelyX	SBU
Grupo 15	10	BFF	SBMP
Grupo 16	10	BFF	SBU
Grupo 17	10	Z350F	SCMP
Grupo 18	10	Z350F	SBU

Para remoção do material obturador foi utilizado broca Gates-gliden número 5 e 6 (Dentsply Maillefer, Tulsa, EUA), limitadas por um cursor de borracha (Angelus, Lindóia, Londrina, Paraná), até a extensão do comprimento preconizado de cimentação para cada grupo (4,0 mm; 8,0 mm; 10 mm). Posteriormente, foi utilizado broca Largo Peeso de número 5 e 6 (Dentsply Maillefer, Tulsa, EUA), limitada por um cursor de borracha no comprimento definido para cada um desses três grupos e, por fim, utilização da broca disponível no Kit de pinos de fibra de vidro (FGM, Joinville, SC, Brasil), correspondendo o respectivo tamanho do pino selecionado (DC-E #2), a fim de se obter uma padronização dos condutos radiculares. Os pinos utilizados possuíam características de translucidez e formato cônico. Os debris foram removidos com irrigação de hipoclorito de sódio a 2,5%, intercalado com água destilada e secos com cones de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Chemin du Verger, Ballaigues, Suíça).

4.5 Preparo dos pinos

Os principais materiais utilizados no estudo juntamente com a sua composição se encontram na Tabela 1. Para todos os protocolos foi realizado limpeza da superfície do pino com algodão (SS Plus do Brasil, Ltda., Maringá, PR, Brasil) e álcool líquido 70% (Start Química, Uberlândia, MG, Brasil), seguidos de jatos de ar (Figura 4.A). Para os protocolos com sistema adesivo Scotchbond Multipurpose Plus foi feito tratamento de superfície do pino com agente de união Silano RelyX Ceramic Primer. Com um microaplicador descartável (FGM, Joinville, SC, Brasil), foi feita aplicação de uma camada de silano sobre a superfície do pino, aguardou-se 60 seg e posteriormente foi feita aplicação de leves jatos de ar por 30 seg (Figura 4.B). Para aqueles protocolos que foram cimentados com sistema adesivo Single Bond Universal utilizando protocolo autocondicionante, foi feito tratamento de superfície do pino com o próprio agente adesivo Single Bond Universal. Com um microaplicador descartável, foi feita aplicação de uma camada de adesivo sobre a superfície do pino por 20 seg de forma ativa, seguido de leve jato de ar por 5 seg (Figura 4.C).

Figura 4 – Materiais e modo de tratamento da superfície dos pinos: (A) Limpeza da superfície com álcool 70%; (B) Tratamento da superfície com Silano RelyX Ceramic Primer; (C) Tratamento da superfície com adesivo Single Bond Universal



4.6 Cimentação dos pinos

Para o sistema adesivo SBU, com um microaplicador descartável, foi feita aplicação de uma camada de forma ativa por 20 seg no interior do conduto (Figura 6.A), remoção do excesso com cone de papel absorvente, seguido de leve jato de ar por 5 seg.

Para o sistema adesivo Scotchbond Multipurpose Plus, foi realizado condicionamento do conduto com ácido fosfórico 37% por 15 seg, lavagem por 15 seg com água destilada (Figura 5.A; 5.B), posteriormente aplicação com jatos de ar por 5 seg, seguido de remoção do excesso de água com cone de papel absorvente. Com um microaplicador descartável, foi feita aplicação do ativador por 10 seg seguido de leve jato de ar por 5 seg e remoção do excesso com cone de papel absorvente. Posteriormente foi realizado aplicação do primer por 10 seg, seguido de leve jato de ar por 5 seg e remoção do excesso com cone de papel absorvente. Por último foi feito aplicação do catalisador na dentina radicular por 10 seg, seguido de leve jato de ar por 5 seg e posteriormente remoção do excesso com cone de papel absorvente.

Para o cimento resinoso adesivo dual RelyX Ultimate, foi realizada a manipulação das pastas por 20 seg com uma espátula de forma a obter uma mistura homogênea. Aplicação no interior do conduto com auxílio de uma ponta aplicadora específica de seringa Centrix (Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) (Figura 6.B). Inserção e estabilização do pino no interior do conduto de forma manual (Figura 8.A), seguido de remoção dos excessos com sonda exploradora. Por último foi feito uma única fotoativação pela face oclusal por 40 seg com aparelho fotoativador LED VALO (Ultradent Products Inc; S. Jordan, UT, USA), com irradiância de 1.200 mW/cm² (Figura 8.B).

Para resina Filtek Bulk Fill Flow, aplicou-se compósito por toda porção do canal radicular com a ponta aplicadora do material (Figura 7.A). Posteriormente inserção e estabilização do pino no conduto de forma manual, seguido de remoção dos excessos de material com sonda exploradora. Por último foi feito uma única fotoativação por face oclusal por 40 seg com aparelho fotoativador LED VALO (Ultradent Products Inc; S. Jordan, UT, USA), com irradiância de 1.200 mW/cm².

Para resina Filtek Z350 XT Flow, aplicou-se compósito por toda porção do canal radicular com a ponta aplicadora do material (Figura 7.B). Posteriormente inserção e estabilização do pino no conduto de forma manual, seguido de remoção dos excessos de material com sonda exploradora. Por último foi feito uma única fotoativação por face oclusal por 40 seg com aparelho fotoativador LED VALO (Ultradent Products Inc; S. Jordan, UT, USA), com irradiância de 1.200 mW/cm².

Figura 5 – (A) Aplicação de ácido fosfórico 37% por 15 segundos no conduto radicular; (B) Lavagem do ácido fosfórico com água destilada por 15 segundos



Figura 6 – (A) Aplicação de sistema adesivo no conduto radicular com microaplicador descartável; (B) Aplicação de cimento resinoso RelyX Ultimate no conduto radicular com auxílio de seringa Centrix

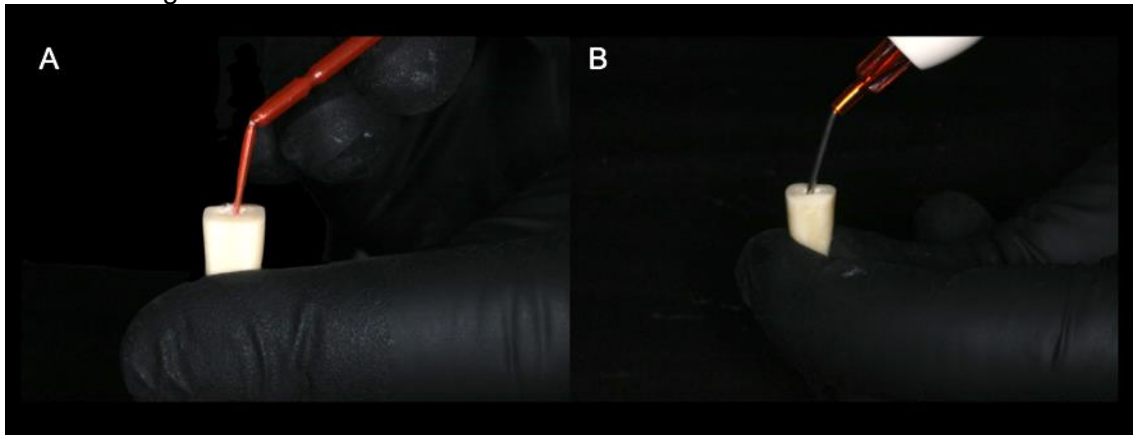


Figura 7 – (A) Aplicação de resina Filtek Bulk Fill Flow no conduto radicular; (B) Aplicação de resina Filtek Z350 XT Flow no conduto radicular

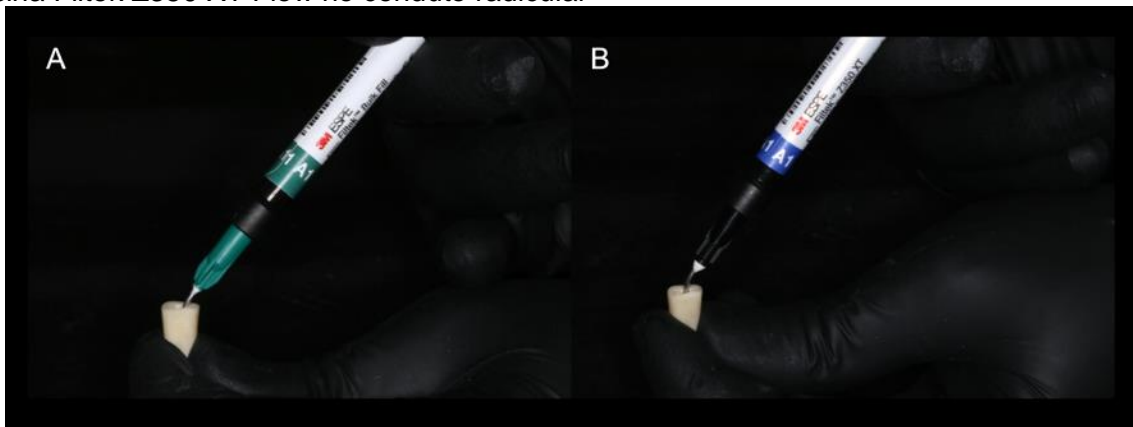
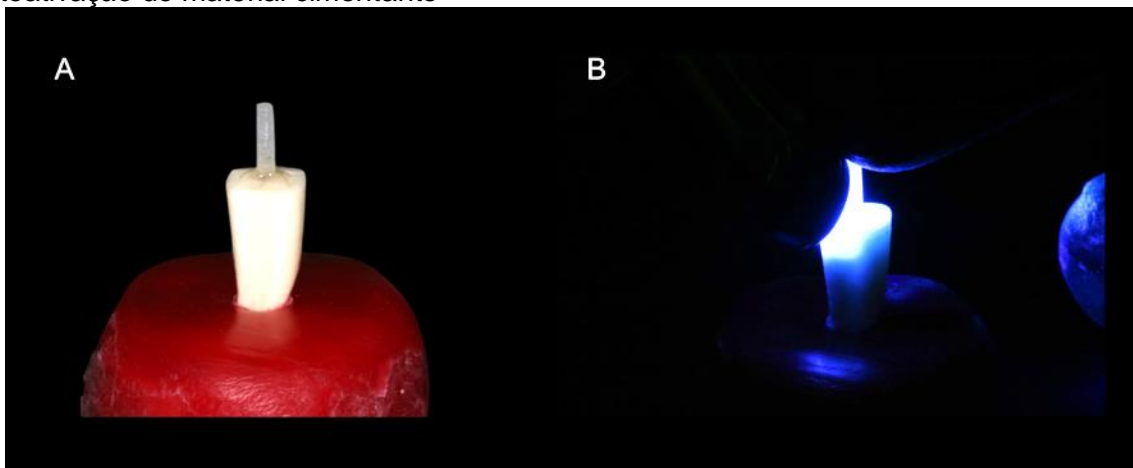


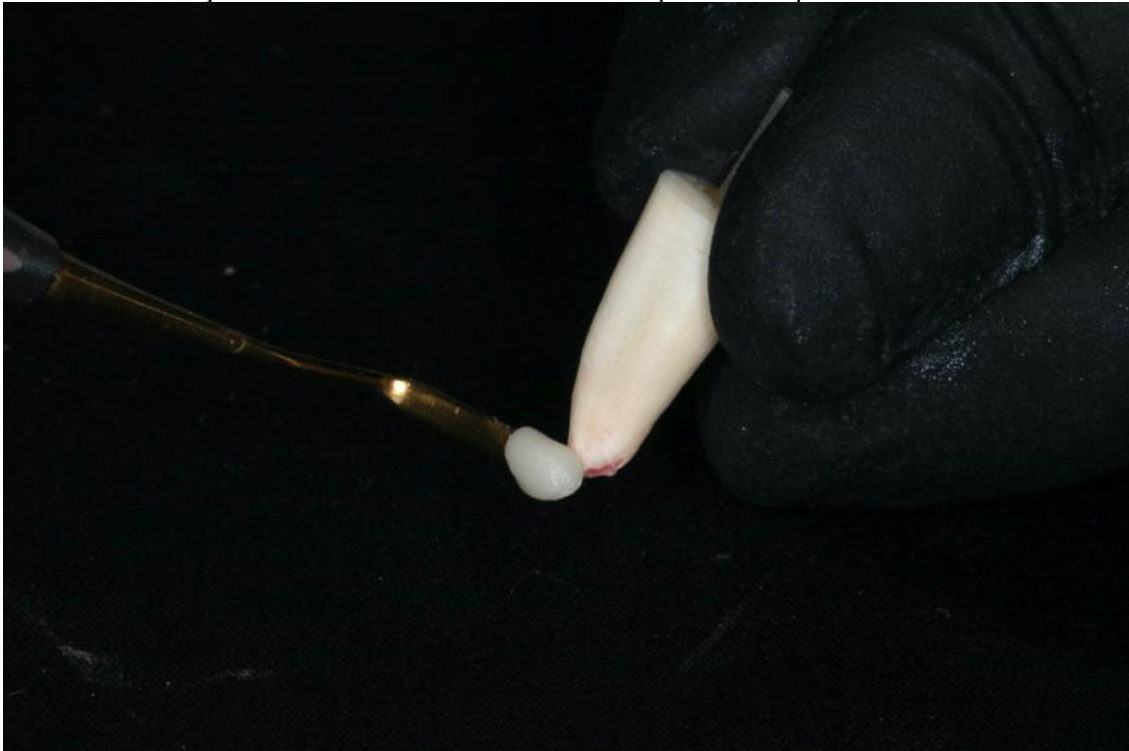
Figura 8 – (A) Pino devidamente posicionado e estabilizado no conduto radicular; (B) Fotoativação do material cimentante



4.7 Ensaio mecânico de resistência de união (*pull out*)

Com um microaplicador descartável foi aplicado uma camada de adesivo Single Bond Universal (3M ESPE, ST. Paul, MN, EUA) de forma ativa por 20 segundos no ápice das raízes e volatilização do solvente com jatos de ar por 5 segundos. No terço apical das raízes foi colocado 3 mm de espessura de resina composta Filtek Z250 XT (3M ESPE, ST. Paul, MN, EUA) (Figura 9) e realizado fotoativação por 20 segundos, a fim de se obter maior retenção da raiz no bloco de resina epóxi no momento em que os corpos de provas fossem submetidos ao ensaio mecânico do tipo *pull-out* (Bueno, 2005).

Figura 9 – Colocação de uma camada de resina composta no ápice



Baseados em estudo piloto, as raízes foram incluídas em cilindros de PVC com resina epóxi quimicamente ativada (Piraglass, Piracicaba, SP, Brasil). Os cilindros de PVC foram embasados na parte interior com uma camada de vaselina sólida e colocados sobre uma placa de acrílico também embasadas como uma camada de vaselina sólida. Ao redor dos cilindros de PVC foi colocado camadas de cera 7 aquecidas, de forma que o cilindro se mantivesse estabilizado posteriormente (Lins et al., 2019). Uma lâmina de cera 7 foi posicionada sobre a parte superior do cilindro de PVC e um recorte da cera foi feito de forma que esta tivesse as dimensões

do cilindro (Figura 10). Posteriormente com a cera apoiada sobre o cilindro de PVC, foi feita uma perfuração no centro da mesma, correspondente ao centro do cilindro (Figura 10). Uma película radiográfica foi também sobreposta ao cilindro e então feita uma perfuração correspondente ao centro do cilindro (Figura 10). A película radiográfica e a lâmina de cera perfuradas foram passadas e posicionadas por entre a parte cervical do pino que foi mantida fora do conduto (Figura 10). Posteriormente uma espátula aquecida foi posicionada sobre a lâmina cilíndrica de cera 7, de forma que o pino se mantivesse estabilizado no conjunto. Dessa forma assegurando que a raiz ficasse no centro do cilindro mantendo uma mesma espessura de resina epóxi em sua volta e o pino cimentado ficasse o mais próximo possível de um ângulo perpendicular ao bloco de resina para maior resistência no ensaio de tração (Figura 10). No bloco de resina epóxi com a devida raiz já incluída, foi feita uma perfuração na base do bloco, de forma que posteriormente pudesse ser fixado um dos ganchos de latão de parede 1505 (Enrico Cassina, Cucciago, Itália) (Figura 11).

Figura 10 – Lâmina de cera 7 e película radiográfica recortadas; raiz e pino mantidos estáveis no centro do cilindro.

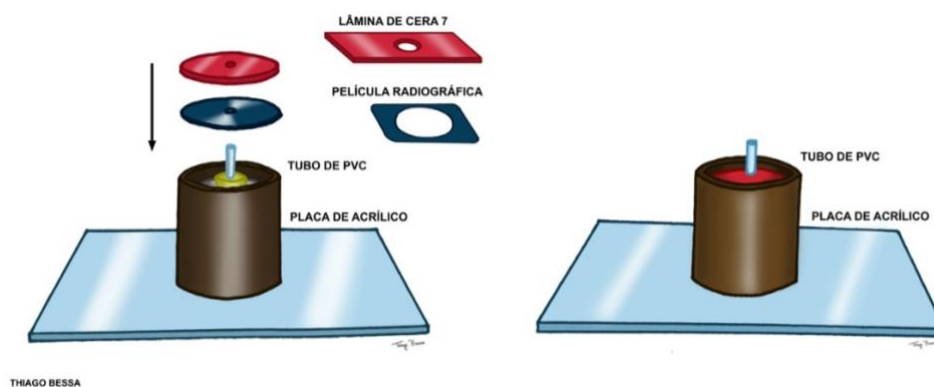
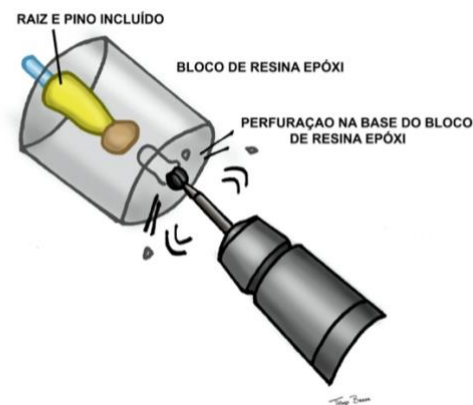


Figura 11 - Perfuração na base do bloco de resina epóxi.



No pino de fibra de vidro já cimentado no conduto radicular e sua respectiva raiz já incluída no tubo de PVC, na porção cervical do pino voltada para fora do conduto radicular, foi aplicado uma camada de adesivo Single Bond Universal, seguido de volatilização com jatos de ar. Posteriormente essa mesma porção cervical do pino recebeu um pequeno incremento de resina composta Filtek Z250 XT, seguindo de fotoativação por 20 segundos.

A extremidade cervical do pino de fibra de vidro voltada para fora do conduto radicular foi então posicionada dentro de um segundo tubo de PVC, e o mesmo preenchido com resina epóxi quimicamente ativada. Uma base de acrílico de 2 mm de espessura foi colocada entre o tubo de PVC e a respectiva porção cervical da raiz do dente cimentado, juntamente com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil) nas regiões de possíveis escoamentos da resina, evitando dessa maneira um possível viés para a pesquisa e, obtendo uma segunda base, oposta à da raiz cimentada (Figura 12). Por último, foram inseridos ganchos de latão de parede 1505 nas bases dos cilindros de resina de epóxi para serem encaixados nas presilhas da máquina de ensaio universal (Instron 4411 – Norwood, MA, EUA) (Figuras 13). Com a amostra posicionada foi feita a tração do pino de dentro do conduto radicular em uma velocidade de 1,0 mm/ min, e os dados foram obtidos em força Newton (N) (Figura 14).

Figura 12 – Confeção da segunda base, apostada à da raiz cimentada

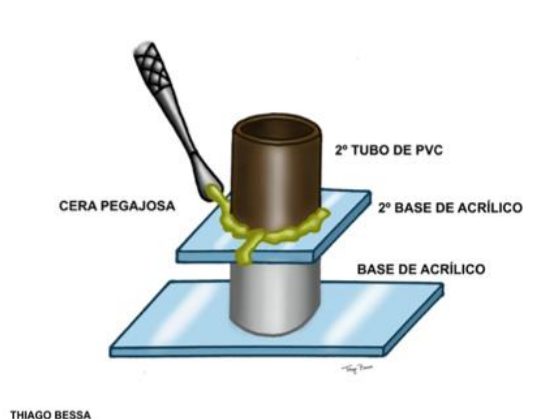


Figura 13 – Fixação do gancho na parte superior da amostra e fixação do gancho na parte inferior da amostra

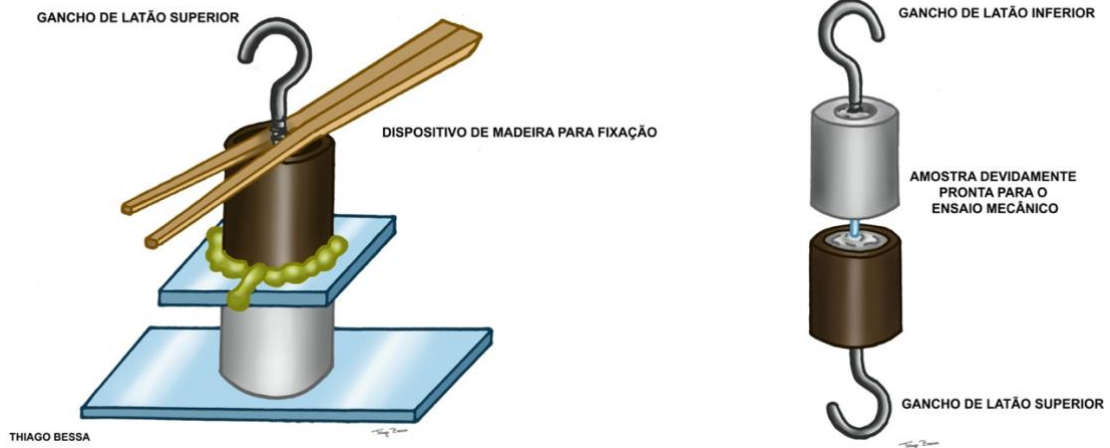


Figura 14 – Amostra devidamente posicionada na máquina de ensaio universal, Instron 4411



4.8 Análise estatística

Após a análise exploratória e descritiva, os dados foram analisados por análise de variância (ANOVA) em esquema fatorial 2 x 3 x 3 (sistema adesivo x agente cimentante x profundidade de cimentação) e teste de Tukey. As análises foram realizadas no programa R*, considerando o nível de significância de 5%. *R Core Team (2018).

*A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.

5 RESULTADOS

5.1 Resistência de união

Observa-se na Tabela 3 que, no sistema adesivo SBMP, com 4 mm de profundidade, não houve diferença significativa entre os agentes cimentantes ($p < 0,05$). No sistema adesivo SBMP, em 8 mm de profundidade, a força foi maior em RelyX Ultimate e Z350F ($p < 0,05$). No sistema adesivo SBMP, em 10 mm de profundidade, a força foi maior em RelyX Ultimate ($p < 0,05$). No sistema adesivo SBU, com 4 mm de profundidade, a força foi maior em RelyX Ultimate e BFF ($p < 0,05$). No sistema adesivo SBU, com 8 mm de profundidade, a força foi maior em RelyX Ultimate do que em BFF ($p < 0,05$). No sistema adesivo SBU, com 10 mm de profundidade, a força foi maior em RelyX Ultimate ($p < 0,05$).

No agente RelyX Ultimate, em 10 mm de profundidade, a força foi maior em SBU do que em SBMP ($p < 0,05$). No agente BFF, com 4 mm de profundidade, a força foi maior em SBU do que em SBMP ($p < 0,05$).

No SBMP com RelyX Ultimate, maiores forças foram observadas em 8 e 10 mm de profundidade ($p < 0,05$). No SBMP com BFF, foi observada maior força em 8 mm do que em 4 mm de profundidade ($p < 0,05$). No SBMP com Z350F, foi observada maior força em 8 mm de profundidade ($p < 0,05$). No SBU com RelyX Ultimate, foi observada maior força em 10 mm de profundidade ($p < 0,05$). No SBU com BFF, maiores forças foram observadas em 4 e 8 mm de profundidade ($p < 0,05$). No SBU com Z350F, maior força foi observada em 8 mm de profundidade ($p < 0,05$).

Tabela 3. Média (desvio padrão) da força (N) em função do sistema adesivo, agente cimentante e profundidade de cimentação

Sistema adesivo	Profundidade (mm)	Agente cimentante		
		RelyX Ultimate	Filtek Bulk Fill Flow	Filtek Z350 XT Flow
Scotchbond Multipurpose Plus	4	264,68 (23,00) Ab	*215,10 (27,26) Ab	240,83 (30,62) Ab
	8	371,60 (26,70) Aa	307,77 (51,62) Ba	375,81 (22,95) Aa
	10	*364,30 (23,37) Aa	251,86 (30,09) Bab	242,47 (24,71) Bb
Single Bond Universal	4	300,78 (21,67) Ac	323,30 (44,30) Aa	225,08 (30,80) Bc
	8	409,30 (46,34) Ab	310,52 (63,10) Ba	356,00 (45,82) ABA
	10	527,92 (33,62) Aa	231,19 (37,39) Cb	298,60 (33,85) Bb

*Difere do Single Bond Universal ($p \leq 0,05$). Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical dentro de cada sistema adesivo) diferem entre si ($p \leq 0,05$). p (sistema adesivo) $< 0,0001$; p (profundidade) $< 0,0001$; p (agente) $< 0,0001$; p (sistema adesivo x profundidade) $< 0,0001$; p (sistema adesivo x agente) $< 0,0001$; ; p (profundidade x agente) $< 0,0001$; p (sistema adesivo x profundidade x agente) $< 0,0001$.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a resistência de união entre pinos de fibra de vidro e a dentina radicular, comparando agentes cimentantes, sistemas adesivos e profundidades de cimentação. Para isso, foram realizados diversos protocolos de cimentação. A avaliação da resistência de união foi feita através do teste *pull out*, onde o pino cimentado foi tracionado de dentro do conduto radicular gerando um valor de resistência de união no momento da falha.

A utilização do compósito BFF se deu em virtude do elevado fator de configuração cavitária (Fator-C) que acomete os canais radiculares (Mallmann et al., 2003; Mallmann et al., 2005), o qual está na ordem de 200 a 500 (Bouillaguet et al., 2003). Quanto maior o fator-C presente, maior é a tensão de contração gerada pelos materiais resinosos na interface adesivo/dentina. Dessa maneira, o uso de um material resinoso com baixa contração de polimerização e baixa tensão de polimerização gerada poderia diminuir essa desvantagem, melhorando a resistência de união junto a dentina radicular (Goracci et al., 2005; Giovannetti et al., 2012). Entretanto, nesse estudo a resina BFF foi aquela que apresentou os valores mais baixos de resistência de união, em comparação com os outros agentes cimentantes, para ambos os sistemas adesivos e em todas as profundidades, com exceção da profundidade de 4 mm utilizando o adesivo SBU. Giovannetti e colaboradores (2012), avaliaram a resistência de união de PFV cimentados em condutos radiculares comparando um cimento resinoso dual (Calibra - Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) e uma resina composta fluida do tipo *bulk fill* fluida (SureFil SDR™ - Dentsply De Trey, Konstanz, Alemanha), onde obtiveram resultados semelhantes de RU para os dois materiais, o qual vai contra os resultados obtidos nesse trabalho. Isso pode ser explicado pela divergência na metodologia usada nos dois trabalhos. O teste mecânico de RU aplicado no trabalho de Giovannetti e colaboradores (2012), foi do tipo *push out*, esse, sendo mais indicado para avaliar a RU regional do conduto radicular (Kurtz et al., 2003). Enquanto que, o ensaio mecânico para mensurar a RU nesse trabalho, foi do tipo *pull out*, o qual parece ser mais próximo da realidade clínica quando se visa mensurar a RU como um todo. Além disso, no trabalho do Giovannetti e colaboradores (2012), para todos os protocolos, foi preconizado profundidade de 7 mm para cimentação do PFV, deixando aproximadamente 4 mm de material obturador, onde a partir de cada raiz se obteve de 3 a 5 fatias de 1 mm de espessura

para realização do teste, sendo considerados os terços (cervical, médio e apical). O ensaio mecânico *push out* foi realizado e as RU obtidas foram diferenciadas pelo nível do espaço do pino (coronal, médio e apical) onde, o nível do espaço do pino foi um fator significativo para a RU. Valores de RU mais altas foram registradas para o terço coronal em comparação com os terços médio e apical, o qual os últimos geraram valores de RU semelhantes.

Já nesse estudo, os PFV foram cimentados em profundidades de 4, 8 e 10 mm, sendo os PFV tracionados de dentro do conduto avaliando a RU como um todo. Dentro do conduto, a alta atenuação de luz que passa pelo canal pode comprometer a qualidade da união, especialmente na região apical (Morgan et al., 2008; Faria-e-Silva et al., 2010; Zorba et al., 2011; Reginato et al., 2013). As resinas do tipo flow testadas neste estudo são apenas polimerizadas sob exposição de luz e, devido à profundidade de cimentação deste protocolo, acreditamos que à luz não foi capaz de alcançar toda a extensão do material, assim, gerando uma polimerização incompleta do material nas áreas mais profundas do canal radicular e, conseqüentemente gerando uma menor resistência de união em comparação com o cimento resinoso dual testado. Porém, um fato interessante a se destacar nesse trabalho, é o de que na profundidade de 4mm, utilizando como protocolo adesivo o SBU, a maior resistência de união se deu com a resina BFF. Esse fato pode ser explicado pela profundidade rasa, onde o sistema iniciador da resina BFF reage na sua normalidade (até 4mm, segundo o fabricante), além disso, essa classe de materiais possui menor contração de polimerização e menor tensão de contração induzida, com o intuito de diminuir os efeitos da tensão gerada na interface de adesão (Ilie e Hickel, 2011; Ilie et al., 2013; Leprince et al., 2014; Orłowski et al., 2015). Dessa maneira, acreditamos que essas características do material foram suficientes para gerar uma maior RU na profundidade de 4 mm em comparação com o cimento resinoso RelyX e resina Z350F.

Para a variável profundidade exclusivamente, observou-se os melhores resultados em canais mais profundos (10mm) quando utilizado o cimento RelyX. Estudos mostram que a contribuição do atrito de deslizamento interfacial para a resistência ao deslocamento de pinos cimentados com materiais resinosos é diretamente proporcional à área de contato (Goracci et al., 2005), aumentando assim sua resistência de união (Goracci et al., 2005; Faria e Silva et al., 2007), diante disso, o atrito entre o pino e às paredes do canal radicular parece exercer um papel

importante na retenção do pino no interior do conduto. Além disso, o fato do RelyX Ultimate ser o único material com polimerização dual, favorece uma melhor polimerização em terços profundos, onde a luz não consegue penetrar, assim a estabilidade inicial do cimento se dá pela polimerização física por meio da luz e continua com a polimerização química por um tempo mais prolongado (Faria e Silva et al., 2007).

A resistência mínima à tração necessária para o sucesso clínico foi estimada em 200 Newton (N) (Monticelli et al., 2003; Bonfante et al., 2007). Embora neste trabalho muitos protocolos tenham diferido estatisticamente quanto ao valor de resistência de união, deve-se enfatizar que todas as forças de adesão média ultrapassaram o valor de 200 Newton (N), superando assim, as forças mínimas de resistência de união à tração para o sucesso clínico. Testes adicionais devem ser realizados afim de observar o comportamento desses materiais frente a outros testes simulando o ambiente oral. Embora ainda permaneçam limitações em relação à profundidade de polimerização para a cimentação de pinos de fibra de vidro, materiais com menos passos e menor sensibilidade técnica são desejáveis na prática clínica. O sistema adesivo Universal, que pode ser usado tanto nas abordagens de condicionamento convencional e autocondicionante, simplifica o procedimento operatório e, mostrou maiores valores de RU em comparação com SBMP para o protocolo utilizando RelyX Ultimate em 10 mm de profundidade e para o protocolo utilizando BFF em 4 mm de profundidade.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, pôde-se concluir que:

1) As resinas Bulk Fill ainda mostram resultados menores de resistência de união em maiores profundidades do canal radicular, quando comparados com um cimento dual, nas condições testadas.

2) Profundidades de 4 e 10 mm para cimentação de pinos parecem ser aceitáveis, porém, a profundidade de 8 mm parece ser melhor, mostrando maiores valores de resistência de união, nas condições testadas.

REFERÊNCIAS*

Abedin F, Ye Q, Good HJ, Parthasarathy R, Spencer P. Polymerization- and solvent-induced phase separation in hydrophilic-rich dentin adhesive mimic. *Acta Biomater.* 2014 Jul;10(7):3038-47.

Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y. 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system. *Oper Dent.* 2007 Jan-Feb;32(1):3-10.

Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Effect of prolonged photo-irradiation time of three self-etch systems on the bonding to root canal dentine. *J Dent.* 2006 Jul;34(6):389-97. Epub 2005 Oct 19.

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.

Aleisa K, Al-Dwairi ZN, Alghabban R, Goodacre CJ. Effect of luting agents on the tensile bond strength of glass fiber posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013 Sep;110(3):216-22.

Alsamadani KH, Abdaziz el-SM, Gad el-S. Influence of different restorative techniques on the strength of endodontically treated weakened roots. *Int J Dent.* 2012; 2012:343712.

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.

Antoniuzzi BF, Nicoloso GF, Lenzi TL, Soares FZ, Rocha Rde O. Selective Acid Etching Improves the Bond Strength of Universal Adhesive to Sound and Demineralized Enamel of Primary Teeth. *J Adhes Dent.* 2016;18(4):311-6.

* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors - Vancouver Group. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o PubMed.

Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. Ed Saunders, 11 ed, 2003.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):565-7.

Atalay C, Yazici AR, Horuztepe A, Nagas E, Ertan A, Ozgunaltay G. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored With Bulk Fill, Bulk Fill Flowable, Fiber-reinforced, and Conventional Resin Composite. *Oper Dent*. 2016 Sep-Oct;41(5): E131-E140.

Bahari M, Savadi Oskoe S, Kimyai S, Mohammadi N, Saati Khosroshahi E. Effect of Light Intensity on the Degree of Conversion of Dual-cured Resin Cement at Different Depths with the use of Translucent Fiber Posts. *J Dent (Tehran)*. 2014 May;11(3):248-55.

Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent*. 2006 Mar;95(3):218-23.

Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J*. 2003 Jul 12;195(1):43-8; discussion 37.

Bedran-Russo A, Leme-Kraus AA, Vidal CMP, Teixeira EC. An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth-Adhesive Interface. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):713-731.

Binus S, Koch A, Petschelt A, Berthold C. Restoration of endodontically treated teeth with major hard tissue loss--bond strength of conventionally and adhesively luted fiber-reinforced composite posts. *Dent Traumatol*. 2013 Oct;29(5):339-54.

Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int*. 2004 Sep;35(8):657-67.

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.

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

Bosso K, Gonini Júnior A, Guiraldo RD, Berger SB, Lopes MB. Stress generated by customized glass fiber posts and other types by photoelastic analysis. *Braz Dent J*. 2015 May-Jun;26(3):222-7.

Bouillaguet S, Wataha JC, Virgillito M, Gonzalez L, Rakich DR, Meyer JM. Effect of sub-lethal concentrations of HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) on THP-1 human monocyte-macrophages, in vitro. *Dent Mater*. 2000 May;16(3):213-7.

Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent*. 2001 Jan;29(1):55-61.

Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater*. 2003 May;19(3):199-205.

Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater*. 2006 Sep;22(9):818-23.

Bueno, Vanessa Castro Pestana da Silveira. Influência do cimento endodôntico e dos sistemas de fixação na resistência à tração de pinos fibra de vidro. / Vanessa Castro Pestana da Silveira Bueno. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

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

Castellan CS. Avaliação dos ensaios de microtração, push-out e pull-out. resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular, análise de elementos finitos e microscopia confocal [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

Castellan C. S.; Cardoso P. E. C. Comparação dos ensaios de microtração, push-out e pull-out na avaliação na adesão entre pino de fibra e dentina radicular por meio da mensuração da resistência de união. *RPG Rev Pós Grad* 2011; 18 (3): 127-33.

Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. J Am Dent Assoc. 2005 May;136(5):611-9.

Clavijo, Érika Manuela Asteria. Avaliação in vitro da resistência à fratura de raízes dentais fragilizadas reabilitadas núcleos de preenchimento associados a pinos de fibra de vidro / Erika Manuela Asteria Clavijo. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Clavijo VGR, Souza NC, Andrade MF, Susin AH. Pinos anatômicos uma nova perspectiva clínica. R Dental Press Estet. 2006 Jul/Set;3(3):100-121.

Clavijo, VG, Monsano R, Calixto, LR. Kabbach W., Clavijo EMA, Andrade MF. Reabilitação de dentes tratados endonticamente com pinos anatômicos indiretos de fibra de vidro. Revista Dental Press de Estética (Maringá). 2008 (5):31 - 49.

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

Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. Dent Mater J. 2009 Nov;28(6):671-8.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements. J Prosthet Dent. 1998 May;79(5):520-5.

Daneshkazemi A, Davari A, Askari N, Kaveh M. Effect of different fiber post surface treatments on microtensile bond strength to composite resin. J Prosthet Dent. 2016 Dec;116(6):896-901.

D'Arcangelo C, Zazzeroni S, D'Amario M, Vadini M, De Angelis F, Trubiani O, Caputi S. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canals. Int Endod J. 2008 Apr;41(4):322-8.

De Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. Am J Dent. 2000 May;13(Spec No):19B-21B.

De Santis R, Prisco D, Apicella A, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Carbon fiber post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. *J Mater Sci Mater Med*. 2000 Apr;11(4):201-6.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999 Feb;81(2):135-41.

Duret B, Reynaud M, Duret F. [New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1)]. *Chir Dent Fr*. 1990 Nov 22;60(540):131-41

Dutra-Corrêa AM, Ribeiro CF, Da Cunha LA, Pagani C. Resistência à flexão de cimentos resinosos. *Cienc Odontol Bras*. 2006; 9(1): 93-98.

Faria e Silva AL, Casselli DS, Ambrosano GM, Martins LR. Effect of the adhesive application mode and fiber post translucency on the push-out bond strength to dentin. *J Endod*. 2007 Sep;33(9):1078-81.

Faria-e-Silva AL, Fabião MM, Arias VG, Martins LR. Activation mode effects on the shear bond strength of dual-cured resin cements. *Oper Dent*. 2010 Sep-Oct;35(5):515-21.

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

Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent*. 2000 May;13(Spec No):15B-18B.

Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*. 2000 May;13(Spec No):9B-13B.

Ferrari M, Grandini S, Simonetti M, Monticelli F, Goracci C. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002 Nov;94(5):627-31.

Ferrari M, Roberto Scotti. Pinos de Fibra Considerações teóricas e aplicações clínicas: Artes Médicas divisão odontológica; 2003.

Ferrari M, Grandini S, Simonetti M, Monticelli F, Goracci C. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002 Nov;94(5):627-31.

Forgerini TV, Ribeiro JF, Rocha RO, Soares FZ, Lenzi TL. Role of Etching Mode on Bonding Longevity of a Universal Adhesive to Eroded Dentin. *J Adhes Dent.* 2017;19(1):69-75.

Fronza BM, Ayres A, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias C, Giannini M. Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent.* 2017 Jul/Aug;42(4):445-455.

Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod.* 2005 Mar;31(3):209-11.

Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod.* 2003 Sep;29(9):580-2.

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.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7):643-54.

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.

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.

Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* 2005 May;21(5):437-44.

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.

Guarda GB, Correr AB, Gonçalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent.* 2013 Mar-Apr;38(2):208-17.

Han SH, Park SH. Comparison of Internal Adaptation in Class II Bulk-fill Composite Restorations Using Micro-CT. *Oper Dent.* 2017 Mar/Apr;42(2):203-214.

Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent.* 2012 Jun;40(6):475-84.

Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Wakumoto S. Investigation of self-etching dentin primers. *Dent Mater.* 1989 Nov;5(6):408-10.

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

Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, Ebisu S. The root canal bonding of chemical-cured total-etch resin cements. *J Endod.* 2008 May;34(5):583-6.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996 Feb;75(2):140-7.

Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):348-55.

Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013 Nov-Dec;38(6):618-25.

Juloski J, Goracci C, Radovic I, Chieffi N, Vichi A, Vulicevic ZR, Ferrari M. Post-retentive ability of new flowable resin composites. *Am J Dent*. 2013 Dec;26(6):324-8.

Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper Dent*. 2015 Jul-Aug;40(4):372-8.

Kececi AD, Ureyen Kaya B, Adanir N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008 Jan;105(1):121-8.

Keul C, Köhler P, Hampe R, Roos M, Stawarczyk B. Glass Fiber Post/Composite Core Systems Bonded to Human Dentin: Analysis of Tensile Load vs Calculated Tensile Strength of Various Systems Using Pull-out Tests. *J Adhes Dent*. 2016;18(3):247-56.

Kim RJ, Woo JS, Lee IB, Yi YA, Hwang JY, Seo DG. Performance of universal adhesives on bonding to leucite-reinforced ceramic. *Biomater Res*. 2015 May 22;19:11.

Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14(1):13-29.

Kurtz JS, Perdigão J, Geraldeli S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. *Am J Dent*. 2003 Sep;16 Spec No:31A-36A.

Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater*. 2004 Jan;20(1):29-36.

Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*. 2014 Aug;42(8):993-1000.

Liberman R, Ben-Amar A, Urstein M, Gontar G, Fitzig S. Conditioning of root canals prior to dowel cementation with composite luting cement and two dentine adhesive systems. *J Oral Rehabil*. 1989 Nov;16(6):597-602.

Lins RBE, Cordeiro JM, Rangel CP, Antunes TBM, Martins LRM. The effect of individualization of fiberglass posts using bulk-fill resin-based composites on cementation: an in vitro study. *Restor Dent Endod*. 2019 Oct 18;44(4):e37.

Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*. 2012 May;28(5):467-77.

Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(1):25-30; discussion 31.

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.

Machado FW, Bossardi M, Ramos Tdos S, Valente LL, Münchow EA, Piva E. Application of resin adhesive on the surface of a silanized glass fiber-reinforced post and its effect on the retention to root dentin. *J Endod*. 2015 Jan;41(1):106-10.

Makishi P, André CB, Silva JL, Bacelar-Sá R, Correr-Sobrinho L, Giannini M. Effect of Storage Time on Bond Strength Performance of Multimode Adhesives to Indirect Resin Composite and Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Oper Dent*. 2016 Sep-Oct;41(5):541-551.

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

Mancebo JC, Jiménez-Castellanos E, Cañadas D. Effect of tooth type and ferrule on the survival of pulpless teeth restored with fiber posts: a 3-year clinical study. *Am J Dent*. 2010 Dec;23(6):351-6.

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

Marchionatti AME, Wandscher VF, Rippe MP, Kaizer OB, Valandro LF. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Braz Oral Res.* 2017 Jul 3;31: e64.

Marcos RM, Kinder GR, Alfredo E, Quaranta T, Correr GM, Cunha LF, Gonzaga CC. Influence of the Resin Cement Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts. *Braz Dent J.* 2016 Sep-Oct;27(5):592-598.

Maroulakos G, Nagy WW, Kontogiorgos ED. Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015 Sep;114(3):390-7.

Matino, Paulo Seiji. Cimentos resinosos: fatores que influenciam o bom desempenho./ Paulo Seiji Matino.- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007. 64f.

Mehra M, Grover R. Glassfiber post: an alternative for restoring grossly decayed primary incisors. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2012 May;5(2):159-62.

Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent.* 1997 Jul;78(1):10-4.

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

Migliau G, Piccoli L, Di Carlo S, Pompa G, Besharat LK, Dolce M. Comparison between three glass fiber post cementation techniques. *Ann Stomatol (Roma).* 2017 Jul 3;8(1):29-33.

Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater.* 2006 Jul;22(7):602-9.

Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008 Mar 1;13(3): E214-21.

Moraes AP, Sarkis-Onofre R, Moraes RR, Cenci MS, Soares CJ, Pereira-Cenci T. Can Silanization Increase the Retention of Glass-fiber posts? A Systematic Review and Meta-analysis of In Vitro Studies. *Oper Dent*. 2015 Nov-Dec;40(6):567-80.

dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Corrêa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod*. 2008 Mar;34(3):299-302.

Moro M, Agostinho AM, Matsumoto W. Núcleos Metálicos Fundidos x Pinos Pré-fabricados. *Revista Ibero-americana de Prótese Clínica e Laboratorial*, v.7 n.36, p. 167-172, 2005.

Moro AFV, Ramos AB, Rocha GM, Perez CDR. Effect of prior silane application on the bond strength of a universal adhesive to a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*. 2017 Nov;118(5):666-671.

De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. *Oper Dent*. 2006 Jul-Aug;31(4):456-65.

Murillo-Gómez F, Rueggeberg FA, De Goes MF. Short- and Long-Term Bond Strength Between Resin Cement and Glass-Ceramic Using a Silane-Containing Universal Adhesive. *Oper Dent*. 2017 Sep/Oct;42(5):514-525.

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

Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PN, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater*. 2000 Nov;16(6):441-6.

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.

Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod*. 2012 Apr;38(4):432-5.

Nergiz I, Schmage P, Ozcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil.* 2002 Jan;29(1):28-34.

Nova V, Karygianni L, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Kielbassa AM, Wrbas KT. Pull-out bond strength of a fibre-reinforced composite post system luted with self-adhesive resin cements. *J Dent.* 2013 Nov;41(11):1020-6.

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.

Onay EO, Korkmaz Y, Kiremitci A. Effect of adhesive system type and root region on the push-out bond strength of glass-fibre posts to radicular dentine. *Int Endod J.* 2010 Apr;43(4):259-68.

Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *ScientificWorldJournal.* 2015; 2015:701262.

Oskoe SS, Bahari M, Kimyai S, Asgary S, Katebi K. Push-out Bond Strength of Fiber Posts to Intraradicular Dentin Using Multimode Adhesive System. *J Endod.* 2016 Dec;42(12):1794-1798.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* 1993 Sep;24(9):618-31.

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

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):1-16.

Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley D. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Oper Dent.* 1999 May-Jun;24(3):181-8.

Penelas AG, Piedade VM, Borges AC, Poskus LT, da Silva EM, Guimarães JG. Can cement film thickness influence bond strength and fracture resistance of fiber reinforced composite posts? *Clin Oral Investig*. 2016 May;20(4):849-55.

Perdigão J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc*. 2003 Dec;134(12):1621-9.

Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):752-8.

Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am*. 2007 Apr;51(2):333-57, viii.

Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*. 2014 Mar-Apr;39(2):113-27.

Pereira JR, da Rosa RA, do Valle AL, Ghizoni JS, Só MV, Shiratori FK. The influence of different cements on the pull-out bond strength of fiber posts. *J Prosthet Dent*. 2014 Jul;112(1):59-63.

Pereira GKR, Lançanova M, Wandscher VF, Kaizer OB, Limberger I, Özcan M, Valandro LF. Fiber-matrix integrity, micromorphology and flexural strength of glass fiber posts: Evaluation of the impact of rotary instruments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Aug; 48:192-199.

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005 Sep;21(9):864-81.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*. 2010 Dec;26(12):1176-84.

Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *Eur J Dent*. 2010 Jul;4(3):314-23.

Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod.* 2005 Dec;31(12):891-4.

Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater.* 2007 Sep;23(9):1129-35.

Prakki A, De Carvalho RM. Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. *Pós-Grad Rev Fac Odonto1 São José dos Campos.* 2001; 4(1): 21-26.

Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent.* 2003 Sep-Oct;28(5):515-21.

Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont.* 2010 Dec;19(8):639-46.

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.

Roydhouse RH. Punch-shear test for dental purposes. *J Dent Res.* 1970 Jan-Feb;49(1):131-6.

Rosa RA, Barreto MS, Moraes Rdo A, Broch J, Bier CA, Só MV, Kaizer OB, Valandro LF. Influence of endodontic sealer composition and time of fiber post cementation on sealer adhesiveness to bovine root dentin. *Braz Dent J.* 2013;24(3):241-6.

Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2015 Jul;43(7):765-76.

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

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003 Summer;5(2):153-62.

Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, Pfeifer CS, Versluis A. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res.* 2010 Jun;89(6):587-91.

Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J.* 2008 Jun;41(6):493-501.

Sarkis-Onofre R, Jacinto RC, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent.* 2014 May;42(5):582-7.

Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004 May;30(5):289-301.

Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004 Mar;97(3):381-7.

Soares CJ, Santana FR, Pereira JC, Araujo TS, Menezes MS. Influence of airborne-particle abrasion on mechanical properties and bond strength of carbon/epoxy and glass/bis-GMA fiber-reinforced resin posts. *J Prosthet Dent.* 2008 Jun;99(6):444-54.

Soejima H, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Effect of adhesive system on retention in posts comprising fiber post and core resin. *Dent Mater J.* 2013;32(4):659-66.

Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent.* 1984 Aug;52(2):231-4.

Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* 1978 Apr;39(4):400-5.

Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1999 Apr;81(4):380-5.

Suzuki TY, Gomes-Filho JE, Gallego J, Pavan S, Dos Santos PH, Fraga Briso AL. Mechanical properties of components of the bonding interface in different regions of radicular dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2015 Jan;113(1):54-61.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002 Sep-Nov;30(7-8):371-82.

Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004 May-Jun;17(3):369-76.

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

Valdivia AD, Novais VR, Menezes Mde S, Roscoe MG, Estrela C, Soares CJ. Effect of surface treatment of fiberglass posts on bond strength to root dentin. *Braz Dent J.* 2014;25(4):314-20.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007 Sep;28(26):3757-85.

Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998 Jan;26(1):1-20.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003 May-Jun;28(3):215-35.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005 Mar;24(1):1-13.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):17-28.

Veríssimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2014 Mar;111(3):234-46.

Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009 Nov;102(5):306-12.

Wang VJ, Chen YM, Yip KH, Smales RJ, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):372-7.

Webber MB, Michida SM, Marson FC, de Oliveira GC, Silva Cde O. Analysis of bond strength by pull out test on fiber glass posts cemented in different lengths. *J Int Oral Health.* 2015 Apr;7(4):7-12.

Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, Irie M, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dent Mater.* 2016 Oct;32(10):1218-1225.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004 Jun;83(6):454-8.

Zaitter S, Sousa-Neto MD, Roperto RC, Silva-Sousa YT, El-Mowafy O. Microtensile bond strength of glass fiber posts cemented with self-adhesive and self-etching resin cements. *J Adhes Dent.* 2011 Feb;13(1):55-9.

Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *J Endod.* 2013 Jan;39(1):11-5.

Zorba YO, Erdemir A, Ahmetoglu F, Yoldas O. Effect of different light sources in combination with a light-transmitting post on the degree of conversion of resin

composite at different depths of simulated root canals. Dent Traumatol. 2011 Jun;27(3):195-8.

ANEXO – RELATÓRIO DE ORIGINALIDADE

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO CIMENTADOS COM RESINA BULK FILL FLOW E DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS EM DIFERENTES PROFUNDIDADES

RELATÓRIO DE ORIGINALIDADE

6%	6%	6%	4%
ÍNDICE DE SEMELHANÇA	FONTES DA INTERNET	PUBLICAÇÕES	DOCUMENTOS DOS ALUNOS

FONTES PRIMÁRIAS

1	repositorio.unicamp.br Fonte da Internet	5%
2	repositorio.unesp.br Fonte da Internet	1%

Excluir citações

Em

Excluir correspondências < 1%

Excluir bibliografia

Em