



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Suellen Tayenne Pedrosa Pinto

**Resistência de união de diferentes materiais à dentina radicular de dentes
bovinos após a cimentação de pinos de fibra de vidro e envelhecimento
hidrotérmico**

Araraquara
2021



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Suellen Tayenne Pedrosa Pinto

**Resistência de união de diferentes materiais à dentina radicular de dentes
bovinos após a cimentação de pinos de fibra de vidro e envelhecimento
hidrotérmico**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araraquara para obtenção de título de Mestre em Odontologia, na Área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

Araraquara
2021

P659r	Pinto, Suellen Tayenne Pedrosa Resistência de união de diferentes materiais à dentina radicular de dentes bovinos após a cimentação de pinos de fibra de vidro e envelhecimento hidrotérmico / Suellen Tayenne Pedrosa Pinto. — Araraquara, 2021 48 p. : il., tabs. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara Orientador: José Maurício dos Santos Nunes Reis 1. Técnica para retentor intrarradicular. 2. Cimentos dentários. 3. Resistência à tração. I. Título.
-------	--

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Suellen Tayenne Pedrosa Pinto

**Resistência de união de diferentes materiais à dentina radicular de dentes
bovinos após a cimentação de pinos de fibra de vidro e envelhecimento
hidrotérmico**

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de Mestre Reabilitação Oral

Presidente e orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

2º Examinador: Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

7

3º Examinador: Prof^a. Dr^a. Ligia Antunes Pereira Pinelli

Araraquara, 9 de agosto de 2021

DADOS CURRICULARES

Suellen Tayenne Pedrosa Pinto

NASCIMENTO: 20/08/1992 – Araraquara – SP

FILIAÇÃO: Eliete Pedrosa Mariano e Alessandro Donizete Mariano Pinto

2014-2018: Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr/UNESP), Araraquara-SP. Grau: Cirurgião-Dentista.

2016-2016: Iniciação Científica sem bolsa na Disciplina de Anatomia do Departamento de Morfologia e Clínica Infantil, Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr/UNESP), Araraquara-SP. Projeto: “Estudo morfológico do primeiro pré-molar inferior”. Orientadora: Profa. Dra. Ticiania Sidirenko de Oliveira Capote

2017-2018: Iniciação Científica sem bolsa (PROPE/PIBIC) na Disciplina Ortodontia do Departamento de Morfologia e Clínica Infantil, Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr/UNESP), Araraquara-SP. Projeto: Avaliação Cefalométrica lateral das características tegumentares relacionadas com padrão de crescimento facial e inclinações dentárias anteriores. Orientador: Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto.

2018-2018: Iniciação Científica sem bolsa na Disciplina de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr/UNESP), Araraquara-SP. Projeto: “Eleito de diferentes materiais e da termociclagem/armazenamento em água na adesão de pinos de fibra de vidro intrarradicular. Análises mecânicas, microscópica e por micro-CT. Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

2018-2018: Monitoria com Bolsa de Apoio Acadêmico e Extensão III, na Disciplina de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes I, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr/UNESP), Araraquara-SP. Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

2019-2021: Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Fixa: Estética com Ênfase em Restaurações Adesivas Indiretas, Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas (APCD), Araraquara-SP.

2019-2021: Curso de Pós-Graduação em Odontologia- Área de Concentração em Reabilitação Oral, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – nível Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP). Bolsa CAPES.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus, por ter me proporcionado a oportunidade cursar o Mestrado e por ter me guiado e sustentado em todo o processo da pós-graduação.

Ao meu orientador, agradeço pela compreensão, paciência e ensinamentos constantes. Durante essa intensa caminhada pudemos desfrutar de um companheirismo e conhecimento evolutivo. Sua constante dedicação ao ensino, responsabilidade com suas funções, e humildade são exemplos para mim. Como o filósofo Mario Sergio Cortella discursa, existe uma inteligência que é intelectual referida quando se há humildade em reconhecimento de que não sabemos tudo e que estamos em um processo de aprendizagem, e isso se torna nítido em sua atuação Prof. Dr. José Mauricio dos Santos Nunes Reis, para você não existem limites para o compartilhamento de conhecimento.

Ao meu esposo sou grata pelo amor, companheirismo, apoio e suporte que tem me proporcionado a cada dia. Não somente de um aspecto emocional e psicológico, mas até mesmo de operação técnica em me ajudar na execução da pesquisa. Sem você eu não conseguiria!

Aos meus pais, Alessandro e Eliete, sou e serei sempre grata por serem meu estio e minha base a qual sempre posso ter a segurança de retorno e orientação. Eu os amo muito e se não fosse pela confiança e credibilidade de vocês em mim, não teria conseguido seguir esse caminho.

Aos meus irmãos Joao, Alessandra, Jessica e Lucas, quero agradecer pela paciência, pelo apoio e empenho em todos os momentos que precisei para realização e cumprimento de cada fase nessa jornada.

Também sou grata aos meus amigos Thaís Santana, Marlon, Fernanda, Juliana e Amanda por me ajudarem imensamente, pelo conhecimento e os sentimentos compartilhados, se alcancei a realização deste sonho, foi graças a vocês que estiveram presentes em cada momento deixando a caminhada mais leve. Agradeço em especial a Mariana Baldochi, Thais Piragíne e Carlos por me ajudarem diretamente na realização e execução deste estudo. Vocês são amigos imensamente queridos, dos quais não existem palavras para defini-los.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr-UNESP), na pessoa do digníssimo Diretor Prof. Dr. Edson Alves de Campos e da digníssima Vice-Diretora Prof. Dra. Patrícia Petromilli Nordi Sasso Garcia, pela formação e oportunidade a mim proporcionadas.

À Disciplina de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP), pela formação complementar e constante ensino.

Ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP), representado pela coordenadora Profa. Dra. Ana Claudia Pavarina e vice-coordenadora Profa. Dra. Daniela Aparecida de Godoi Gonçalves, pela oportunidade, ensino, suporte e formação.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP), representado pelo coordenador Prof. Dr. Joni Augusto Cirelli e vice-coordenador Prof. Dr. Paulo Sergio Cerri, pelo suporte e formação.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese (DMOP) da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP) e todos os seus docentes, servidores e funcionários, representados pelo chefe de Departamento Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis e vice-chefe Profa. Dra. Janaína Habib Jorge.

À CAPES:

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

Pinto STP. Resistência de união de diferentes materiais à dentina radicular de dentes bovinos após a cimentação de pinos de fibra de vidro e envelhecimento hidrotérmico. [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

RESUMO

Este estudo objetivou avaliar a resistência de união, após envelhecimento hidrotérmico, de diferentes materiais empregados para cimentação de pinos de fibra de vidro, em diferentes terços radiculares. Foram utilizados 70 incisivos bovinos tratados endodonticamente. Após desobturação de 2/3 do canal radicular, a amostra foi, aleatoriamente, dividida em 7 grupos experimentais (n=10) e um pino de fibra de vidro (Whitepost DC1, FGM) foi cimentado de acordo com cada sistema proposto: *PV5* (Panavia V5, Kuraray), *RDC* (Rebilda DC, Voco), *LCZ* (Luxacore Z dual, DMG), *ACC* (All Cem Core, FGM), *RXU* (RelyX Ultimate, 3M ESPE), *RXU200* (RelyXU200, 3M ESPE) ou *FP* (Fuji Plus, GC America). Após cimentação dos pinos, os espécimes foram submetidos à termociclagem (10.000 ciclos; 5-55°C; banhos de 30 s). Em seguida, as raízes foram incluídas em anéis de PVC (15x15 mm) com resina de poliestireno e submetidas à secção nos terços cervical, médio e apical (1,0; 4,0; e 7,0 mm da face cervical à apical, respectivamente). As secções (2,0 ± 0,1 mm) de cada terço radicular foram submetidas ao ensaio mecânico de resistência de união por *push-out* (EMIC DL2000; célula de carga 2,0 kN; 0,5 mm/min). Os dados foram tabulados e submetidos à análise de normalidade e homocedasticidade para a aplicação de métodos estatísticos (1-way ANOVA + Tukey HSD; $\alpha=0,05$). Foi possível verificar que houve diferenças estatisticamente significantes ($p<0,05$) nos resultados de resistência de união dos materiais quando comparados, isoladamente, os terços radiculares. Quando os materiais foram isolados, diferenças estatisticamente significantes ($p<0,05$) foram detectadas entre os terços radiculares dos materiais *ACC*, *PV5*, *RXU* e *RXU200*. Não houve diferenças estatisticamente significantes ($p\geq 0,05$) nos resultados de resistência de união entre os terços radiculares dos materiais *RDC*, *FP* e *LCZ*. Conclui-se que o tipo de material influenciou os valores de resistência de união dos pinos de fibra de vidro à dentina intrarradicular. Em geral, os cimentos *PV5* e *RXU* destacaram-se quanto aos resultados de resistência de união, independentemente dos terços radiculares.

Palavras-chave: Técnica para retentor intrarradicular. Cimentos dentários. Resistência à tração.

Pinto STP. Bond strength of different materials to root dentin of bovine teeth after cementation of fiberglass posts and hydrothermal aging [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

ABSTRACT

This study aims to evaluate the bond strength of different materials used for cementing fiberglass posts hydrothermal aging. Seventy endodontically treated bovine incisors were used. After opening 2/3 of the root canal, the sample was randomly divided into 7 experimental groups (n=10) and a fiberglass post (Whitepost DC1, FGM) was cemented according to each proposed system: *PV5* (Panavia V5, Kuraray), *RDC* (Rebilda DC, Voco), *LCZ* (Luxacore Z dual, DMG), *ACC* (All Hundred Core, FGM), *R XU* (RelyX Ultimate, 3M ESPE), *R XU200* (RelyXU200, 3M ESPE) or *FP* (Fuji Plus, GC America). Afterwards, the 70 specimens were subjected to thermocycling (10,000 cycles; 5-55°C; 30 s baths). The roots were enclosed in PVC rings (15x15 mm) with polystyrene resin and submitted to section in the cervical, middle and apical thirds (1.0; 4.0; and 7.0 mm from the cervical to the apical face). The sections (2.0 ± 0.1 mm) of each root third were submitted to a mechanical push-out bond strength test (EMIC DL2000; load cell 2.0 kN; 0.5 mm/min). Data were tabulated and submitted to normality and homoscedasticity analysis for the application of statistical methods (1-way ANOVA + Tukey HSD; $\alpha=0.05$). It was possible to verify that there were statistically significant differences ($p<0.05$) in the results of bond strength when compared, separately, the root thirds. When the materials were isolated, statistically significant differences ($p<0.05$) were detected between the root thirds of the *ACC*, *PV5*, *R XU200* and *R XU* materials. There were no statistically significant differences ($p\geq 0.05$) in the bond strength results between the root thirds of the *RDC*, *FP* and *LCZ* materials. It was concluded that the type of material and technique influenced the bond strength values of fiberglass posts to intraradicular dentin. In general, *PV5* and *R XU* stood out in terms of bond strength results, regardless of root thirds.

Keywords: Post and core technique. Dental cements. Tensile strength.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 PROPOSIÇÃO.....	14
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	15
3.1 Considerações sobre Dentes Tratados Endodonticamente e Pinos Intrarradiculares.....	15
3.2 Considerações sobre Adesão Intracanal e Cimentos Resinosos.....	18
4. MATERIAL E MÉTODO.....	25
4.1 Seleção dos Dentes, Obtenção e Preparo das Raízes.....	25
4.2 Desobturação	26
4.3 Cimentação dos Pinos Intrarradiculares.....	27
4.4 Termociclagem.....	30
4.5 Inclusão das Raízes.....	30
4.6 Secção das Raízes.....	30
4.7 Ensaio Mecânico de Resistência de União por <i>Push-Out</i>.....	31
4.8 Delineamento Estatístico.....	33
5 RESULTADOS.....	34
6 DISCUSSÃO.....	36
7 CONCLUSÕES.....	41
REFERÊNCIAS.....	42
ANEXO A – Comprovante - CEUA	48

1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente com extensa destruição coronária apresentam maior fragilidade e limitação quanto à retenção do material de preenchimento coronário¹. Nesse contexto, a retenção das restaurações indiretas sobre o remanescente dentinário é muito difícil^{2,3}, sendo frequentemente necessária a utilização de retentores intrarradiculares³⁻⁶. Primordialmente, os retentores intrarradiculares mais utilizados foram os núcleos metálicos fundidos que, apesar de apresentarem ótima retenção, delgada linha de cimentação e boa adaptação ao canal radicular favorecendo a capacidade anti-rotacional, possui características limitantes, tais como: 1) maior número de sessões clínicas e envolvimento laboratorial para confecção; 2) estética desfavorável; 3) elevado módulo de elasticidade (200 GPa) podendo contribuir com fraturas radiculares irreversíveis^{7,8}.

Em contraposição aos núcleos metálicos fundidos, os pinos de fibra de vidro (PFV) apresentam módulo de elasticidade bem inferior (30-50 GPa), mais próximo ao da dentina (18,6 GPa), favorecendo a distribuição de tensões e diminuindo o risco de fraturas radiculares catastróficas^{2,9,10}. Esses têm sido cimentados com cimentos de ionômero de vidro, ionômero de vidro modificados por resina ou materiais resinosos, sendo dependentes da adesão dos cimentos à dentina intrarradicular¹¹. Essa adesão, por sua vez, é dependente da qualidade de duas interfaces que a compõem e estão ligadas diretamente^{12,13}. A primeira define-se como sendo a ligação entre pino-cimento, estudada por meio de diferentes tratamentos de superfície dos PFV^{14,15}. Já a segunda é a união entre a dentina intracanal-cimento e possui investigações pautadas nos elementos que podem influenciar a longevidade adesiva, tais como: o agente de cimentação, a sensibilidade técnica, a morfologia dentinária intracanal, dentre outros^{11,13,16,17}. Dos elementos pesquisados, destacam-se as avaliações dos materiais e sistemas cimentantes do PFV a fim de prolongar o tratamento restaurador¹⁸.

Para diminuir as falhas adesivas e prolongar a vida útil do tratamento restaurador, diferentes sistemas adesivos e diversos materiais cimentantes têm sido desenvolvidos e avaliados; sendo um diferencial no entendimento e evolução deste

processo. Somados, esses fatores contribuem para a diminuição na incidência de falhas e infiltração na interface dentinária corono-radicular¹⁷⁻²¹. Dentre o vasto aporte, cita-se primeiramente a utilização dos cimentos resinosos convencionais por serem os mais utilizados e pesquisados longitudinalmente. Cimentos resinosos convencionais requerem aplicação de sistemas adesivos com ou sem aplicação prévia de ácido fosfórico na dependência do tipo de adesivo e das recomendações dos fabricantes^{19,22}. Apresentam alta adesividade no terço coronário, entretanto, falham corriqueiramente em relação à adesão apical; o que pode ser explicado pela deficiência na formação da camada híbrida nesse terço radicular^{19,5}.

Diante do exposto, na última década surgiram cimentos resinosos autoadesivos, que possuem facilidade técnica, simplificando o processo em apenas uma etapa^{5,12,19}. Uma característica marcante é sua maior tolerância à umidade, destacando-se, assim, na adesão apical de acordo com alguns resultados literários^{23,24}. Todavia, em negativa ao seu uso, estudos^{21,23} observam que esses cimentos apresentam menor valor na resistência de união, especialmente no terço cervical^{19,24-26}. Ainda sobre a variedade dos materiais cimentantes, ressalta-se a utilização dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMR), que apresentam ligação química e mecânica com a dentina; além de apresentarem liberação de flúor otimizando seu uso clínico^{27,28}. Por possuírem monômeros resinosos, esses materiais demonstram contração de polimerização assim como os cimentos resinosos; porém, sua mais elevada viscosidade e módulo de elasticidade favorecem seu uso na prática clínica para cimentação do pino de fibra de vidro^{27,29}. Um estudo comprova a eficiência do Fuji Plus (CIVMR) comparando-o com um cimento resinoso considerado padrão-ouro (Panavia), elevando sua positividade quanto à sua importância clínico-científico²⁸. Merecem destaque, ainda, os sistemas simplificados denominados de “*core and post*”. Esses sistemas visam minimizar o tempo de operação clínica⁶. Baseia-se em um único material resinoso para cimentação do pino e confecção do núcleo de preenchimento, visando a formação de um “monobloco” em única etapa^{30,31}. Porém, esses materiais possuem grande quantidade de partículas inorgânicas (carga), a fim de torná-los materiais aptos à confecção de núcleo de preenchimento, ocasionando maior concentração de tensões na interface adesiva devido à maior estresse da contração de polimerização, o que pode culminar em piores valores de adesão nas paredes dentinárias intrarradiculares^{6,32}; aspecto também relacionado ao elevado fator C do espaço

endodôntico, que é considerado o principal fator no desenvolvimento do estresse de contração em restaurações de resina composta.

Assim como é de suma importância compreender a biomecânica dos dentes tratados endodonticamente para o sucesso clínico das restaurações associadas aos retentores intrarradiculares, também se faz necessário entender e pesquisar sobre a resistência de união, seus fatores influenciadores, os vários materiais disponíveis para cimentação dos pinos de fibra de vidro e os sistemas convencionais multi-passos e contemporâneos simplificados^{33,34}. A importância de tais estudos se dá uma vez que este tipo de tratamento endodôntico-restaurador é procedimento corriqueiro na prática clínica e, apesar das significativas evoluções, ainda há reais desafios a se enfrentar para obtermos um tratamento restaurador prolongado e de alta previsibilidade^{33,34}. Um dos métodos aceitos e recomendados pela literatura para análise da resistência de união do complexo dentina-cimento-pino é o ensaio mecânico de *push-out*. Sua aceitação é decorrente de ser um método prático e fiel, já que seu uso possui ausência de falhas prematuras e possibilita distribuição de tensões mais homogêneas. Porém, exige criteriosa e eficiente metodologia, incluindo variações de acordo com os terços radiculares^{22,35,36}.

Com base nas informações abordadas anteriormente, o presente estudo teve como hipótese nula que não haveria diferença quantitativa na resistência de união à dentina radicular de dentes bovinos após a cimentação de pinos de fibra de vidro com diferentes materiais e envelhecimento hidrotérmico.

2 PROPOSIÇÃO

Este estudo objetivou avaliar quantitativamente o efeito de diferentes materiais sobre a resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina intrarradicular de dentes bovinos por meio da utilização do ensaio mecânico de *push-out*, nos diferentes terços radiculares, após envelhecimento hidrotérmico.

3 REVISÃO DA LITERATURA

O objetivo do desenvolvimento dessa revisão é enriquecer o conhecimento sobre a cimentação adesiva dos PFV e os fatores que a influenciam. Os artigos foram pesquisados nas bases de dados PubMed, CAPES e Scielo, sendo as pesquisas selecionadas de acordo com sua relevância frente ao tema do presente trabalho, o ano de publicação e o número de citações em trabalhos bem referenciados dentro desta área.

Para facilitar a leitura e proporcionar maior coesão ao texto, este capítulo foi dividido em dois subtemas, sendo: Considerações sobre dentes tratados endodonticamente e pinos intrarradiculares; Considerações sobre adesão intracanal e cimentos resinosos.

3.1 Considerações sobre Dentes Tratados Endodonticamente e Pinos Intrarradiculares.

Já é estabelecido pela literatura que os dentes tratados endodonticamente possuem perdas de estrutura coronal decorrentes de vários processos como lesões cáries, vastos procedimentos anteriores, fraturas extensas e até mesmo tratamentos endodônticos não conservadores que levam os mesmos a possuírem menor resistência mecânica^{1,2}. Essa maior vulnerabilidade é devido ao desgaste das estruturas dentárias e não decorrente da remoção pulpar que diminui os líquidos dentários, como era suposto antigamente. Uma informação importante é que o dente cuja polpa foi extirpada dispõe de uma desidratação equivalente à eliminação de 10% de fluidos dentários, provando não ser a principal causa da fragilidade do dente tratado endodonticamente. Portanto, a perda dos fluidos internos não altera a tenacidade e o módulo de elasticidade do remanescente, ou seja, existe uma correlação direta entre a perda da estrutura dentinária e a menor resistência do remanescente a tensões intraorais. Pois, quando o teto da câmara pulpar é removido há uma perda de 50% da resistência mecânica do dente, mesmo tendo a preservação das faces livres. Isto é, a abertura coronária e o alcance da câmara para execução do tratamento endodôntico, ainda mais quando o tratamento não é conservador causando a perda estrutural saudável de esmalte e dentina, promove fragilidade ao elemento dentário¹.

Avaliando a taxa de sobrevivência (com ciclagem mecânica), resistência à fratura (máquina de ensaios DL-1000, EMIC) e distribuição do estresse (análise por

elementos finitos) de 72 espécimes, variando a quantidade do remanescente coronal, de 0 a 2,0 mm de altura e espessura menor ou maior que 1,0 mm, Corrêa et al.⁷ afirmam que a falta de remanescente coronal gera menor taxa de sobrevivência e a espessura maior que 1,0 mm ocasiona maior resistência à fratura;. Já a melhor distribuição de estresse foi na presença do maior remanescente de estrutura dentinária, corroborando com as afirmativas de que a perda de estrutura gera vulnerabilidade ao remanescente dentário.

Diante da fragilidade da estrutura dentinária, os pinos intrarradiculares eram erroneamente indicados a fim de lhe gerar reforço. Porém, estes são utilizados para reter o material restaurador sobre o remanescente, distribuir as forças ao longo do eixo radicular, propiciando resistência mecânica e retenção ao núcleo de preenchimento²⁹. Por sua vez, o núcleo substituirá a estrutura coronal perdida, proporcionando suporte ao material restaurador que restabelece a estética e a função. Também é de suma importância que o clínico tenha conhecimento suficiente para discernir as indicações de cada pino, visto que o mercado oferece uma enorme gama de variedades de pinos com vantagens, desvantagens e limitações próprias³⁷.

Cronologicamente, os retentores intrarradiculares mais utilizados foram os núcleos metálicos fundidos (NMF), que apesar de excelente adaptabilidade ao canal radicular possuem características que podem comprometer a estética, como o acinzentamento dos tecidos moles adjacentes à restauração³⁸. Além disso, é um material que não permite a passagem de luz, pode causar corrosão, não favorece retenção adesiva e, principalmente, possui elevado módulo de elasticidade (200 GPa), podendo contribuir com fraturas radiculares irreversíveis³⁷. Em seu estudo Corrêa et al.⁷ avaliaram também os pinos intrarradiculares e expõem que a falha mais recorrente para restaurações associadas aos NMF foram as fraturas catastróficas do remanescente. Sendo considerado para definição dessas: fratura abaixo do ligamento periodontal (LP) simulado por matriz com elastômeros onde as raízes foram introduzidas. Esse tipo de fratura dá-se devido a maior tensão na região apical e na porção interna da raiz, gerada pelo NMF, que pode levar até a perda do elemento dentário.

À vista disso, buscando suprir a necessidade de estética melhorada, em 1980, surgiram os pinos de cerâmicas de Zircônia, apresentando biocompatibilidade, estabilidade química e física, propriedades estéticas favoráveis, com melhor transmissão de luz que o NMF e alta radiopacidade. Entretanto esse material também apresenta elevado módulo de elasticidade (200 GPa), podendo levar à fratura

radicular devido ao alto estresse tensional transferido à dentina. Também apresentam alta rigidez, dificultando sua remoção do canal radicular, caso seja necessário um retratamento, além de, por possuir menor ductilidade, pode fraturar-se facilmente exigindo, portanto, preparo intracanal mais profundo, contrariando abordagens conservadoras e minimamente invasivas, fragilizando o remanescente³⁸.

Diante do exposto surgiram, nos anos 90, os pinos reforçados por fibra. Primeiramente utilizaram a fibra de carbono e esses pinos, apesar de apresentarem fácil manipulação, boas propriedades mecânicas, alta resistência ao impacto, alta resistência à fadiga, e menor módulo de elasticidade (18-42 GPa), não podem ser classificados como estéticos, pois possuem coloração escurecida, falta de união adesiva aos cimentos e à dentina e baixa radiopacidade⁹. Posteriormente, despontaram os pinos de fibra de polietileno que apresentam retenção adequada intracanal e adesividade aos compósitos, boa resistência a fratura, destacando-se em restaurações de canais com grande comprometimento, entretanto o alto preço da fibra de polietileno torna-o inviável para o uso corriqueiro³⁹.

Neste trabalho daremos enfoque aos pinos pré fabricados com fibras de vidro, que são atualmente a primeira opção na prática clínica. Segundo autores^{9,37}, tais pinos destacam-se devido um módulo de elasticidade (30-50 GPa) mais próximo ao da estrutura dentinária (18,6-42 GPa), tornando a distribuição de tensões mais homogênea e diminuindo o risco de fraturas radiculares catastróficas. Também apresentam bom comportamento biomecânico, possuem baixo custo, fácil remoção, eficiência estética e possibilidade de tratamentos adesivos¹⁰. De Moraes et al.³⁷, em sua revisão de literatura, informam que a fibra de vidro é incorporada em uma base de resina epóxi, tendo o silano como agente de ligação entre as fibras e a resina. Essa união possui coesão sólida, pois primeiramente as fibras são pré-tensionadas e depois, sob pressão, é incorporada a resina epóxi que compõe a parte orgânica dos pinos. Essa parte possui radicais livres comuns aos compósitos fazendo com que tenham união com resinas à base de metacrilato e com cimentos resinosos.

Devido suas características adesivas e, principalmente, ao módulo de elasticidade, os pinos de fibra de vidro apresentam falhas com maior potencial de reparo, sendo, em parte, a justificativa para sua utilização em larga escala. Isso fica claro nos resultados do estudo de Aggarwal et al.⁴⁰ que avaliaram a resistência à fratura de espécimes restaurados com NMF ou PFV. Para tal, os NMF apresentaram fraturas não reparáveis, ou seja, fraturas oblíquas internamente, abaixo da junção cimento-esmalte, fratura no terço médio ou apical e vertical da raiz. Enquanto que os

PFV apresentaram fraturas reparáveis, sendo estas: fraturas acima da junção cimento esmalte, fratura horizontal e fratura do núcleo de preenchimento. Isso é decorrente do baixo módulo de elasticidade que dissipa melhor a tensão, distribuindo a força para as paredes da raiz de maneira uniforme, ou seja, o módulo de elasticidade e a tenacidade dos PFV agem como fatores de “proteção”, que diante de um estresse limítrofe gera a fratura do pino antes da raiz^{7,40}.

3.2 Considerações sobre Adesão Intracanal e Cimentos Resinosos

Os pinos de fibra de vidro são cimentados com materiais resinosos, ou modificados por resina, dependendo diretamente da força de adesão dos cimentos à estrutura dentinária⁴¹. Ao se obter a união entre o pino, o cimento e a dentina teremos a formação de um conjunto que coopera para distribuição de tensões mais uniformes, pois os cimentos possuem, em geral, módulo de elasticidade semelhante aos pinos de fibra de vidro e à dentina, cooperando para melhor biomecânica do remanescente e, evitando, assim, trincas que podem levar a falhas na restauração. Tal afirmação é ratificada pelo trabalho de Furuya et al.⁴² que restauraram os espécimes variando a quantidade entre um e dois PFV. Como resultado, o grupo com dois pinos apresentou maior resistência à fratura. Para o grupo sem pino (controle) foi observada uma grande área de fratura atingindo até o terço apical, enquanto, as fraturas apresentadas com restaurações associadas a um ou dois PFV eram no terço cervical ou médio e a falha mais frequente foi a descimentação. Esses resultados favoráveis ao uso do PFV são explicados pela capacidade que o conjunto pino-cimento-dentina tem em distribuir o estresse de forma a gerar falha na adesão e levar a soltura do conjunto evitando, consequentemente trincas e falhas catastróficas³⁷.

Sendo a adesão um fator de grande relevância para o sucesso do tratamento pino-cimento-dentina, e um dos aspectos importantes dessa são duas interfaces ligadas diretamente. A primeira interface é pino-cimento e a segunda é dentina radicular-cimento. Essas interfaces precisam estar com alta qualidade da adesão para o sucesso clínico a longo prazo, porque se uma destas estiver desprovida de uma boa ligação adesiva podem ocorrer falhas, prejudicando significativamente elemento dentário e, em alguns casos, culminando com sua perda^{12,13}.

A primeira interface citada dispõe de muitas investigações sobre as variações no tratamento da superfície do PFV^{12,13} e a influência do mesmo sobre a melhoria ou não na interface adesiva. O estudo de Prado et al.¹² avaliou diferentes formas de tratamento de superfície do pino de fibra de vidro; com silano, peróxido de hidrogênio

24%, jateamento (com óxido de alumínio), plasma NH₃ e plasma HMDSO. Para cimentação dos PFV foi utilizado cimento RelyX U200. Os resultados mostraram que o peróxido de hidrogênio não exibe nenhuma alteração na resistência de união e que a maior resistência de união foi o tratamento de superfície com silano – mais utilizado clinicamente na cimentação de PFV. Isso se faz relevante porque comprova que o tratamento de superfície influencia na resistência de união entre o pino de fibra de vidro ao cimento autoadesivo. Corroborando com esta afirmação, Choi et al.¹⁴ estudaram 3 tipos de tratamentos de superfícies, silanização, jateamento com óxido de alumínio e silano+jateamento e, após o ensaio mecânico de cisalhamento, concluíram que o tratamento de superfície influencia a adesão do pino ao cimento¹⁴. Podemos citar ainda mais estudos que ratificam essa afirmação, como Costa Dantas et al.⁴³ que avaliaram a superfície dos PFV variando os tratamentos (ácido fluorídrico e ácido fluorídrico+silano), silano e plasma de argônio e etilenodiamina (EDA). Foram realizadas a mensuração do ângulo de contato da superfície com a água e o cimento, a microscopia eletrônica de varredura, a espectroscopia dispersiva de elétrons para examinar a topografia e as mudanças químicas nas superfícies; além do ensaio mecânico de *push-out* para avaliar a resistência de união. Conclui-se que somente o tratamento com plasma EDA favoreceu o molhamento da superfície do pino, gerando uma modificação química e melhorando a adesão⁴³. Sousa Menezes et al.⁴⁴ realizaram a aplicação de peróxido de hidrogênio na superfície dos pinos de fibra de vidro, variando a concentração de 24% ou 50% aplicado por 1, 5 ou 10 minutos e, na sequência, foi realizada a silanização e cimentação com material resinoso. Mediante os resultados, os autores concluíram que a aplicação ácida sobre o PFV modifica sua topografia de superfície, aumentando a rugosidade e, conseqüentemente, elevando a resistência à tração, isso para as duas concentrações, independentemente do tempo de aplicação. Arslan et al.⁴⁵ investigaram a utilização do laser Er:YAG em três configurações de potências diferentes (150, 300 e 450 mJ a 10 Hz por 60 segundos a 100 µs de duração), comparando a um grupo controle e um grupo com silicatização. Chegaram à conclusão de que tanto a silicatização, quanto a irradiação do laser Er:YAG / 450 mJ aumentaram a resistência de união de pinos de fibra cimentados com material resinoso⁴⁵.

Já a segunda interface, dentina radicular-cimento resinoso, possui multiplicidade de fatores influenciadores, sendo alguns: o tipo de condicionamento intracanal, o agente de cimentação utilizado, sensibilidade técnica, deficiência de visualização intracanal, a variação anatômica da raiz, variação histológica e

morfológica da dentina, espessura da linha de cimentação, dentre outros. Esses podem influenciar nas falhas adesivas e prolongar ou diminuir a vida útil do tratamento restaurador. Estudos de diferentes sistemas adesivos e os vários materiais cimentantes têm sido um diferencial no entendimento do processo adesivo e sua longevidade, buscando diminuir a incidência de falhas e infiltração na interface adesiva²¹.

Dentre a vasta variedade de materiais cimentantes, De Moraes et al.³⁷ apresentam a classificação categorizando materiais por formas de aplicação. Os cimentos resinosos convencionais são associados a sistemas adesivos, com ou sem tratamento dentinário prévio com ácido, e os cimentos autoadesivos sem a necessidade de preparo prévio da dentina intracanal com ácido ou sistema adesivo.

Dando enfoque aos cimentos convencionais adesivos com necessidade de condicionamento ácido prévio, enfatiza-se que o condicionamento ácido dentinário pode ser um diferencial favorecendo a adesão intracanal. Baena et al.²² utilizando 20 raízes unirradiculares, variando o tratamento da dentina intrarradicular com ácido fosfórico, EDTA e ácido poliacrílico, corroboraram que o condicionamento da dentina intrarradicular com ácido fosfórico proporciona melhores resultados de adesão, comprovando a sua aplicabilidade clínica⁴⁶. Entretanto, apesar da literatura apontar as vantagens e eficiência da utilização do condicionamento com ácido fosfórico seguido da aplicação de sistemas adesivos, temos grande sensibilidade técnica nessa temática, podendo ocorrer falhas durante o procedimento e posteriormente a ineficácia restauradora. Essa fragilidade técnica pode ser suprida pelos cimentos autoadesivos. Ou seja, um material contendo monômeros ácidos sem enxágue que condicionam e infiltram à dentina, simultaneamente, gerando a hibridização/interação com a “*smear layer*” e, conseqüentemente, propiciando adesão³⁷. A utilização desse tipo de cimento, embora simples, exige que o cirurgião dentista tenha domínio sobre a técnica de aplicação e remoção dos excessos, favorecendo, em algumas circunstâncias, a adesão intracanal⁴⁷. Gomes et al.⁴⁸, avaliando a influência dos operadores no sucesso da resistência de adesão, comparando a cimentação dos pinos realizadas por dentistas especialistas e alunos, concluíram que o cimento autoadesivo RelyX U100 (3M ESPE) apresentou a maior resistência de união no grupo de alunos, e seu desempenho não sofreu alteração pela experiência do operador. Ou seja, a maior facilidade técnica de execução do cimento autoadesivo favoreceu seus resultados quanto à resistência, independente da experiência do aplicador, corroborando que quanto maior a simplicidade de processamento técnico dos

materiais cimentantes, maior a possibilidade assertiva do cirurgião dentista e, consequentemente, maior homogeneidade nos resultados de resistência de união.

O trabalho de Calixto et al.⁴⁹ analisa a resistência de união de vários materiais resinosos, como C&B (cimento resinosos convencional total etch quimicamente ativado); RelyX ARC (cimento resinoso de polimerização dual, convencional total-etch); Multilink (cimento resinoso quimicamente ativado, convencional com sistema adesivo autocondicionante); Panavia F 2.0 (cimento resinoso de polimerização dual, com sistema adesivo autocondicionante) e RelyX U100 (cimento resinoso de polimerização dual, autoadesivo). Em seus resultados é apresentado que o RelyX ARC demonstrou maior resistência adesiva nos terços cervical e médio, porém menor resistência no terço apical. Enquanto os cimentos autoadesivos ou com sistemas adesivos autocondicionantes de polimerização dual ou quimicamente ativados apresentaram valores iguais aos do grupo RelyX ARC, na região apical. Os autores explicam que motivo de tal resultado pode ser uma fotopolimerização insuficiente neste terço, para o sistema adesivo do cimento RelyX ARC, e uma união favorecida pela facilidade e maior controle sob a técnica de aplicação dos cimentos autoadesivos ou dos cimentos associados a adesivos autocondicionantes duais.

Ainda sobre a variação dos cimentos convencionais temos um estudo de Kivanç et al.¹¹ que analisaram a resistência de união de PFV utilizando 3 adesivos diferentes: sistema adesivo total etch (Adper Single Bond 2), sistema adesivo autocondicionante de 2 etapas (Clearfil SE Bond) ou sistema adesivo autocondicionante de 1 passo (Clearfil S3 Bond). Os autores também avaliaram o envelhecimento hidrolítico desses após armazenagem de uma semana e três meses. Nos resultados observaram que a região cervical, em todos os grupos, apresentou maior resistência de união que terço médio e apical. A aplicação do sistema adesivo aumentou consideravelmente a adesão em todos os grupos se comparados ao grupo controle, mas somente o sistema adesivo autocondicionante Clearfil de duas etapas SE Bond teve aumento da força de adesão com o passar do tempo, pois seus resultados foram melhores em 3 meses do que após 1 semana de armazenamento. Concluíram que a utilização do sistema adesivo aumenta a força de adesão e os valores da resistência de união dos sistemas autocondicionantes podem apresentar melhoras com passar do tempo.

Os cimentos resinosos convencionais apresentam alta adesividade no terço coronário, porém falham corriqueiramente na força de adesão apical. Isso pode ser explicado pela deficiência na formação da camada híbrida nesse terço

intrarradicular⁴⁹. Isto é, a aplicação desses cimentos exige maior precisão técnica por demandarem hibridização prévia da dentina mais elaborada e sensível que, quando não bem executada e controlada, resulta em acúmulo de umidade, excesso de adesivo e polimerização inadequada^{22,37,49}. Como consequência, os metacrilatos não conseguem penetrar entre as fibras colágenas expostas pelo condicionamento ácido prévio, o que gera falha entre o cimento e a dentina intrarradicular^{37,49}. Essa falha ocorre principalmente no terço apical, porquanto é mais difícil para controlar a técnica considerando a dificuldade de acesso e visualização deste terço radicular³⁸. Para explicar essa falta de adesão apical, expõe-se, também, a presença de restos de guta-percha no local e maior quantidade de resíduos que, fatalmente, prejudicam os procedimentos adesivos. Penelas et al.⁵⁰, estudando materiais resinosos convencionais, afirmam que os resultados apresentando elevada resistência de união, no terço apical principalmente, foram conseguintes do aumento no espaço radicular durante a técnica de preparo, o que favoreceu o acesso aos terços radiculares e contribuiu para o controle da hibridização da dentina, umidade e excesso de adesivo. Todavia, o aumento no diâmetro da luz do canal pode prejudicar a resistência mecânica dos dentes, não sendo recomendado para utilização como decisão terapêutica, como já se argumentou no início desta revisão⁷. Quanto aos cimentos autoadesivos, quando comparados aos convencionais, podem ser considerados como materiais com técnica simples e rápida. Nestes casos, o risco de interferência do excesso de secagem ou umidade nas etapas do procedimento são diminuídos, pois dispensam qualquer pré tratamento da dentina intrarradicular, não tendo influência de excesso de secagem, adesivo ou umidade. Os cimentos resinosos autoadesivos possuem ésteres do ácido fosfórico e monômeros ácidos como o 4-metacriloxietil anidrido trimelítico (4-META) que causam a desmineralização da hidroxiapatita dentinária de forma controlada. Isto é, será desmineralizado somente o espaço a ser preenchido pelo material resinoso, cooperando para maior adesão em locais de difícil acesso, por exemplo, no terço apical radicular. Entretanto, não haverá hibridização dentinária suficiente para favorecer a adesão intracanal completa^{23,32}.

Outra característica deste cimento é a maior tolerância à umidade. Assim sendo, quando comparado a um cimento convencional, pode haver maior adesão no terço apical, já que esse é o local de maior dificuldade para controle de umidade^{23,24}. Todavia, em negativa ao seu uso, autores mostram que estes cimentos apresentam menor valor na resistência de união em geral³¹. Nos resultados de Calixto et al.⁴⁹, o cimento autoadesivo apresentou menor resistência de união podendo ser decorrente

de um condicionamento dentinário insuficiente e de uma má hibridização/interação dentinária²⁰. Amiri et al.¹⁹ afirmam que os cimentos autoadesivos apresentaram maior resistência de união na região apical radicular e que essa diferença se deve à diferença de espessura da linha de cimentação nas diferentes regiões radiculares. Pois, quanto maior a linha de cimentação - geralmente cervical - maior a fragilidade adesiva²⁹.

Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMR) – material também utilizado na prática clínica para cimentação dos pinos de fibra de vidro – apresentam eficácia na capacidade de ligação química e mecânica com a dentina, além de terem a capacidade de liberar flúor na cavidade bucal. Possuem fácil manipulação, resistência adequada à compressão e à umidade, e podem ser indicados para a cimentação de pinos em situações consideravelmente sensíveis^{28,29,51}. Apesar de apresentarem contração de polimerização, sua alta viscosidade e seu módulo de elasticidade – menor que aquele dos compósitos resinosos – os fazem uma boa opção para esses procedimentos terapêuticos^{28,28,51}. Pereira et al.⁵¹, estudando vários cimentos resinosos, afirmaram que os cimentos de ionômero de vidro apresentaram maior resistência de união que os cimentos resinosos de polimerização dual, comprovando a eficiência adesiva desse cimento. Bonfante et al.²⁸ afirmam que a capacidade adesiva do CIVMR Fuji Plus é alta e eficiente, mesmo que tenha apresentado falhas adesivas em porcentagens semelhantes àsquelas dos cimentos resinosos convencionais. Bouillaguet et al.²⁸ confirmaram a eficiência adesiva do Fuji Plus em relação a outras categorias de cimentos, até mesmo em relação ao Panavia – material consagrado de excelente performance clínico-científica.

A constituição convencional e clássica do conjunto adesivo corono-radicular dá-se em duas fases: primeiro, adesão do pino intracanal – discorrido até aqui sobre sua adesão intracanal e materiais cimentantes – e em segundo, a confecção do núcleo de preenchimento em si na porção coronária. Porém, atualmente, temos uma evolução da cimentação de pinos de fibra de vidro intrarradiculares com compósitos resinosos caracterizados como “*core and post*”. Esses sistemas possuem perspectiva inovadora sobre a atuação clínica em menor tempo, quer dizer, mais ágil e de forma simplificada. São compostos por único material, que atua como cimento resinoso para cimentação do pino e também como núcleo de preenchimento formando, portanto, um “monobloco” criado em única etapa, eliminando parte do procedimento convencional e, portanto, economizando tempo clínico e facilitando a confecção do núcleo de preenchimento³¹.

Ferrari et. al.⁶ estudando o estresse de polimerização nas paredes dentinárias intracanal e resistência de união por *push-out*, analisaram a variação dos cimentos experimentais contendo 10%, 30%, 50% ou 70% de concentração de partículas inorgânicas (carga) nos materiais. Como parte dos resultados, afirmam que a maior concentração gerou maior tensão de polimerização, diminuição na resistência de adesão e maior nanoinfiltração de bactérias na interface adesiva intrarradicular. Então, apesar da praticidade e estabilidade de execução desses sistemas de rápida atuação, existem possíveis falhas como o elevado estresse gerado a partir da alta contração de polimerização, devido ao grande conteúdo de carga a fim de torná-los materiais de preenchimento. Portanto, apesar de todas as notáveis características e melhorias dos materiais cimentantes, ainda temos a presença de falhas clinicamente corriqueiras, como infiltração e descimentação²⁹.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Seleção dos Dentes, Obtenção e Preparo das Raízes

Inicialmente, o projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Animais da Faculdade de Odontologia de Araraquara (ANEXO A), da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), para posterior aquisição dos incisivos bovinos mandibulares sem curvaturas, defeitos e/ou trincas radiculares. Incisivos com dimensões similares foram obtidos, limpos e mantidos em solução de timol a 0,1% durante 24 h e, em seguida, armazenados em água destilada. Durante a seleção dos 70 incisivos necessários para a realização da pesquisa, a padronização foi realizada com auxílio do paquímetro digital Mitutoyo (DIN 862, Mitutoyo, Miyazaki, Japão), a fim de mensurar as raízes nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal, nos três terços radiculares. Além disso, radiografias periapicais digitais foram realizadas nos mesmos sentidos a fim de dimensionar a largura intracanal, por meio de mensurações no programa *ImageJ* versão 1.51 (U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA) nos diferentes terços radiculares. A padronização dos valores para a largura dos canais foi determinada a partir das dimensões da broca do PFV Whitepost DC1 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) e a mensuração determinou que o diâmetro do canal deveria ser menor que 1,7 e maior que 0,3 uniformizando todos os canais. Isso para que os canais radiculares apresentassem diâmetros com espessura de parede dentinária suficiente a preparação durante o tratamento endodôntico e aplicação da broca Whitepost, evitando fragilizar as raízes para o teste mecânico de *push-out*.

A porção coronária de todos os dentes foi removida por corte transversal com disco diamantado sob baixa velocidade (Isomet 2000; Buehler Ltd., Lake Buff, IL, EUA), adotando-se sempre 19 mm de comprimento radicular, medindo de apical à cervical. Posteriormente, as raízes foram armazenadas em estufa a 37 °C e 100 % de umidade relativa até o início do experimento. Após, os canais foram instrumentados por meio do sistema rotatório Bassi Logic (Easy, Belo Horizonte, MG, Brasil) até a lima 40 com 0,05 de conicidade, sob constante irrigação, aspiração e inundação do conduto radicular com 5,0 mL de hipoclorito de sódio a 2,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil) a cada espécime, preservando 1,0 mm apical durante a instrumentação intracanal, para evitar extravasamento de material obturador. Após o preparo biomecânico com lima 40 Logic, foi inserido EDTA (Biodinâmica, Ibiaporã, PR,

Brasil) no interior do canal radicular por 60 s, seguido de irrigação com 10 mL de soro fisiológico. O canal radicular foi seco com cones de papel absorvente e obturado por meio da técnica do cone único com cone de guta-percha referente ao último instrumento utilizado e cimento endodôntico à base de resina epóxi AH plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). O selamento radicular foi realizado com Cimento de Ionômero de Vidro Vitremer (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA). Em seguida, as raízes foram acondicionadas em saliva artificial, composta por cloreto de potássio 0,096%, cloreto de sódio 0,067%, cloreto de magnésio 0,004%, fosfato de potássio bibásico 0,027%, cloreto de cálcio 0,012%, Metilparabeno 0,001%, propilparabeno 0,01%, carboximetilcelulose 0,8%, sorbitol sol 70% e água purificada qsp (Faculdade de Ciências Farmacêuticas - UNESP, Araraquara, SP, Brasil) e mantidas em estufa a 37 °C com 100% de umidade relativa por 7 dias para assegurar a completa presa final do cimento obturador⁵²⁻⁵⁴.

4.2 Desobturação

Posteriormente, foi realizada a desobturação do conduto radicular removendo guta-percha dos terços cervical e médio com instrumento de Rhein aquecido, seguido das brocas Gates Glidden #2, 3 e 4 e largo #2-5 (Dentsply-Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça). Uma quantidade de 3,0-5,0 mm de obturação apical foi mantida, variando de acordo com delta apical, e confirmada radiograficamente para cada amostra. Para remoção do material obturador que permaneceu nas paredes radiculares após os preparos biomecânicos, foi utilizada uma ponta ultrassônica E4D (Helse Ultrasonic, Santa Rosa de Viterbo, SP, Brasil). A ponta foi ativada pelo dispositivo ultrassônico Ultrawave XS (Ultradent Products Inc, South Jordan, EUA) sob frequência de 50 Hz e potência de 25% nas paredes do canal até a remoção total do material obturador. Esse procedimento foi realizado com o auxílio de um microscópio cirúrgico (MC-M1232, DF Vasconcellos, Valença, RJ, Brasil), com aumento de 13X. Em seguida, todos os dentes foram radiografados novamente a fim de averiguar a limpeza, para obter uma operação intracanal ideal. Em seguida, o canal radicular foi preparado com a broca WhitePost DC1 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) para adaptá-lo ao formato específico do pino de fibra de vidro. Durante todo o procedimento os dentes foram mantidos envoltos em gaze úmida e irrigados com água destilada^{55,56}.

4.3 Cimentação dos Pinos Intrarradiculares

Previamente à cimentação, os pinos de fibra de vidro WhitePost DC 1 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) foram limpos com álcool isopropílico 99%, secos com jatos de ar e receberam uma camada de silano (Dentsply Sirona, Pirassununga, SP, Brasil). Na sequência, a técnica de cimentação do retentor intrarradicular foi dependente das recomendações do fabricante para o material proposto em cada grupo.

Inicialmente, as raízes foram aleatoriamente distribuídas em 7 grupos experimentais (n=10), de acordo com o tipo de material cimentante a ser utilizado. Independentemente do grupo experimental, os dentes receberam um único pino de fibra de vidro WhitePost DC1 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil), que foi cimentado com o material correspondente de cada grupo (Quadros 1 e 2).

Para realização da cimentação houve aleatorização simples para a ordem de execução da cimentação dos pinos de fibra de vidro com diferentes materiais, a fim de evitar diferenciação técnica do operador do primeiro grupo para com o último, diminuindo a possibilidade de viés.

Quadro 1- Material, fabricante, sigla, forma de polimerização, sistema adesivo e composição básica dos sistemas adesivos e cimentos.

Material	Sigla	Polimerização	Sistema adesivo	Composição do sistema adesivo	Composição do cimento
Panavia V5 (Kuraray, Nova Iorque, EUA)	PV5	Dual	Tooth Primer (Kuraray)- Polimerização dual, autocondicionante	MDP, HEMA, dimetacrilato alifático hidrofílico, catalizadores, água.	Bis-GMA, TEGDMA, Dimetacrilato aromático hidrofóbico, dimetacrilato alifático hidrofílico, Iniciadores, Aceleradores, componentes de vidro de bário silanizado, vidro de fluoroaluminossilicato silanizado, Sílica coloidal, óxido de alumínio silanado, dl Canforquinona, Pigmentos.
Rebilda DC (Voco, Cuxhaven, Alemanha)	RDC	Dual	FuturaBond (Voco)- Polimerização dual, autocondicionante	Bis-GMA, UDMA, DDDMA. BHT, dibenzoyl, peroxide, CQ, sílica, barium borosilicate glass ceramic, aceleradores.	Bis-GMA, dimetacrilato, diuretano, BHT, peróxido benzol;
Luxacore Z dual (DMG, Hamburg, Alemanha)	LCZ	Dual	Luxabond (DMG)- Polimerização dual, Total Etch	Partículas de vidro de bário, sílica coloidal pirogenada, nanocompósito e dióxido de zircônio (50% volume) e bis-GMA (50% volume).	Vidro debário, sílica coloidal pirogenada, nanocompósito de dióxido de zircônio numa matriz de resinas dentárias à base de bisfenol A-glicidil metacrilato.
All Cem Core (FGM, Joinville, SC, Brasil)	ACC	Dual	Âmbar Universal (FGM)- Fotopolimerizável, autocondicionante	Monômeros metacrilatos (TEGDMA, BIS-GMA) canforquinona, co-iniciadores, micropartículas de vidro bário-alumínio-silicatos, nano partículas de dióxido de sílica, pigmentos inorgânicos e conservantes.	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, fotoiniciador, co-iniciador, catalisadores e pigmentos.
RelyX Ultimate (3M ESPE, St. Paul, EUA)	RXU	Dual	Single Bond Universal (3M)- Polimerização dual, autocondicionante	Monômeros de metacrilato, componentes silanado radiopaco, iniciadores, estabilizadores e aditivos reológicos, alcalinos radiopaco (básicos), pigmentos, corante de fluorescência, activador polimerizar escuro para cotchbond Universal adesiva.	Bis-GMA, TEGDMA, pigmentos, amina terciária, peróxido de benzoíla, 67,5% partículas inorgânicas de zircônia/sílica.
RelyX U200 (3M ESPE, St. Paul, EUA)	RXU200	Dual	-----	Dimetacrilato, Pirimidinetriona, fenilmetil, sal de cálcio (2:1), Sílica tratada de silano, Toluenosulfonato de sódio, trimetoxissilil.	Pasta base: pó de vidro tratado com silano, ácido 2- propenóico, 2- metil 1,1 –[1-(hydroxymetil)-1,2-ethanodily] éste, dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA), sílica tratada com silano, fibra de vidro, persulfato de sódio e per-3,5,5-trimetil-hetaxanoato t-butila; Pasta catalizadora: pó de vidro tratado com sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio, 1-benzil-5-fenil-ácido bário, sais de cálcio, 1,12-dodecano dimetacrilato, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.
Fuji Plus (GC America, Aslip, IL, EUA)	FP	Química	-----	Pó: 95% aluminofluorsilicato de vidro e 5% de ácido poliacrílico em pó. Líquido: 50% água destilada, 40% ácido poliacrílico e 10% ácido carboxílico.	Pó: 95% aluminofluorsilicato de vidro e 5% de ácido poliacrílico em pó. Líquido: 50% água destilada, 40% ácido poliacrílico e 10% ácido carboxílico.

Fonte: Manual dos respectivos fabricantes.

Quadro 2 - Metodologia de cimentação realizada de acordo com cada material proposto.

Cimentos	Metodologia para Cimentação dos PFV
Panavia V5	Aplicação do sistema adesivo autocondicionante Tooth Primer por 20s com auxílio de microbrush e os excessos removidos com cones de papel absorvente e jato de ar por 5s. Para aplicação do cimento o material foi comprimido para fora da seringa <i>automix</i> até obtenção de mistura homogênea, dispensados os primeiros 5,0 mm. Foi aplicado no interior de todo o canal por meio de ponta intracanal. O pino de fibra de vidro foi posicionado no canal radicular manualmente com vibrações leves e movimentos de rotação e os excessos cervicais removidos com microbrush. A polimerização foi realizada por meio de aparelho VALO (Ultradent Products Inc, South Jordan, EUA), na potência de 1000 mW/cm ² durante 40 s na face oclusal da raiz.
Rebilda DC	Aplicação do sistema adesivo autocondicionante FuturaBond U por 20s, remoção dos excessos com pontas de papel absorvente e jato de ar por 5s e a sequência de aplicação do cimento foi realizada conforme descrito para Panavia V5.
Luxacore Z	Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico a 35% Luxa Total Etch (DMG, Hamburg, Alemanha) por 15s. Após lavagem durante 15s e remoção do excesso com pontas de papel absorvente foi aplicada uma gota de “Pré-Bond” por 15s no interior do canal radicular. O excesso foi removido com cone de papel absorvente e, em seguida, uma gota de “Bond A” foi misturada com uma gota de “Bond B” por 5s e aplicada ativamente por 20s. Na sequência prosseguiu-se conforme descrito para Panavia V5.
All Cem Core	Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico a 35% Ultra-Etch (Ultradent Products Inc, South Jordan, EUA) por 15s. O canal radicular foi lavado por 30s e seco com pontas de papel absorvente. Duas gotas do sistema adesivo Ambar Universal foram aplicadas no interior do canal por 10s cada, com posterior remoção dos excessos com pontas de papel absorvente e leves jatos de ar por 10s. Deu-se a fotoativação do adesivo por 20s com o aparelho VALO e a sequência de cimentação conforme já descrito para os demais materiais.
Rely X Ultimate	Aplicado ácido fosfórico a 35% Ultra-Etch (Ultradent Products Inc, South Jordan, EUA) por 15s e lavado, o canal radicular, por 30s; remoção dos excessos com pontas de papel e jatos de ar por 10s. Também foi aplicada uma camada de Single Bond Universal de forma ativa por 20s e removido o excesso com leves jatos de ar por 5s e pontas de papel absorvente. As pastas (base e catalisadora) foram dispensadas em bloco de papel e misturadas por 20s. O cimento foi aplicado no canal radicular e na superfície do pino por meio de ponta aplicadora da seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, Brasil) e a cimentação deu-se conforme os grupos anteriores.
RelyX U200	Realizada a lavagem do canal radicular com água destilada em abundância por 15s, remoção do excesso de umidade com leves jatos de ar por 5s e pontas de papel absorvente. As pastas (base e catalisadora) foram dispensadas em bloco de papel e misturadas por 20s. O cimento foi aplicado no canal radicular e na superfície do pino por meio da seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, Brasil) e a cimentação deu-se conforme os demais grupos.
Fuji Plus	Condicionamento da dentina do canal radicular por 10s com ácido poliacrílico (DFL, Rio de Janeiro, Brasil) e, após a lavagem vigorosa por 30s, remoção dos excessos com cones de papel absorvente e leves jatos de ar por 5s. Foram proporcionadas duas colheres rasas de pó com duas gotas de líquido e o cimento foi manipulado durante 30s. Seguiu-se conforme os cimentos RelyX Ultimate e RelyX U200.

Fonte: Elaboração própria

4.4 Termociclagem

Após a cimentação dos pinos, toda a amostra (N=70) foi submetida à termociclagem: 10.000 ciclos com banhos de imersão em água destilada em temperaturas de $5-55^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$; com duração de 30 s para cada temperatura, sendo 5 s de demora entre as imersões nas diferentes cubas da termocicladora. Posteriormente, 70 espécimes foram armazenados em estufa a 24°C com 100% de umidade relativa até o momento da realização do ensaio mecânico de resistência de união. Para os ensaios mecânicos todas as raízes foram incluídas em resina de poliestireno; procedimento que, além de facilitar os cortes nos diferentes terços, é fundamental para a apreensão dos cortes radiculares nos dispositivos da máquina de ensaios mecânicos.

4.5 Inclusão das Raízes

Foram obtidos cilindros de PVC com 15 mm de diâmetro por 15 mm de altura e as raízes foram posicionadas de forma vertical com a ajuda do delineador (BioArt B2, São Carlos, SP, Brasil). As raízes foram incluídas em resina à base de poliestireno (Maxi Rubber, Diadema, SP, Brasil). Todo o conjunto permaneceu em estufa por 24h, para que houvesse a polimerização completa da resina. Posteriormente, o conjunto raiz-resina foi desincluído do cilindro de PVC; procedimento que facilitou etapas subsequentes de corte das raízes.

4.6 Secção das Raízes

Após a inclusão, as raízes foram seccionadas por meio da utilização de máquina de corte (Isomet 1000; Buehler Ltd., Lake Buff, IL, EUA), sob intensa e constante refrigeração^{34,57,58}. As secções de cada terço (apical, médio e cervical) de cada raiz, foram obtidas com espessuras de 2,0mm, respectivamente, a partir de 1,0 mm, 4,0 mm e 8,0 mm da face cervical a apical^{26,59,60}. As irregularidades das secções foram removidas com lixa d'água de granulação 1200 (Norton, São Paulo, SP, Brasil), limpas com pincel e jatos de ar. A Figura 1 ilustra as fatias dos espécimes demarcados após o corte de acordo com o terço radicular.

Figura 1- Espécimes demarcados de acordo com o terço radicular (X: cervical, XX: médio; XXX: apical).

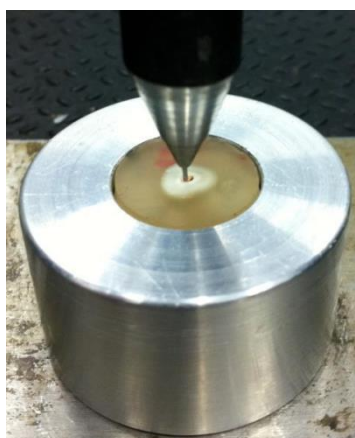


Fonte: Elaboração própria

4.7 Ensaio Mecânico de Resistência de União por *Push-Out*

O ensaio mecânico de *push-out* foi realizado para cada uma das secções obtidas utilizando máquina de ensaios eletromecânica (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 2,0 kN, operando sob velocidade constante de 0,5 mm/min. Os pistões utilizados para o deslocamento do PFV possuíam diâmetro de 1,3 mm, 0,9 mm e 0,5 mm para dos terços cervical, médio e apical, respectivamente ⁶¹. A Figura 2 ilustra o espécime, acoplado ao dispositivo metálico utilizado para apreensão e centralização das amostras, sendo submetido ao teste de *push-out* por força compressiva^{17,22,57}.

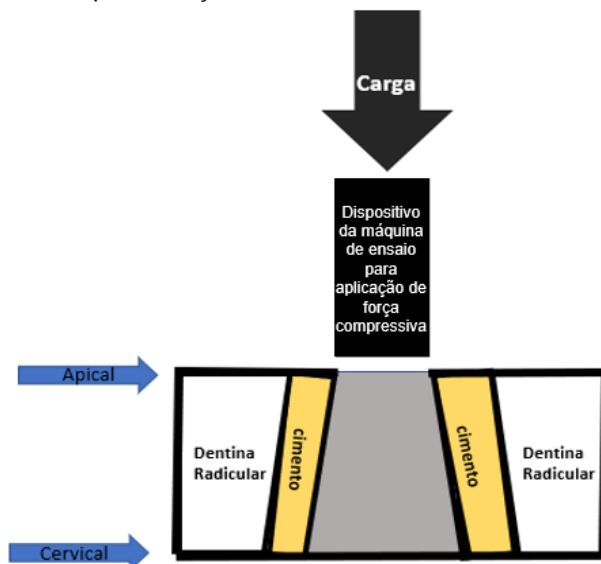
Figura 2- Espécime durante ensaio mecânico de *push-out*.



Fonte: Elaboração própria

Em todas as secções, a face apical foi posicionada para entrar em contato com a ponta do dispositivo (pistão) de *push-out*, de tal forma que a força aplicada fosse sempre incidida de apical para cervical, propiciando adequada extrusão do conjunto pino-cimento (Figura 3).

Figura 3- Representação do ensaio mecânico de resistência de união por *push-out*.



Fonte: Elaboração própria

A medida de resistência máxima de união foi obtida pelo deslocamento do conjunto pino de fibra-cimento do canal radicular. Os dados de resistência de união, obtidos em Newton (N), foram convertidos para MegaPascal (MPa)^{22,57,60} utilizando o diâmetro maior (face cervical) e menor (face apical) de cada secção que foram mensurados sob magnificação de 20X em estereomicroscópio (Leica Microsystems-M80, Wetzlar, Alemanha) nas fatias de cada terço radicular antes da realização do teste mecânico. Em seguida a área adesiva (mm²) foi calculada para posterior conversão dos valores de N em MPa. A fórmula utilizada para o cálculo da área adesiva foi: $\pi \cdot (R+r) \cdot [h^2 + (R-r)^2]^{0.5}$, onde “R” e “r” representam, respectivamente, o raio das porções coronal e apical e “h” representa a altura de cada fatia em milímetros. Os valores obtidos em N para cada ensaio mecânico foram divididos pelos valores de área adesiva de cada espécime^{22,57,60}.

4.8 Delineamento Estatístico

Os dados de resistência de união (MPa) foram submetidos aos testes de normalidade (Shapiro-Wilk; $p \geq 0,05$) e homogeneidade de variância (Levene; $p \geq 0,05$). A resistência de união produzida nos terços cervical, médio e apical ($n=10$) foi analisada estatisticamente para cada material isoladamente, com intuito de comparar os resultados intra-grupo nos diferentes terços radiculares. Além disso, análises separadas dos diferentes terços radiculares (cervical, médio ou apical) foram realizadas com intuito de comparar os materiais entre si. Para isso, utilizaram-se análises de variância a um critério (1-way ANOVA; Fatores isolados *Material*, com os resultados dos diferentes terços radiculares ou *Terço radicular*, com os resultados dos diferentes materiais para cada região), seguidas pelo pós-teste de Tukey HSD ($\alpha=0,05$), quando verificado efeito significativo. Para as análises foi utilizado o programa SPSS versão 20.0 (StatisticalPackage for Statistical Science Inc., Chicago, IL, EUA).

5 RESULTADOS

Os resultados das 1-way ANOVA permitiram verificar que houve diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) nos resultados de resistência de união quando comparados, isoladamente, os terços radiculares.

Para os resultados do terço cervical, *PV5* ($14,97 \pm 3,68$ MPa) e *RXU* ($16,97 \pm 4,22$ MPa) produziram os maiores valores de resistência de união ($p < 0,05$), seguidos pelos demais materiais, que não diferiram estatisticamente entre si (*ACC* = $8,98 \pm 3,45$ MPa; *RDC* = $6,68 \pm 1,96$ MPa; *FP* = $6,69 \pm 2,53$ MPa; *RXU200* = $6,43 \pm 2,33$ MPa; *LCZ* = $8,14 \pm 3,89$ MPa).

Nos terços médio e apical os resultados foram mais heterogêneos entre os materiais, sendo as inferências estatísticas apontadas nas Tabelas 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1- Médias e desvios-padrão ($\pm$) dos valores de resistência de união (MPa) no terço médio radicular para os diferentes materiais e resultados do pós-teste de TuKey HSD.

	<i>PV5</i>	<i>RDC</i>	<i>LCZ</i>	<i>ACC</i>	<i>RXU</i>	<i>RXU200</i>	<i>FP</i>
Terço	$11,08 \pm 3,12$	$6,55 \pm 2,38$	$8,62 \pm 2,60$	$5,03 \pm 1,89$	$16,48 \pm 3,61$	$4,61 \pm 0,60$	$7,05 \pm 2,08$
Médio	B	CD	BC	CD	A	D	CD

Letras iguais denotam resultados estatisticamente semelhantes entre si ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria

Tabela 2- Médias e desvios-padrão ($\pm$) dos valores de resistência de união (MPa) no terço apical radicular para os diferentes materiais e resultados do pós-teste de TuKey HSD.

	<i>PV5</i>	<i>RDC</i>	<i>LCZ</i>	<i>ACC</i>	<i>RXU</i>	<i>RXU200</i>	<i>FP</i>
Terço	$10,47 \pm 2,45$	$4,69 \pm 1,60$	$8,36 \pm 2,74$	$4,93 \pm 1,73$	$6,51 \pm 1,26$	$3,05 \pm 1,15$	$5,61 \pm 2,09$
Apical	A	CD	AB	CD	BC	D	BCD

Letras iguais denotam resultados estatisticamente semelhantes entre si ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria

Quando os materiais foram isolados, diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) foram detectadas entre os terços radiculares dos materiais *ACC*, *PV5*, *RXU200* e *RXU* (Tabela 3). Não houve diferenças estatisticamente significantes ($p \geq 0,05$) nos resultados de resistência de união entre os terços radiculares dos materiais *RDC*, *FP* e *LCZ*.

Tabela 3- Médias e desvios-padrão ($\pm$) dos valores de resistência de união (MPa) para os terços radiculares e resultados do pós-teste de TuKey HSD para cada material.

	<i>PV5</i>	<i>ACC</i>	<i>RXU</i>	<i>RXU200</i>
Terço	14,97 $\pm$ 3,68	8,98 $\pm$ 3,45	16,97 $\pm$ 4,22	6,43 $\pm$ 2,33
Cervical	A	A	A	A
Terço	11,08 $\pm$ 3,12	5,03 $\pm$ 1,89	16,48 $\pm$ 3,61	4,61 $\pm$ 0,60
Médio	AB	B	A	AB
Terço	10,47 $\pm$ 2,45	4,93 $\pm$ 1,73	6,51 $\pm$ 1,26	3,05 $\pm$ 1,15
Apical	B	B	B	B

Verticalmente, em cada coluna, letras iguais indicam resultados estatisticamente não significantes entre si ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria

Na Tabela 3 verifica-se que *ACC* produziu maiores valores de resistência de união no terço cervical ($p < 0,05$), não havendo diferenças entre os resultados dos terços médio e apical ($p \geq 0,05$). Para os demais materiais, não houve diferenças significantes ($p \geq 0,05$) entre os resultados produzidos nos terços cervical e médio; porém produziram maiores valores quando os resultados do terço cervical foram comparados aos do terço apical ($p < 0,05$). *PV5* e *RXU200* produziram resultados semelhantes entre os terços médio e apical ($p \geq 0,05$); enquanto *RXU* produziu seus piores resultados no terço apical ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

A resistência adesiva de pinos de fibra de vidro à dentina radicular em diferentes terços radiculares frente aos materiais utilizados *PV5*, *RDC*, *LCZ*, *ACC*, *RXU*, *RXU200* e *FP*, após envelhecimento hidrotérmico, variou significativamente, rejeitando-se a hipótese nula inferida.

A fim de diminuir o viés das amostras, realizou-se a padronização do preparo intracanal para os PFV, de forma que ficassem justapostos às paredes do canal radicular, cuja adaptação garante melhor imbricamento mecânico, menor linha de cimentação, diminuindo a incidência de bolhas e fendas e menor contração de polimerização, que predispõe à falha de união^{1,2}. Grandini et al.⁶² relatam que quanto maior a espessura da linha de cimentação, maior a quantidade de bolhas e, consequentemente, maior a fragilidade da adesão. Esses apontamentos são corroborados por vários autores⁶³⁻⁶⁵. A análise da resistência de união por meio do ensaio mecânico de *push-out* favorece a análise por terços radiculares de forma mais simplificada e com eficiência. Esse ensaio mecânico gera força transversal com distribuição homogênea ocasionando falhas paralelas na interface adesiva (dentina-cimento-pino), com menor incidência de falhas prematuras^{17,66}.

A diferença numérica absoluta dos valores de adesão intracanal entre os terços radiculares foi notória para a maioria dos grupos avaliados, que se comportaram, em geral, de forma decrescente, de cervical à apical. Isso corrobora com inúmeros trabalhos^{11,13,17} que estudaram a cimentação e adesão intracanal, atribuindo os resultados diferentes entre os terços cervical e apical a fatores como tipos de agentes cimentantes, sensibilidade da técnica adesiva, diferença morfológica dentinária, conformidade anatômica, dificuldade de acesso ao terço apical tanto para preparo prévio, fotopolimerização e limpeza. O terço apical apresenta menor densidade dos túbulos dentinários e menor quantidade de dentina intertubular, o que diminui a resistência de união⁶⁷. A sensibilidade técnica da hibridização dentinária intracanal influencia diretamente na eficiência adesiva. Dentre os vários sistemas, o *total-etch*, possui sensibilidade técnica superior, tanto em relação ao tempo de condicionamento ácido, como qualidade de lavagem e controle de umidade do substrato⁴⁹. Apesar disso, a partir dos resultados estatísticos, pouca variação foi observada entre os terços médio e apical, com exceção do material *RXU*. Ainda, não houve diferenças estatisticamente significantes, independentemente do terço radicular, para os materiais *RDC*, *FP* e *LCZ*, contrariando achados dos autores previamente

citados^{11,13,17}. Esses resultados provavelmente estejam relacionados à diferenças metodológicas, principalmente em relação ao preparo intrarradicular; realizado, no presente estudo, de forma a garantir a maior justaposição possível do pino intrarradicular às paredes do canal.

Os agentes cimentantes podem ser classificados de acordo com sua composição química, modo de cura (química, dual ou fotopolimerizável), interação com o substrato dentário (química, mecânica e micromecânica) e mecanismo de aplicação/interação com os diferentes substratos (convencional, adesivo, autoadesivo). Materiais para cimentação de pinos de fibra de vidro precisam ser preferencialmente de cura dual ou química, devido à dificuldade de acesso à luz no terço apical em especial. Cimentos ionoméricos modificados por resina apresentam boa adesão ao substrato dentinário, pois possuem intrínseca adesão química, apresentando interação com o cálcio dentinário, além de união mecânica e da adesão por parte dos monômeros resinosos incorporados em sua composição⁶⁸. Cimentos adesivos apresentam em sua composição monômeros funcionalizados que podem favorecer a adesão química com o substrato dentário e PFV. Assim, os resultados de resistência de união intrarradiculares podem ser mais elevados quando comparados com sistemas convencionais *total-etch*. Quando comparamos os cimentos em relação aos terços avaliados, podemos observar que o cimento resinoso adesivo *PV5*, cujo sistema de aplicação consiste no uso de sistema adesivo autocondicionante com polimerização dual, produziu desempenho satisfatório independente dos terços avaliados. Resultados elevados também foram produzidos por *RXU* nos terços cervical e médio, produzindo resultados estatisticamente semelhantes a *PV5* no terço cervical e superiores no terço médio. Um fator decisivo aos resultados observados para o material *PV5* e *RXU* deve estar relacionado à presença do monômero 10-MDP na composição do material *PV5* e no sistema adesivo Single Bond Universal utilizado com o material *RXU*. Esse monômero apresenta capacidade adesiva estabelecida por ligação química entre grupos fosfato e cristais de hidroxiapatita, além de melhor difusão do adesivo, contribuindo para a adesividade do material⁶⁹.

Para o terço apical, *PV5* apresentou maior valor médio e se assemelhou estatisticamente ao *LCZ*, assim como para o terço médio. O bom desempenho geral do cimento *PV5* pode ser justificado por ser um sistema de cimentação que dispensa o uso de ácido previamente, o que deixa a técnica menos sensível, e também devido sua composição à base de MDP, além de possuir sistema adesivo dual; fatos que provavelmente favoreceram a adesão à dentina radicular em toda extensão do

canal^{69,70}. O adesivo Ambar Universal do material ACC, apesar de possuir MDP em sua composição, é fotopolimerizável; fato que pode ter influenciado diretamente os resultados desse material, especialmente nos terços médio e apical, mesmo tendo sido utilizado na técnica *total-etch*, devido à dificuldade de penetração da luz do fotopolimerizador. Não foi o escopo deste estudo comparar a viscosidade e conteúdo de carga dos diferentes cimentos, mas os materiais *core and post* possuem uma concentração de carga maior, conferindo maior viscosidade⁶. O ACC é um material resinoso que se introduz nesta classificação e, segundo o estudo de Barreto et al.⁷¹, também possui maior viscosidade, devido sua maior concentração de carga, que o material autoadesivo *RXU200*. Assim, apesar da maior adesão esperada ao material ACC, já que possui 10-MDP como componente do seu sistema adesivo autocondicionante Ambar, observou-se resistência de união similar ao cimento resinoso autoadesivo *RXU200*. No atual estudo, foi utilizado condicionamento dentinário prévio com ácido fosfórico previamente a aplicação do ACC, diferentemente do estudo de Barreto et al.⁷¹, o qual fez uso somente o sistema adesivo autocondicionante. Entretanto, houve similaridade entre os resultados desses autores com o presente estudo. Faz-se necessário destacar que existe escassez de estudos com o material ACC, limitando as buscas por justificativas a despeito dos seus resultados na presente investigação.

Ao comparar os terços para cada material avaliado, os materiais *RDC*, *LCZ* e *FP* não produziram resultados com diferenças estatisticamente significantes entre os terços radiculares. A homogeneidade apresentada pelo *LCZ*, pode ser justificada pelo uso de seu ativador de autocura, capaz de manter a força de união em níveis mais profundos radiculares⁷².

O material ionomérico modificado por resina *FP* não apresentou valores numéricos elevados de resistência de união quando comparados com determinados cimentos resinosos, como o *PV5*, independentemente do terço radicular, ou *RXU*, nos terço cervical e médio, porém apresentou similaridade estatística nos terços cervical e médio com os cimentos ACC, *RDC*, *RXU200* e *LCZ*, e no terço apical com ACC, *RDC*, *RXU200*, *LCZ* e *RXU*. A homogeneidade obtida entre os terços, pode se dar devido sua composição, que favorece a adesão química, além de sua cura química, não sofrendo influência da técnica adesiva e da disponibilidade de luz para polimerização. Em sua reação o cimento de ionômero de vidro modificado por resina irá primeiramente consumir toda água de sua composição, essa reação inicial causa contração, porém, após a maturação do material temos uma expansão higroscópica,

ou seja, um aumento do volume devido a uma segunda fonte de umidade, que no caso seriam os líquidos dos túbulos dentinários. De acordo com Pereira et al.⁶⁷, essa expansão proporciona melhor reação adesiva com a dentina em toda extensão do canal radicular; fato que justifica os resultados homogêneos produzidos por esse material.

O material *RDC* também apresentou homogeneidade entre os terços radiculares. Resultados semelhantes foram observados por outros autores^{73,74}, que relataram que o sistema adesivo autocondicionante e o grau de conversão resinoso podem ser a justificativa para tais achados. O sistema adesivo autocondicionante pode interagir com a dentina de duas formas, micromecanicamente e quimicamente. A interação micromecânica ocorre devido a polimerização de monômeros que se infiltram na dentina, sendo que esse sistema não remove totalmente a *smear layer* pois possui um pH de média agressividade, ou seja, causa desmineralização dentinária parcial, expondo uma rede de fibras colágenas que serão infiltradas pelo monômero. Já a adesão química se dá por ligações iônicas entre os monômeros adesivos convencionais e o cálcio residual da hidroxiapatita, além de possuir menor sensibilidade técnica de aplicação. Outro fator de suma importância é que esse cimento é um material de cura dual, a fim de compensar a menor penetração de luz no terço apical, favorecendo o grau de conversão em toda extensão do canal^{73,74}. Se compararmos os materiais *core and post RDC* e *LCZ*, sendo estes materiais resinosos com modificações para cimentação intracanal e constituição do núcleo de preenchimento, ambos produziram adesão uniforme em todos os terços radiculares, porém *LCZ*, apesar de apresentar resultados superiores no terço apical, possui sistema de preparo prévio dentinário muito mais complexo ao *RDC* que, em geral, apresentou resultados satisfatórios.

Cimentos autoadesivos apresentam baixa sensibilidade técnica e facilidade de execução, porém interagem superficialmente com tecidos duros, cuja capacidade dos monômeros ácidos de desmineralização é baixa devido ao rápido aumento do pH, não apresentando a formação de uma camada híbrida íntegra, mas sim uma interação com a *smear layer*⁶⁹. Esse fato justifica o porquê dos menores valores de resistência adesiva em pinos de fibra produzidos pelos grupos do cimento *RXU200*, especialmente nas regiões mais apicais onde os fatores adversos são mais imperativos.

O presente estudo apresenta limitações tais como análise de falhas e viscosidade dos materiais, além da qualidade do preenchimento do canal radicular e

da interface adesiva após a cimentação do pino de fibra de vidro. Estudos adicionais e longitudinais avaliando a influência de fatores como espessura da linha de cimentação, quantidade de bolhas e variação anatômica, além da qualidade da interface adesiva, devem ser conduzidos para elucidar a correlação direta desses resultados de resistência de união, com o sucesso e prognóstico da terapia restauradora em dentes tratados endodonticamente com extensa destruição coronária.

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos neste estudo, e com base na metodologia empregada, conclui-se:

1. Os materiais influenciaram os valores de resistência de união dos pinos de fibra de vidro à dentina intrarradicular;
2. Em geral, os cimentos *PV5* e *R XU* destacaram-se positivamente quanto aos resultados de resistência de união, independentemente dos terços radiculares;
3. Os sistemas simplificados *core and post LCZ* e *RDC* e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina *FP* produziram resultados mais homogêneos e sem diferenças entre os terços radiculares. Os demais cimentos resinosos produziram maiores resultados no terço cervical em relação ao terço apical;
4. Os sistema *core and post LCZ*, *RDC* e *ACC* produziram resultados equivalentes de resistência de união nos terços radiculares cervical e médio, porém houve destacável superioridade de *LCZ* no terço apical;
5. O cimento autoadesivo *R XU200* produziu resultados semelhantes aos sistemas *core and post RDC* e *ACC* e ao ionômero de vidro modificado por resina *FP*, independentemente dos terços radiculares.

REFERÊNCIAS

1. Assif D, Gorfil C. Biomechanical consideration in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):565-70.
2. Teófilo LT, Zavanelli RA, Queiroz KV de. Retentores intra-radulares: revisão de literatura. *PCL*. 2005; 7(36):183-93.
3. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int*. 1998;29(5):305-12.
4. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*. 2006;39(12):931-9.
5. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*. 2000;13(5):255-60.
6. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni, Mazzotti G, et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res*. 2009; 88(10):951-6.
7. Corrêa G, Brondani LP, Wandscher VF, Pereira GKR, et al. Influence of remaining coronal thickness and height on biomechanical behavior of endodontically treated teeth: survival rates, load to fracture and finite element analysis. *J Appl Oral Sci*. 2018;26:1-11.
8. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2002;88(4):442-8.
9. Bonchev A, Radeva E, Tsvetanova N. Fiber reinforced composite posts: literature review. *IJSR*. 2017;6(10): 1887-93.
10. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent*. 2007;20(6):353-60.
11. Kıvanç BH, Arısu HD, Uçtaşı MB, Okay TC. The effect of different adhesive system applications on push-out bond strengths of glass fiber posts. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(3):305-11.
12. Prado M, Marques JN, Pereira GD, da Silva EM, Simão RA. Evaluation of different surface treatments on fiber post cemented with a self-adhesive system. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017;77:257-62.
13. Marcos RMH, Kinder GR, Alfredo E, Quaranta T, Correr GM, et al. Influence of the Resin Cement Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts. *Braz Dent J*. 2016;27(5):101-9.

14. Choi Y, Pae A, Park EJ, Wright RF. The effect of surface treatment of fiber-reinforced posts on adhesion of a resin-based luting agent. *J Prosthet Dent*. 2010;103(6):362-8.
15. Schmage P, Cakir FY, Nergiz I, Pfeiffer P. Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiberreinforced composite posts. *J Prosthet Dent*. 2009;102(6):368–77.
16. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod*. 2006;32(1):44-7.
17. Uzun İH, Malkoç MA, Keleş A, Öğrete3n AT. 3D micro-CT analysis of void formations and push-out bonding strength of resin cements used for fiber post cementation. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(2):101-9.
18. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent*. 2006;95(4):302-10.
19. Amiri EM, Balouch F, Atri F. Effect of Self-Adhesive and Separate Etch Adhesive Dual Cure Resin Cements on the Bond Strength of Fiber Post to Dentin at Different Parts of the Root. *J Dent (Tehran)*. 2017;14(3):153-8.
20. Zicari F, Couthino E, De Munck J, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater*. 2008; 24(7):967-77.
21. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Centi T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res*. 2015;29(1): 1-8.
22. Baena E, Flores A, Ceballos L. Influence of root dentin treatment on the push-out bond strength of fiber posts. *Odontology*. 2017; 105(2): 170-7.
23. Simões TC, Luque-Martinez Í, Moraes RR, Sá A, Loguercio AD, Moura SK. Longevity of Bonding of Self-adhesive Resin Cement to Dentin. *Oper Dent*. 2016;41(3):E64–72.
24. Vaz RR, Hipólito VD, D'Alpino PH, Goes MF. Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. *J Prosthodont*. 2012;21(2):101–11.
25. Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent*. 2001;3(4):315-24.
26. Uzunoğlu E, Türker SA, Yilmaz Z. Influência do tipo e espessura do cimento na adesão pós de polifibra. *J Conserv Dent*. 2014; 17(3):255-60.
27. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res*. 2000;79(3):818-23.

28. 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;19(3):199-205.
29. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Valle AL. Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. *Braz Oral Res.* 2007;21(2): 159-64.
30. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res.* 2008;87(12):1122–26.
31. Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of Resin-Dentin Interface Morphology and Bond Strength Evaluation of Core Materials for One Stage Post- Endodontic Restorations. [revista on-line]. Al-Ahmad A: ed. PLoS ONE.(2014).[Access june1st].Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3938409/>
32. Daleprane B, Pereira CNB, Bueno AC, Ferreira RC, Moreira AN, et al. Bond strength of fiber posts to the root canal: Effects of anatomic root levels and resin cements. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(3): 416-24.
33. Lundström TS, Gebart BR. Influence from process parameters on void formation in resin transfer molding. *Polymer Composites.* 1994;15(1):25-33.
34. Rocha AT, Gonçalves LM, Vasconcelos AJC, Matos Maia Filho E, Nunes Carvalho C, et al. Effect of Anatomical Customization of the Fiber Post on the Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Cement. *Int J Dent.* 2017; 2017:1-6.
35. Pereira KF, Vencão AC, Magro MG, et al. Effect of endodontic retreatment on the bond strength of resin cements to root canal dentin. *Am J Dent.* 2019;32(3):147-51.
36. Kato A, Ohno N. Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. *Clin Oral Investig.* 2009;13(1):43-6.
37. De Moraes AP, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. Current concepts on the use and adhesive bonding of glass-fiber posts in dentistry: a review. *Appl Adhes Sci.* 2013;1(4):1-12.
38. Parčina I, Amižić, Baraba A. Esthetic Intracanal Posts. *Acta Stomatol Croat.* 2016;50(2):143-50.
39. Belli S, Erdemir A, Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *Int Endod J.* 2006;39(2):136-42.
40. Aggarwal V, Singla M, Yadav S, Yadav H, Sharma V, Bhasin SS. The effect of ferrule presence and type of dowel on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with metal- ceramic crowns. *J Conserv Dent.* 2014;17(2):183-7.
41. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci.* 2009;(3):326-33.

42. Furuya Y, Huang SH, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars re- stored with fiber posts. *Dent Mater J*. 2014; 33:852-8.
43. Costa Dantas MC, do Prado M, Costa VS, Gaiotte MG, Simão RA, Bastian FL. Comparison between the effect of plasma and chemical treatments on fiber post surface. *J Endod*. 2012;38(2):215-8.
44. de Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LR. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. *J Endod*. 2011;37(3):398-402.
45. Arslan H, Barutçigil C, Yılmaz CB, Ceyhanlı KT, Topcuoglu HS. Push-out bond strength between composite core buildup and fiber-reinforced posts after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(7):328-33.
46. Kalighinejad N, Feiz, A. Effect of dentin conditioning on bond strength of fiber post and dentin morphology: a review. *Am. J. Dent*. 2014;27 (1): 3-6.
47. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent*. 2006; 95 (5): 368-78.
48. Gomes GM, Gomes OMM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, et al. Effect of Operator Experience on the Outcome of Fiber Post Cementation With Different Resin Cements. *Oper Dent*. 2013;38 (5): 555-64.
49. Calixto LR, Bandeca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, et al. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Oper Dent*. 2012; 37: 80-6.
50. Penelas AG, Piedade VM, Borges AC, Poskus LT, da Silva EM, et al. Can cement film thickness influence bond strength and fracture resistance of fiber reinforced composite posts?. *Clin Oral Investig*. 2016;20(4):849-55.
51. Pereira JR, Lins do Valle A, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, et al. Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. *J Prosthet Dent*. 2013;110(2):134-40.
52. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *Int Endod J*. 2017;50(2):120-36.
53. Tanomaru-Filho M, Torres FFE, Chávez-Andrade GM, de Almeida M, Navarro LG, et al. Physicochemical Properties and Volumetric Change of Silicone/ Bioactive Glass and Calcium Silicate-based Endodontic Sealers. *J of Endod*. 2017;43(12):2097-101.
54. Shibasaki WM, Martins RP. Simple randomization may lead to unequal group sizes. Is that a problem?. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018;154(4): 601-5.

55. Jeeh YK, Wonshik S. How to Do Random Allocation (Randomization). *Clin Orthop Surg* .2014.6.1.1032014; 6(1): 104-9.
56. Bitter K, Maletic A, Neumann K, Breschi L, Sterzenbach G, et al. Adhesive Durability Inside the Root Canal Using Self-adhesive Resin Cements for Luting Fiber Posts. *Oper Dent*. 2017;42(6):167-6.
57. Pedreira AP, D'Alpino PH, Pereira PN, et al. Effects of the application techniques of self-adhesive resin cements on the interfacial integrity and bond strength of fiber posts to dentin. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(5):437-46.
58. Bru E, Forner L, Llena C, Almenar A. Fibre post behaviour prediction factors. A review of the literature. *J Clin Exp Dent*. 2013;5(3):e150–3.
59. Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont*. 2007; 16:154-64.
60. Magro MG, Kuga MC, Aranda-Garcia AJ, Victorino KR, Chavez-Andrade GM, et al. Effectiveness of several solutions to prevent the formation of precipitate due to the interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine and its effect on bond strength of an epoxy. *Int Endod J*. 2015;48(5):478-83.
61. Skidmore LJ, Berzins DW, Bahcall JK. An in vitro comparison of the intraradicular dentin bond strength of resilon and gutta-percha. *J Endod*. 2006; 32(10): 963-6.
62. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent*. 2005;7(3):235-40.
63. Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppini-Rontani RM, et al. Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *J Prosthet Dentist*. 2017;118(4): 493-9.
64. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. *Acta Odontol Scand*. 2013;71: 175-82.
65. Zogheib LV, Pereira JR, Valle AL, Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Braz Dent J*. 2008; 19:329-33.
66. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push- out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(4): 353-61.
67. Corrigan JP, Morse DR, Furst ML. A Scanning Electron Microscopic Evaluation of Human Dentinal Tubules According to Age and Location. *J of Endod*. 1984;10(8): 359-63.

68. Pereira JR, Lins do Valle A, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, Dos Reis SÓ MV. Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. *J Prosthet Dent.* 2013; 110(2): 134-40.
69. Limeira FIR, Carvalho MFF, Nascimento VVD, Santa-Rosa CC, Yamauti M, et al. Bond Strength of Resin Cements Fixing Fiber Posts to Human and Bovine Teeth of Different Ages. *J Adhes Dent.* 2019;21(5):423-31.
70. Moura AS, Pereira RD, Rached FJ Junior, Crozeta BM, Mazzi-Chaves JF, Souza-Flamini LE et al. Influence of root dentin treatment on the push-out bond strength of fibre-reinforced posts. *Braz Oral Res.* 2017; 31: e29.
71. Barreto RO, Limieiro AGS, Nascimento WM, Mendes V, Souza CC, et al. Influence of using clinical microscope as auxiliary to perform adhesive cementation of fiberglass posts: a bond strength analysis. *Research, Society and Development* 2021; 10(5):1-18.
72. Chang HS, Noh YS, Lee Y, Min KS, Bae JM. Push-out bond strengths of fiber-reinforced composite posts with various resin cements according to the root level. *J Adv Prosthodont.* 2013; 5(3): 278-86.
73. Ross DR, Esna CEF, Ramíres-Berrantes JC. Resistance to Dislodgement of REBILDA® Post System to Intraradicular Dentin. Odovtos - Interna J of Dental Sci. 2017; 19(2):47-59.
74. Viotti RG. Avaliação da resistência de união produzida por diferentes técnicas de cimentação de pinos de fibra de vidro através do ensaio de Push-Out. [tese de doutorado]. Guarulhos. Universidade de Guarulhos. 2014.

ANEXO A – Comprovante CEUA



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Araraquara



FACULDADE DE ODONTOLOGIA

CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada *"Avaliação qualitativa e quantitativa da resistência de união à dentina radicular de dentes bovinos após a cimentação de pinos de fibra de vidro e envelhecimento hidrotérmico"* registrada com o nº 13/2019, sob a responsabilidade do Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis – que envolve a utilização de dentes/ossos bovinos para fins de pesquisa científica – encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA em reunião de 25/11/2019.

Finalidade	() Ensino (X) Pesquisa Científica
Vigência da autorização	Março/2021
Espécie/linhagem/raça	80 Dentes bovinos
Nº de animais	-
Peso/Idade	-
Sexo	-
Origem	Delbio Ximenes Verdan (CNPJ 29.641.396/0001-38)


Profa. Dra. CARINA APARECIDA FABRÍCIO DE ANDRADE
Coordenadora da CEUA

Comissão de Ética no Uso de Animais - CEUA
Rua Humaitá nº 1.680 – Centro – CEP 14801-903 – Caixa Postal nº 331 - ARARAQUARA – SP
5º andar – fone (16) 3301-6459 / fax (16) 3301-6433 / e-mail: ceua.foar@unesp.br - home page: <http://www.foar.unesp.br>

**Não autorizo a publicação deste trabalho até 09 de agosto de 2023 (prorrogado por mais 18 meses até 09 de maio de 2025).
(Direitos de publicação reservados ao autor)
Araraquara, 09 de agosto de 2021.**

Suellen Tayenne Pedrosa Pinto