

**UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA CLÍNICA
EXPERIMENTAL**

**INTERAÇÃO ENTRE CIMENTOS ENDODÔNTICOS E CIMENTOS
RESINOSOS ADESIVOS PARA CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DE RETENTORES INTRARADICULARES**

TESE

ÁLIA REGINA NEVES DE PAULA PORTO

2023

UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA CLÍNICA
EXPERIMENTAL

INTERAÇÃO ENTRE CIMENTOS ENDODÔNTICOS E CIMENTOS
RESINOSOS ADESIVOS PARA CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DE RETENTORES INTRARADICULARES

ÁLIA REGINA NEVES DE PAULA PORTO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Doutor em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. EMMANUEL JOÃO NOGUEIRA LEAL DA SILVA

Co-orientador:
Prof. Dr. RUDÁ FRANÇA MOREIRA

2023

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha mãe Elenice Neves de Paula Porto que sempre vibrou e torceu para a realização dessa conquista. Sem você nada disso seria possível. Obrigada por ser minha maior incentivadora, não medir esforços para a realização dos meus sonhos. Essa vitória é nossa. E ao meu irmão Rafael Neves de Paula Porto (*in memoriam*) que com certeza esteve torcendo por mim lá do céu. Você faz muita falta.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por cuidar de mim, da minha família. Obrigada por todas as bênçãos concedidas, por toda proteção divina, força e saúde para que eu fosse capaz de percorrer com sabedoria todo o caminho que o Senhor preparou.

Aos meus pais, José de Araújo Porto (*in memorian*) e Elenice Neves de Paula Porto, por todo amor e cuidado. Que mesmo com todas as dificuldades impostas pela vida, me educaram, me amaram e nunca mediram esforços para me fazer feliz! Paizinho você é a saudade que toma conta do meu coração, mesmo com seu jeito calado, como diz minha mãe, eu era a protegida. EU TE AMO MUITO. À minha mãezinha, obrigada por me amar tanto, por não me deixar desistir, por sempre dizer que “tudo vai dar certo” e por acreditar e confiar nas minhas escolhas. EU TE AMO MAIS DO QUE TUDO.

À minha bebê, minha doce Maria Rita, hoje uma linda mulher. Capaz de me compreender e me amar. Você é meu amor maior, desejada e amada desde quando estava na minha barriga. Sempre comigo em todos os momentos, minha grande companheira. Agradeço a Deus por ter me escolhido para ser sua mãe. EU TE AMO INFINITAMENTE.

Aos meus irmãos Carlinhos, Gilberto (*in memorian*), Deise, Rafael (*in memorian*), Roberta, André e Zezinho por todo amor, alegria e parceria. Não me canso de dizer que vocês sempre serão meus amores, e que eu estarei aqui para tudo o que vocês precisarem. Tenho muito orgulho de vocês e um amor incondicional.

À minha filha do coração, Carolina Ornelas, por todo amor e carinho que você tem por mim. Pelo incentivo, apoio, força moral e física, para que a construção desse trabalho fosse possível. Sem você eu não conseguiria rsrs. Você é um exemplo de

dedicação e persistência. Não saiu da minha barriga, mas nasceu no meu coração.
MUITO OBRIGADA POR SEU AMOR. TE AMO.

Ao meu namorado rsrs, meu melhor amigo, meu alicerce Renan Valle, por todo amor, carinho e paciência. Você foi fundamental! Obrigada por caminhar lado a lado comigo. Você é o meu maior e melhor presente. Obrigada por me escutar. Você diz que eu sou o seu maior orgulho, e você é o meu. Que possamos juntos, fortes e unidos continuar na luta pelos nossos sonhos. EU TE AMO.

Ao meu orientador Prof. Emmanuel João Nogueira Leal da Silva. Primeiramente, quero que você saiba que serei eternamente grata por ter lhe conhecido e pela oportunidade de ter você como meu orientador. Você é um exemplo de competência e sabedoria. Obrigado pelos ensinamentos e pela colaboração nesse trabalho.

Ao meu Coorientador Prof. Rudá França Moreira, obrigada por todos os ensinamentos, amizade, paciência e dedicação comigo. Você é um exemplo de profissional, além de tudo meu amigo. Muito obrigada por aceitar essa empreitada. Você foi essencial para confecção desse trabalho.

Ao Prof. Edson Jorge Lima Moreira, que acreditou no meu potencial e me incentivou a realizar o Doutorado. Você foi e sempre será lembrado com muito carinho nessa minha trajetória.

Ao Prof. Frederico Campos Manhães, meu malvado favorito rsrs. Meu companheiro de endodontia, de profissão e de vida. Você contribuiu muito para confecção desse trabalho. Sempre me incentivando e fazendo análises importantes para o enriquecimento do mesmo. Muito observador e certo nas suas colocações. Nossa amizade vai além da endodontia. Obrigada por tudo. Te amo.

À Prof.^a Andrea Fagundes Campelo, amiga que a odontologia me deu. Não tenho palavras para descrever o quanto sou grata por todo apoio durante essa minha trajetória no doutorado. Nos momentos de desespero rsrs, você soube me estender a mão e acalmar meu coração, me fazendo enxergar as coisas com clareza. Muito obrigada amiga.

Ao Prof. Victor Talarico Leal Vieira. Foi uma grande honra conhecê-lo. Obrigada por todo apoio e dedicação durante os experimentos do meu trabalho. Você é um exemplo de professor, dedicado, sensível e incentivador. Obrigado pelos ensinamentos e pela colaboração nesse trabalho.

Aos professores da banca de defesa, Prof. Felipe Gonçalves Belladonna, Prof. Rafael Coutinho de Mello Machado, Prof. Rodrigo dos Santos Pereira e Profa. Sabrina de Castro Brasil pela inestimável colaboração com as sugestões feitas para a melhoria deste trabalho, bem como no cuidado e respeito ao fazê-las.

À Universidade do Grande Rio – Prof. José de Souza Herdy e à Escola de Saúde e ao Programa em Odontologia Clínica Experimental, obrigada pelo acolhimento, por tornar o que era sonho em realidade, por me capacitar e me preparar profissionalmente. Tenho muito orgulho e felicidade em ter participado desse programa.

A todos que participaram e torceram para essa conquista: MUITO OBRIGADA!

EPÍGRAFE

“ Palavras são, na minha nada humilde opinião,
nossa inesgotável fonte de magia.”

Alvo Dumbledore

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA.....	16
1.1 INTRODUÇÃO.....	16
1.2 REVISÃO DE LITERATURA.....	20
1.2.1 Dentes tratados endodenticamente e amplamente destruídos.....	20
1.2.2 Cimentos endodônticos.....	23
1.2.3 Cimentação dos pinos de fibra de vidro.....	28
2. JUSTIFICATIVA.....	31
3. OBJETIVOS.....	32
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1 MATERIAIS UTILIZADOS NA PESQUISA.....	33
4.2 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS.....	34
4.3 CÁLCULO AMOSTRAL.....	35
4.4 SELEÇÃO DOS DENTES.....	35
4.5 SECÇÃO DA PORÇÃO CORONÁRIA.....	36
4.6 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	37
4.7 TRATAMENTO ENDODÔNTICO.....	39

4.8 DESOBSTRUÇÃO, PREPARO DO ESPAÇO E CIMENTAÇÃO DO PINO DE FIBRA DE VIDRO.....	40
4.9 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DO PINO.....	42
4.10 PREPARO DAS AMOSTRAS PARA TESTE DE PUSH-OUT.....	44
4.11 TESTE DE CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO - PUSH-OUT.....	47
4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	48
5. RESULTADOS.....	49
5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO (PUSH-OUT).....	49
5.2 ANÁLISE DOS PADRÕES DE FALHA.....	50
6. DISCUSSÃO.....	55
7. CONCLUSÕES.....	60
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	61
9. ANEXOS.....	73

RESUMO

Objetivo. Este estudo teve como objetivo avaliar a influência de diferentes cimentos endodônticos (AH Plus e Bio-C Sealer) na resistência de união de pinos de fibra cimentados com cimentos resinosos convencionais (RelyX ARC) e autoadesivos (RelyX U200), por meio do teste push-out. **Materiais e Métodos.** Foram utilizados 40 dentes incisivos centrais superiores humanos recém extraídos. Os canais foram preparados usando um instrumento recíprocante com tamanho de ponta #50. As raízes foram distribuídas aleatoriamente em quatro grupos (n = 10) de acordo com as estratégias de obturação do canal e cimentação dos pinos de fibra: AH Plus + RelyX ARC; AH Plus + RelyX U200; Bio-C Sealer + RelyX ARC e Bio-C Sealer + RelyX U200. As raízes foram seccionadas transversalmente e foi obtido um espécime por terço. O teste de push-out foi realizado em uma velocidade de 1mm/min. Os padrões de falha foram descritos após avaliação com um estereomicroscópio com aumento de 10x. A resistência de união foi calculada e analisada por One-Way ANOVA e teste de Tukey. **Resultados.** A associação AH Plus e RelyX ARC apresentou os maiores valores de resistência de união entre pinos de fibra e dentina ($P < 0,05$) nos terços médio e apical. A utilização dos cimentos biocerâmicos e do cimento RelyX U200, resultou em menor resistência de união entre pinos de fibra e dentina ($P < 0,05$) nos terços médio e apical. Falhas adesivas mista ocorreram com percentual médio de 75% e falhas adesivas entre cimento e pino e cimento e dentina foram predominantes em 66,5%. **Conclusões.** A associação AH Plus com o cimento RelyX ARC apresentou os melhores valores de resistência de união de retentores radiculares à dentina. **Palavras-chave:** Biocerâmico; Cimento à base de silicato de cálcio; Cimento resinoso; Força de ligação push-out; Pino de fibra.

ABSTRACT

Objective. This study aimed to evaluate the influence of endodontics sealers (AH Plus and Bio-C Sealer) on the bond strength of fiber posts using conventional and self-adhesive resin cements (RelyX ARC and RelyX U200), through push-out test.

Materials and methods. 40 recently extracted human upper central incisor teeth were used. Canals were prepared using a #50 tip size reciprocating instrument. The roots were randomly distributed into four groups (n = 10) according to the strategies canal filling and fiber post cementation: AH Plus + RelyX ARC; AH Plus + RelyX U200; Bio-C Sealer + RelyX ARC and Bio-C Sealer + Relyx U200. The roots were transversely sectioned and one specimen per third was obtained. The push-out test was performed at a speed of 1mm/min. Failure patterns were described after evaluation with a stereomicroscope at 10x magnification. Bond strength was calculated and analyzed by One-Way ANOVA and Tukey test. **Results.** The combination of AH Plus and RelyX ARC showed the highest bond strength values between fiber posts and dentin ($P < 0.05$) in the middle and apical thirds. The use of bioceramic sealers and RelyX U200 resulted in lower bond strength between fiber posts and dentin ($P < 0.05$) in the middle and apical thirds. Mixed adhesive failures occurred with an average percentage of 75%, and adhesive failures between the cement and post, as well as the cement and dentin, were predominant at 66.5%. **Conclusions.** The association of AH Plus with RelyX ARC yielded the highest values of bond strength of fiber posts to dentin.

Keywords: Bioceramic; Calcium silicate-based sealer; Fiber post; push-out bond strength; Resin cement.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Seleção dos dentes (A); Radiografias periapicais (B-C).....	36
Figura 2	Secção da porção coronária (A); Medida do comprimento da raiz com paquímetro digital (B).....	37
Figura 3	Distribuição dos grupos.....	37
Figura 4	Cimentos endodônticos utilizados na obturação do canal dos dentes presentes nos grupos 1 a 4, cimento AH Plus (A-B); Cimento BioC Sealer (C-D).....	38
Figura 5	Cimentos resinosos utilizados na cimentação dos pinos dos dentes presentes nos grupos 1 a 4, Cimento RelyX- ARC (A-B); Cimento RelyX U200 (C-D).....	39
Figura 6	Exploração do canal (A); Instrumentação do canal (B); Irrigação (C);Secagem do conduto (D); Obturação (E); Selamento com material restaurador temporário (F).....	40
Figura 7	Instrumento de Rhein utilizado na remoção do material obturador endodôntico (A-B); Broca largo nº 2 utilizada remoção do material obturador endodôntico (C).....	41
Figura 8	Brocas utilizadas no preparo do espaço para o pino.....	42
Figura 9	Tratamento do pino com álcool 70% (A); Silanização do pino (B); Armazenamento do pino (C).....	43
Figura 10	Aplicação de ácido fosfórico 37% no substrato dental (A); Secagem com cone de papel absorvente (B); Aplicação da	

	camada do ativador do primer no substrato dental (C); Aplicação do primer no substrato dental (D); Aplicação do catalizador no substrato dental (E); Inserção do cimento e pino (F); Remoção do excesso de cimento (G); Fotoativação (H).....	44
Figura 11	Máquina de corte.....	45
Figura 12	Fatias dos terços cervical, médio e apical dos grupos 1 a 4 (A); Espessura da fatia mensurada com paquímetro digital (B).....	45
Figura 13	Fatias dos terços separados por grupos (A-D).....	46
Figura 14	Fluxograma de fatias por grupo experimental.....	47
Figura 15	Máquina de teste universal.....	48
Figura 16	Esteromicroscópio utilizado nas análises das fatias.....	50
Figura 17	Falha adesiva dentina/cimento (A); Falha mista adesiva pino/cimento cimento/dentina e coesiva dem cimento (B); Falha adesiva cimento/pino (C); Falha coesiva dentinária (D).....	52
Figura 18	Representação das porcentagens dos modos e de falha para os diferentes grupos.....	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Materiais utilizados	33
Tabela 2	Valores médios e desvio padrão da resistência ao cisalhamento por extrusão (MPa) em relação aos diferentes grupos e terços analisados..	49
Tabela 3	Porcentagem dos diferentes modos de falha presentes de acordo com os grupos analisados.....	53

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

BISDMA	Bisfenol-A glicidil metacrilato
C	Celsius
EDTA	Ácido etilenodiaminotetracético
H	Hora
HEMA	Metacrilato de hidroxietil
ISSO	International Standards Organization
K	Kerr
Min	Minutos
ml	Mililitro
mm	Milímetro
Mpa	Mega Pascal
NaOCl	Hipoclorito de sódio
N	Número
pH	Potencial hidrogeniônico
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

1.1 INTRODUÇÃO

O tratamento endodôntico desempenha um papel fundamental na preservação e recuperação da saúde bucal. Este procedimento envolve diversas etapas operatórias, incluindo a abertura coronária, o preparo químico-mecânico, a aplicação de medicação intracanal e a obturação do sistema de canais radiculares. Para garantir o sucesso do tratamento endodôntico, é necessário atender a critérios de extrema importância, como o controle da infecção, a obtenção de uma obturação adequada, a delimitação precisa do limite apical da obturação, o selamento eficiente e, por fim, a reabilitação coronária do elemento tratado endodonticamente (GOMES *et al.*, 2014; KHULLAR *et al.*, 2013).

A obtenção de uma obturação endodôntica adequada é de suma importância para garantir a vedação completa do canal radicular após o processo de limpeza e modelagem (CHYBOWSKI *et al.*, 2018). Isso impede que micro-organismos que possam ter resistido ao preparo químico-mecânico obtenham acesso a nutrientes e evita a entrada de novas bactérias no sistema de canais radiculares, o que poderia perpetuar ou causar uma patologia perirradicular. A obturação deve abranger toda a extensão do canal, desde o terço cervical até o seu término apical (GULABIVALA & NG, 2023).

Após a conclusão do tratamento endodôntico, é de extrema importância realizar o selamento coronário, uma vez que esta etapa desempenha um papel fundamental na prevenção de possíveis reinfecções, na proteção do remanescente dentário e na preparação do elemento dentário para a restauração definitiva (GOMES *et al.*, 2014).

Embora nem todos os dentes submetidos a um tratamento endodôntico necessitem de um retentor intrarradicular, em determinadas situações, sua utilização pode desempenhar um papel importante. Essa decisão deve ser baseada em uma avaliação criteriosa das condições clínicas individuais, levando em consideração a quantidade e a qualidade da estrutura dentária remanescente. O uso de retentores intrarradiculares resulta em aumento significativo na taxa de sobrevivência dos dentes tratados endodonticamente sem férula, garantindo maior resistência à porção coronária (RIBEIRO *et al.*, 2023). Os pinos de fibra têm se mostrado uma alternativa aos núcleos metálicos fundidos, especialmente por apresentarem módulos de elasticidade próximos à dentina, o que proporciona uma distribuição mais uniforme das tensões ao longo da raiz, além de apresentarem características estéticas (SANTOS-FILHO *et al.*, 2014).

Ao cimentar pinos de fibra de vidro é imperativo levar em consideração diversos aspectos endodônticos. As substâncias químicas auxiliares empregadas durante o preparo químico-mecânico (KUL *et al.*, 2015; ŠIMUNDIĆ MUNITIĆ *et al.*, 2019), a utilização de medicações a base de hidróxido de cálcio (LEE *et al.*, 2014), o tipo de cimento endodôntico (SKUPIEN *et al.*, 2015; ROSA *et al.*, 2013; SARKIS-ONOFRE *et al.*, 2014), o tempo decorrido entre a obturação do canal e a cimentação do pino (MENEZES *et al.*, 2008), o protocolo de limpeza do espaço intrarradicular (OLIVEIRA *et al.*, 2018), bem como falhas na formação da camada híbrida (KAUR 2015), e o tipo de cimento resinoso utilizado durante a cimentação dos pinos (RODRIGUES *et al.*, 2017) podem interferir na resistência de união dos cimentos resinosos ao canal radicular e na longevidade da retenção dos pinos de fibra de vidro (TEIXEIRA *et al.*, 2008; MENEZES *et al.*, 2008; DEMIRYUREK *et al.*, 2010; ROSA *et al.*, 2013). Além disto, a eficácia da polimerização pode ser comprometida pela

dificuldade em obter-se irradiação de luz direta nas regiões apicais (FOXTON *et al.*, 2003; PEREIRA *et al.*, 2013). Para garantir o sucesso no procedimento de cimentação dos pinos, é crucial prestar atenção à técnica de cimentação utilizada. Diferentes tipos de sistemas adesivos podem ser empregados para promover a fixação dos pinos no interior dos canais radiculares (RADOVIC, 2008).

Recentemente, novos cimentos endodônticos, à base de silicato de cálcio, foram desenvolvidos visando associar as já reconhecidas e excelentes propriedades biológicas dos materiais reparadores à base de silicato de cálcio com melhorias das propriedades físico-químicas. Dentre suas características podemos destacar biocompatibilidade e bioatividade (RAGHAVENDRA *et al.*, 2017), capacidade de reagir com a dentina radicular e induzir a formação de hidroxiapatita (KUGA *et al.*, 2011; GOMES-FILHO *et al.*, 2012), radiopacidade adequada e atividade antimicrobiana (MORGENTAL *et al.*, 2011). Entretanto diferentes estudos relatam que esses cimentos possuem alta solubilidade (MENDES *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2021), o que pode ser uma desvantagem desse material. Esses cimentos apresentam bom escoamento, conferindo aumento da penetração nos túbulos dentinários, istmos e ramificações radiculares em comparação com os cimentos convencionais (UZUNOGLU-OZYUREK *et al.*, 2018; ZORDAN-BRONZEL *et al.*, 2019). Embora esta propriedade seja desejável para um cimento endodôntico, durante a cimentação do pino de fibra é necessária uma superfície de dentina limpa e túbulos permeáveis para se obter uma boa adesão (KIRMALI *et al.*, 2017).

Um exemplo de cimento biocerâmico é o cimento Bio C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brasil). Este cimento é um material obturador biocerâmico pré-misturado, composto por silicatos de cálcio, aluminato de cálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônio, óxido de ferro, dióxido de silício e agente dispersante. De acordo com o

fabricante, trata-se de um cimento radiopaco e insolúvel, não contendo alumínio em sua composição. Embora o fabricante alegue insolubilidade do material, diversos trabalhos tem apontado alta solubilidade, o que pode comprometer a qualidade geral do tratamento endodôntico, visto que os esses cimentos devem apresentar baixas taxas de solubilidade para manter a capacidade de selamento e/ou evitar reinfecção pela presença de espaços vazios entre a parede do canal e os materiais obturadores (SILVA *et al.*, 2021). É também importante ressaltar que este material requer umidade para o processo de presa (LOPEZ-GARCIA *et al.*, 2019). A bioatividade do Bio C Sealer é atribuída à liberação de íons de cálcio que estimulam a formação de tecido mineralizado. De acordo com SANZ *et al.* (2021), o Bio C Sealer apresenta maior liberação de íons cálcio, quando comparado ao padrão ouro, o cimento AH Plus. Apresenta ainda um menor tempo de presa, maior poder de escoamento, alta solubilidade, uma boa radiopacidade (ZORDAN-BRONZEL *et al.*, 2019).

Para a presente tese, foi formulada a hipótese nula que os cimentos endodônticos biocerâmicos não interferem nos valores da resistência de união de pinos de fibra cimentados com cimento resinoso convencional ou autoadesivo, quando comparados à cimentos endodônticos à base de resina epóxica.

1.2 REVISÃO DE LITERATURA

1.2.1 Dentes tratados endodonticamente e amplamente destruídos

Quando a terapia endodôntica está concluída, o dente necessita receber uma restauração adequada, evitando assim a infiltração via coronária e promovendo o restabelecimento da estética e função. Restaurações insatisfatórias estão comumente associadas às perdas dos dentes tratados endodonticamente. Desta forma observa-se que a sobrevida é diretamente influenciada pela presença ou ausência de uma restauração adequada. (GOMES *et al.*, 2014; MAGNE *et al.*, 2017; GULABIVALA & NG, 2023).

As restaurações protéticas estabelecidas nos dentes tratados endodonticamente são desenhadas com o objetivo de proteger o remanescente dentinário contra a fratura, substituir a estrutura dentária perdida (DIETSCHI *et al.*, 2007; DIETSCHI *et al.*, 2008; CARVALHO *et al.*, 2018) e prevenir a reinfecção do sistema de canais radiculares (GOMES *et al.*, 2014). Esta etapa do planejamento protético tem sido um imenso desafio para os profissionais da odontologia estética e restauradora, pois muitas vezes, a estrutura coronária é insuficiente para reter o material restaurador, sendo necessária a utilização de retentores intrarradiculares para viabilizar a reabilitação coronária (GOMES *et al.*, 2014; SANTOS FILHO *et al.*, 2014).

Os retentores intrarradiculares são estruturas pré-fabricadas ou customizadas, que tem como finalidade aumentar a retenção das restaurações dos dentes tratados endodonticamente amplamente destruídos. Esses retentores estão

indicados quando existe grande perda de estrutura coronária, ou ainda, quando existe a perda de uma ou mais paredes cavitárias (SOARES *et al.*, 2020).

Durante muito tempo, os núcleos metálicos fundidos foram as únicas opções de tratamento para restabelecer as estruturas dentárias perdidas. Entretanto esses retentores possuem algumas desvantagens quando comparados aos pinos de fibra de vidro. Dentre as principais desvantagens, se destacam falta de retenção do agente cimentante, módulo de elasticidade elevado do metal, longo tempo de trabalho e custos laboratoriais (SILVA *et al.*, 2019).

As fraturas pós-tratamento endodônticos podem acontecer em virtude da perda de estrutura dentária e tensões induzidas causadas por procedimentos endodônticos e restauradores, como preparo da cavidade de acesso, instrumentação e irrigação do canal radicular, preparo do espaço para pinos e da seleção inadequada de pilares dentários para próteses (TANG *et al.*, 2010).

Dentes não vitais restaurados com resina composta ou resina composta combinada com pinos de fibra representam atualmente a melhor opção de tratamento. Estudos a longo prazo revelam que este procedimento apresenta aumento nas taxas de sucesso em comparação com dentes restaurados sem pinos de fibra (FERRARI *et al.*, 2012; ZHU *et al.*, 2015; GULDENER *et al.*, 2017).

Os pinos de fibra de vidro possuem propriedades físicas próximas à dentina natural, além de serem biocompatíveis, esses pinos possuem módulo de elasticidade similar (17,5-21,6 GPa) ao da dentina (14-18,6 GPa) (TAY & PASHLEY, 2007), reduzindo a transferência de forças para a raiz e, conseqüentemente, o risco de fratura (SANTOS FILHO *et al.*, 2014).

A colocação do pino parece ter uma influência significativa na redução de fratura dos dentes tratados endodonticamente. Diversos estudos clínicos indicam que

o modo de falha mais frequente das restaurações retidas por pinos de fibra é o descolamento do pino (DIETSCHI *et al.*, 2008; CADIGIACO *et al.*, 2008; RASIMICK *et al.*, 2010). A eficácia do cimento adesivo e o protocolo para cimentação desempenham um papel importante nos procedimentos clínicos desta etapa operatória. Conseguir uma adesão estável à dentina intrarradicular, principalmente no terço apical continua sendo um desafio pois, nas regiões mais profundas, normalmente a camada híbrida formada é mais pobre, diminuindo a retenção dos pinos, quando comparado com a porção coronária que apresenta uma dentina mais organizada e menos irregular (GORACCI & FERRARI, 2011; RODRIGUES *et al.*, 2017).

A adesão dos pinos na parede do canal radicular pode ser influenciada por diversos fatores, estudos mostram que a falta de união é o modo de falha mais comum em restaurações com pino de fibra (FIGUEIREDO *et al.*, 2015). Essas falhas podem ocorrer por diversos fatores, como por exemplo o tipo de cimento endodôntico obturador (SKUPIEN *et al.*, 2015; ROSA *et al.*, 2013; SARKIS-ONOFRE *et al.*, 2014), falha na formação da camada híbrida (KAUR *et al.*, 2015), utilização de medicações a base de hidróxido de cálcio (LEE *et al.*, 2014), tempo decorrido entre a obturação do canal e a cimentação do pino (MENEZES *et al.*, 2008), tipo de solução irrigadora (AL-HADDAD *et al.*, 2016; ŠIMUNDIĆ MUNITIĆ *et al.*, 2019; DONNERMEYER *et al.*, 2019), protocolo de limpeza do espaço intrarradicular (OLIVEIRA *et al.*, 2018) e tipo de cimento resinoso (RODRIGUES *et al.*, 2017). Além disso, a eficácia da polimerização pode ser comprometida pela dificuldade em obter-se irradiação de luz direta nas regiões apicais (PEREIRA *et al.*, 2019) e a cimentação de pinos de fibra requer uma superfície de dentina limpa e túbulos permeáveis para obter uma boa adesão entre pino-cimento e cimento-dentina (UTNEJA *et al.*, 2015).

1.2.2 Cimentos endodônticos

Os cimentos usados na obturação do sistema de canais radiculares têm como função primordial, estabelecer uma adesão às paredes do canal, formando uma interface entre a guta percha e a estrutura dental proporcionando o preenchimento da cavidade endodôntica, vedando reentrâncias, espaços irregulares e túbulos dentinários, e áreas que não puderam ser tocadas pelos instrumentos endodônticos, obtendo assim um adequado selamento radicular (ZORDAN-BRONZEL *et al.*, 2019; ASAWAWORARIT *et al.*, 2020). Além disso, o cimento endodôntico ideal deve apresentar biocompatibilidade, atividade antimicrobiana, estabilidade dimensional, radiopacidade, adesividade, bom tempo de trabalho, bom escoamento, facilidade de manipulação e inserção, não manchar a coroa do dente e estimular a reparação tecidual (KOMABAYASHI *et al.*, 2020).

Estas propriedades estão relacionadas a composição do material, que podem possuir diferentes bases, como: óxido de zinco e eugenol, hidróxido de cálcio, resina, ionômero de vidro e mais recentemente, os cimentos à base de silicato de cálcio ou de aluminato de cálcio, conhecidos como cimentos biocerâmicos (VILAS BOAS *et al.*, 2018).

Os cimentos à base de resina epóxi, são considerados padrão ouro em estudos científicos quando comparado a outros cimentos endodônticos (MENDES *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2019). Suas propriedades incluem estabilidade dimensional a longo prazo (ZAMPARINI *et al.*, 2022), solubilidade reduzida (PAULA *et al.*, 2016), baixa toxicidade, selamento apical, bom escoamento (SILVA ALMEIDA *et al.*, 2017), boa penetração nas ramificações e reentrâncias (UZUNOGLU-ÖZYÜREK *et al.*, 2018) e atividade antimicrobiana (WANG *et al.*, 2014).

O cimento AH Plus (Dentsply Sirona, Indiana, EUA), representa uma das principais marcas comerciais à base de resina epóxi, apresenta propriedades físico-químicas e biológicas satisfatórias (SOUZA *et al.*, 2023). Entretanto esse cimento não apresenta propriedades bioativas, pois não contém ativos que estimulam a formação de tecido mineralizado ou que estimulem a regeneração tecidual (GIACOMINO *et al.*, 2019).

Durante o processo de polimerização, o cimento AH Plus apresenta uma baixa tensão de contração, reduzindo o estresse nas paredes do canal e promovendo uma melhor adesão. Desta maneira, proporciona uma interface estável e resistente que ajuda a prevenir a infiltração de bactérias e fluidos, auxiliando na obturação adequada do sistema de canais radiculares. Esta característica não ocorre somente pelo embricamento físico nos túbulos dentinários, mas também por meio de um processo químico (ZAMPARINI *et al.*, 2022).

De acordo com CHYBOWSKI *et al.* (2018) ainda não existe um cimento endodôntico que preencha todos os requisitos ideais. A produção de novos cimentos que mantenham ou aprimorem as propriedades dos que já existem disponíveis no mercado tem sido uma busca entre os pesquisadores. O progresso da nanotecnologia dentro da Odontologia e pesquisas sobre resinas com menor porosidade e menor contração de polimerização possibilitou o desenvolvimento de cimentos endodônticos biocerâmicos.

Recentemente, novos cimentos endodônticos, à base de silicato de cálcio, foram desenvolvidos visando melhorias das propriedades físico-químicas, biológicas e bioativas, esta propriedade parece favorecer o processo de cicatrização perirradicular (GIACOMINO *et al.*, 2019).

Os cimentos a base de silicato tricálcio visam a interação do mesmo com a parede do canal radicular. Esse material exibe capacidade de presa em ambiente úmido, durante este processo o cimento reage com o cálcio da dentina, induzindo a formação de hidroxiapatita (KHALIL *et al.*, 2016).

O EndoSequence BC Sealer (Brasseler, Savannah, EUA), também conhecido como iRoot SP® (Innovative Bioceramics, Vancouver, Canadá), é um cimento bifásico e seus componentes inorgânicos são silicato tricálcico, silicato dicálcico, fosfato de cálcio, sílica coloidal e hidróxido de cálcio, sendo o radiopacificador o óxido de zircônia. Os fosfatos de cálcio monobásico são incluídos no cimento para facilitar a reação com o hidróxido de cálcio para produzir água e hidroxiapatita, após a ativação do cimento pela umidade (LOUSHINE *et al.*, 2011).

Segundo ATMEH *et al.* (2012), a interação dos cimentos a base de silicato de cálcio com a dentina radicular denominada “zona de infiltração mineral”, ocorre devido ao efeito cáustico alcalino dos produtos de hidratação deste cimento, que degrada o componente colagenoso da dentina interfacial. Essa degradação leva a formação de uma estrutura porosa que facilita a permeação de altas concentrações de íons cálcio, íons hidroxila e íons carbonato de cálcio levando a um aumento da mineralização nessa região.

O fosfato de cálcio aumenta as propriedades de fixação dos cimentos biocerâmicos, resultando em uma composição química e estrutura cristalina semelhante aos materiais de apatita do dente e do osso, melhorando assim a adesão do cimento à dentina radicular (CANDEIRO *et al.*, 2012).

Estudos onde foram avaliados a resistência de união push-out dos cimentos endodônticos biocerâmicos, os mesmos demonstraram alta resistência de

união em comparação com o cimento endodôntico resinoso AH Plus (AL-HIYASAT *et al.*, 2019).

Este material possui pH alcalino, ação antimicrobiana (ŠIMUNDIĆ MUNITIĆ *et al.*, 2019), biocompatibilidade, capacidade de vedação e adesão a dentina. Além disso, os selantes biocerâmicos são pré-misturados, injetáveis, radiopacos e hidrofílicos (AL-HADDAD *et al.*, 2016; SILVA ALMEIDA *et al.*, 2017). Uma desvantagem dos cimentos biocerâmicos é a dificuldade de removê-lo da parede do canal radicular para posterior retratamento ou preparo do espaço para colocação do pino. (AL-HADDAD *et al.*, 2016).

Segundo UTNEJA *et al.* (2015), as nanopartículas dos cimentos biocerâmicos permitem a penetração mais profundamente nos túbulos dentinários em comparação com os cimentos convencionais. Sendo esta propriedade bastante desejável para um cimento endodôntico.

A maioria dos estudos *in vitro* envolvem pesquisas com o cimento endodôntico biocerâmico iRoot SP®, existindo uma menor quantidade de pesquisas para outros cimento biocerâmicos. Os resultados *in vitro* para esses materiais mostram principalmente características semelhantes ou até superiores quando comparados ao padrão ouro, o cimento endodôntico resinoso AH Plus (DONNERMEYER *et al.*, 2019).

Em relação à penetração dos cimentos nos túbulos dentinários, alguns estudos mostram que os cimentos à base de resina epóxi, o AH Plus quando comparados ao cimento biocerâmico iRoot SP® apresentam penetração significativamente menor no túbulo (AKCAY *et al.*, 2016).

Segundo SHOKOUHINEJAD *et al.* (2013), o poder de maior penetração do cimento biocerâmico iRoot SP® no túbulo dentinário pode ser atribuída ao tamanho da sua partícula (menos de 2 microns) e ao alto nível de viscosidade. Além disso esse

cimento apresenta uma contração mínima durante a fase de presa (ERSAHAN & AYDIN, 2010).

O Bio C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brasil) é um cimento biocerâmico obturador pré misturado, composto por silicatos de cálcio, aluminato de cálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônio, óxido de ferro, dióxido de silício e agente dispersante. De acordo com o fabricante é um cimento radiopaco, insolúvel que não contém alumínio na sua composição, precisando assim da presença de umidade para tomar presa (LOPEZ-GARCIA *et al.*, 2019).

A bioatividade do Bio C Sealer é atribuída à liberação de íons de cálcio que estimulam a formação de tecido mineralizado. De acordo com SANZ *et al.* (2021), o Bio C Sealer apresentou maior liberação de íons cálcio, comparado ao padrão ouro, o cimento AH Plus.

Em um estudo realizado por ZORDAN-BRONZEL *et al.* (2019) foram avaliadas as propriedades físico-químicas dos cimentos Bio-C Sealer (Angelus, PR, Brasil) em comparação com o cimento endodôntico TotalFill BC Sealer (FKG Dentaire SA, La Chaux -de-Fonds, Suíça) e o cimento AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha). Os resultados mostraram que o cimento TotalFill BC Sealer e Bio-C Sealer foram semelhantes em relação à radiopacidade, alteração volumétrica e valores de pH. O Bio-C Sealer apresentou o menor tempo de presa e o maior escoamento e solubilidade. O AH Plus apresentou maior radiopacidade e menor capacidade de escoamento, pH, solubilidade e alteração volumétrica.

1.2.3 Cimentação dos Pinos De Fibra De Vidro

A cimentação de pinos de fibra de vidro pode ser realizada com um cimento resinoso convencional, com um cimento resinoso autocondicionante ou com um cimento resinoso autoadesivo, sendo alternativas viáveis para retenção dos mesmos (BERGOLI *et al.*, 2018).

Um aspecto importante durante o procedimento adesivo para a cimentação de pinos de fibra de vidro é o envolvimento de duas interfaces, ou seja, cimento resinoso/dentina radicular e pino de fibra/cimento resinoso. A adesão em ambas as interfaces é primordial para o sucesso a longo prazo da cimentação do retentor intrarradicular e para o sucesso do tratamento endodôntico (REZA *et al.*, 2015). Os cimentos convencionais e autoadesivos têm sido amplamente usados nas pesquisas científicas que investigam a relação entre a dentina radicular/cimento resinoso (SIMÕES *et al.*, 2016).

Para que seja obtido sucesso no procedimento restaurador indireto é necessário atenção à técnica de cimentação usada. Para isso são disponibilizadas cinco classes de cimentos: fosfato de zinco, cimentos de poliacrilato, cimentos de ionômero de vidro, cimentos de ionômero de vidro modificado por resina e cimentos resinosos (RADOVIC *et al.*, 2008).

Os cimentos resinosos podem ser classificados em: cimentos resinosos convencionais (onde existe a necessidade de condicionamento prévio da estrutura dentária), cimentos resinosos autocondicionantes (não existe necessidade de condicionamento prévio da estrutura dentária, porém é necessária a aplicação de sistema adesivo) e cimentos resinosos autoadesivos (não necessitam de condicionamento prévio nem de aplicação de qualquer sistema adesivo) (SARR *et al.*,

2010), isso ocorre devido a presença de monômeros acídicos em sua estrutura que dissolvem a smear layer permitindo a entrada do cimento nos túbulos dentinários, promovendo uma adesão micromecânica (MANSO *et al.*, 2011).

Os cimentos resinosos autoadesivos foram introduzidos no mercado odontológico em 2002 com a vantagem de dispensar o pré-tratamento do substrato dentário (MONTICELLI *et al.*, 2006), levando a uma cimentação simplificada e com economia de tempo durante o procedimento (MANSO *et al.*, 2011). Esse cimento tem como característica liberação de flúor e tolerância a umidade, sendo essa propriedade importante para reduzir a sensibilidade da técnica (RADOVIC *et al.*, 2008). Eles podem apresentar uma interação com o cálcio da hidroxiapatita justificando a sua adesão química (GERTH *et al.*, 2006).

A cimentação dos pinos de fibra de vidro em canais radiculares é um desafio clínico por conta das técnicas de cimentação complexas e do alto nível de sensibilidade da técnica. A combinação de cimentos resinosos e sistemas adesivos são as estratégias mais utilizadas na odontologia. Segundo SARKIS-ONOFRE *et al.* (2014) o uso de cimentos resinosos autoadesivos podem melhorar a retenção dos pinos de fibra de vidro em canais radiculares.

Um estudo de revisão sistemática e metanálise realizado por SILVA *et al.* (2019) avaliou se a força de ligação push-out dos cimentos endodônticos à base de silicato de cálcio era superior quando comparada aos cimentos à base de resina epóxi. O cimento à base de resina epóxi demonstrou maior resistência na força de ligação do que o cimento à base de silicato de cálcio, independentemente do terço radicular avaliado. Além disso, o cimento à base de resina epóxi exibiu aumento da força de ligação push-out em comparação com o cimento à base de silicato de cálcio. Outros

estudos apresentaram o mesmo resultado (DIBAJI *et al.*, 2017; VILAS-BOAS *et al.*, 2018; NESELLO *et al.*, 2022).

Segundo VILAS-BOAS *et al.* (2018), após a cimentação do pino com RelyX ARC, relatou valores de resistência de união duas vezes maiores quando os canais foram obturados com AH Plus em comparação com o cimento biocerâmico Endosequence BC Sealer. Esses resultados podem ser explicados pela afinidade entre os componentes da resina epóxi do cimento AH Plus e o cimento resinoso convencional ou autoadesivo utilizado para cimentar pinos de fibra (CECCHIN *et al.*, 2014).

NESELLO *et al.* (2022), avaliando Bio-C Sealer/RelyX ARC e Sealer Plus BC/RelyX ARC, observaram uma resistência de união diminuída de 40% a 60%, respectivamente, em comparação com o grupo AH Plus/RelyX ARC. Remanescentes de cimento biocerâmico na entrada dos túbulos dentinários podem ser os principais responsáveis por este resultado (DIBAJI *et al.*, 2017; VILAS-BOAS *et al.*, 2018).

2. JUSTIFICATIVA

As restaurações em dentes tratados endodonticamente representam uma tarefa desafiadora para os cirurgiões-dentistas. Geralmente, esses dentes apresentam perda de tecido coronal, sendo muitas vezes necessário o uso de um retentor intrarradicular. A perda desse retentor é uma das principais causas de insucesso no tratamento de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra de vidro.

Alguns estudos sugerem que o tipo de cimento endodôntico pode interferir na retenção dos pinos de fibra de vidro. Entretanto, nem sempre é possível prever quando um dente tratado endodonticamente necessitará de um retentor intrarradicular. Devido a isso, é de extrema importância a realização de mais estudos para melhoria da interação do cimento resinoso com a dentina intrarradicular selada pelos cimentos endodônticos.

Justificando a importância da manutenção da restauração e recuperação dos dentes tratados endodonticamente, parece relevante estudar a influência dos materiais obturadores endodônticos na resistência de união dos pinos de fibra de vidro no interior do canal radicular.

3. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes cimentos endodônticos e cimentos utilizados para cimentação de pinos de fibra, na resistência de união dos pinos de fibra de vidro à dentina.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS NA PESQUISA

Para a execução da pesquisa, foram utilizados os seguintes materiais para as etapas do tratamento endodôntico e cimentação dos pinos. O fabricante, composição e lote estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Materiais utilizados

Material	Fabricante	Composição	Lote
AH Plus Jet®	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça;	Pasta A: bisfenol-A, resina epóxi, bisfenol-F resina epóxi, tungstato de cálcio, óxido de zircônio, sílica e pigmentos de óxido de ferro Pasta B: dibenzildiamnine, aminoadamantano, tricyclodecane-diamine, tungstato de cálcio, óxido de zircônio, sílica e óleo de silicone.	22010001136
Bio C Sealer®	Angelus, Londrina, PR, Brazil;	Silicato de cálcio, aluminato de cálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônio, óxido de ferro, dióxido de silício e agente dispersante.	59158
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose	3M ESPE, St.Paul, MN, EUA	Primer: Solução aquosa de HEMA e copolímeros de ácido polialcenóico. Ativador: Álcool etílico, benzenossulfonato de sódio. Catalizador: Bismetanocrilato de (1- metileetilideno) bis[4,1- fenillenooxi e peróxido de benzoíla.	NE23064 NC50913 NC50196

RelyX™ Agente Silano	3M ESPE, St.Paul, MN, EUA	Álcooletílico, água e metacrilato de 3-trimetoxissililpropilo.	NA97783
RelyX™ ARC Cimento Resinoso adesivo dual	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	Pasta A: Cerâmica tratada com silano, TEGDMA, BisGMA, sílica tratada com silano, polímero dimetacrilato funcionalizado, trifenilantimônio. Pasta B: Cerâmica tratada com silano, TEGDMA, BisGMA, sílica tratada com silano, polímero dimetacrilato funcionalizado, 2-benzotriazolil-4-metilfenol, peróxido de benzoíla.	2212900348
RelyX U200 Cimento resinoso autoadesivo	3M ESPE, St. Paul, MN, Estados Unidos	Pasta base: pó de vidro tratado com silano, ácido 2-propenóico, 2- metil 1,1'-[1-(hydroxymetil)- 1,2- ethanodily] éster, dimetacrilato de trietileno glicol (TEG-DMA), sílica tratado com silano, fibra de vidro, persulfato de sódio e per3,5,5-trimetilhexanoato t-butila. Pasta catalisadora: pó de vidro tratado com silano, dimetacrilato substituto, sílica tratada com silano, p-tuloenosulfonato de sódio, 1-benzil5- fenil-ácido bárico, sais de cálcio, 1,12- dodecano dimetacrilato, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.	2201100350

4.2 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Este estudo *in vitro* pesquisa foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade do Grande Rio Professor José de Souza Herdy - UNIGRANRIO, sob número do parecer 57390921.5.0000.5283 conforme o Anexo 1.

A doação de dentes extraídos se deu por meio do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de acordo com o Anexo 2 e do Termo de Doação de Dentes Humanos como no Anexo 3.

4.3 CÁLCULO AMOSTRAL

Para o cálculo amostral foi utilizado o T-Test de Student. Com base em estudo prévio que se assemelhava ao desenho do presente estudo, para direcionar o tamanho mínimo da amostra (NESELLO *et al.*, 2022). A partir do objetivo do estudo, o cálculo amostral baseou-se na combinação dos dois cimentos endodônticos obturadores com os dois cimentos resinosos utilizados na pesquisa, gerando assim 4 grupos com n=10 para cada grupo.

4.4 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 40 incisivos centrais superiores humanos, recém extraídos, apresentando tamanho e forma radicular semelhantes. Para avaliação da qualidade estrutural dos dentes, foram realizadas radiografias periapicais (Figura 1). Os dentes foram selecionados segundo os critérios de inclusão: dentes hígidos, recém-extraídos, canal radicular único e relativamente reto. Os seguintes critérios de exclusão foram obedecidos: dentes livres de reabsorção interna, livres de calcificações, livres de fraturas radiculares e de tratamento endodôntico prévio.

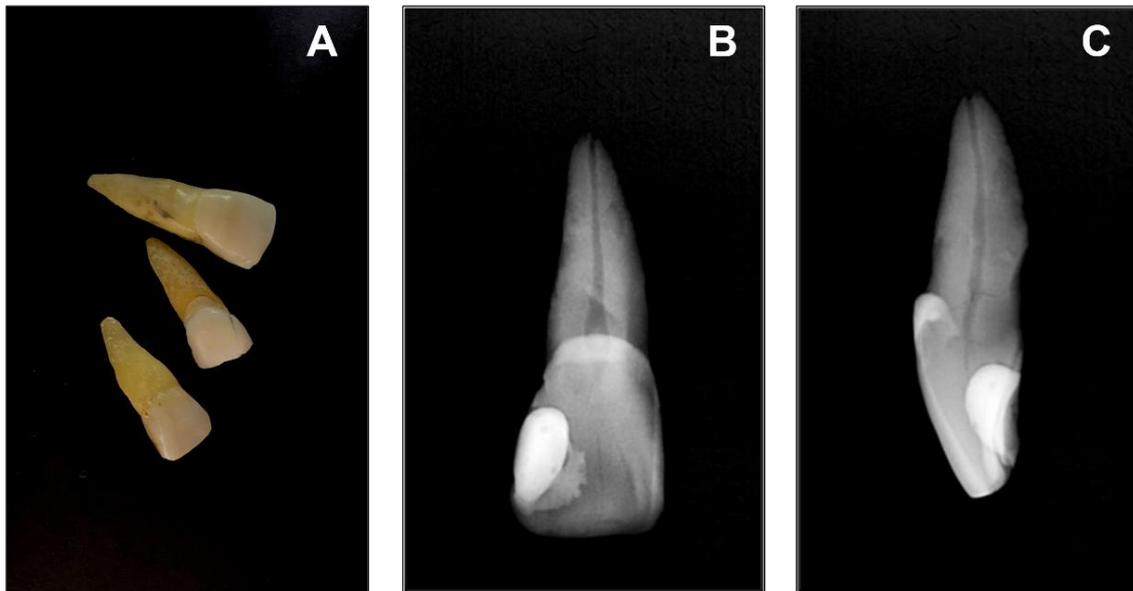


Figura 1. Seleção dos dentes (A); Radiografias periapicais (B-C).

De acordo com os padrões ISO, os dentes utilizados para o estudo foram usados dentro um período de 1 a 6 meses após a exodontia. Os dentes foram mantidos no refrigerador à +4° C em água destilada por no máximo 1 semana.

4.5 SECÇÃO DA PORÇÃO CORONÁRIA

Os dentes tiveram sua superfície limpa com auxílio de curetas periodontais (Gracey Duflex 7/8, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e profilaxia com escova Robinson (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e pedra pomes (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). As coroas clínicas foram seccionadas 1mm acima da junção amelo-cementária usando um disco de diamante de baixa rotação, padronizando o comprimento da raiz em $16\text{mm} \pm 1\text{mm}$, realizado com paquímetro digital (Figura 2).

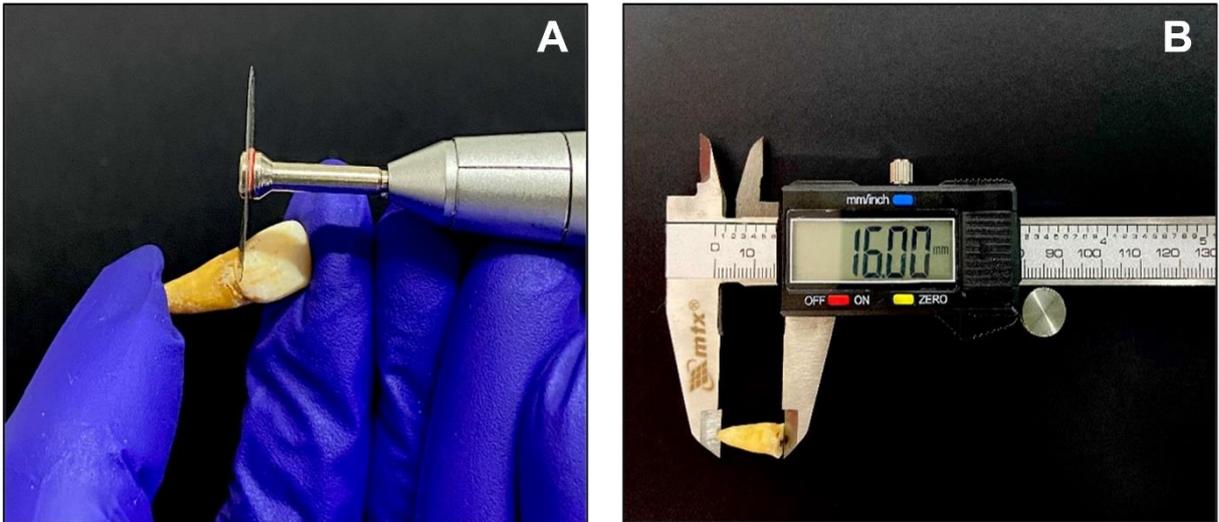


Figura 2. Secção da porção coronária (A); Medida do comprimento da raiz com paquímetro digital (B).

4.6 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS

Os dentes foram distribuídos em 4 grupos, sendo alocados 10 dentes para cada grupo, de acordo com a combinação entre os cimentos endodônticos e cimentos resinosos (Figura 3).

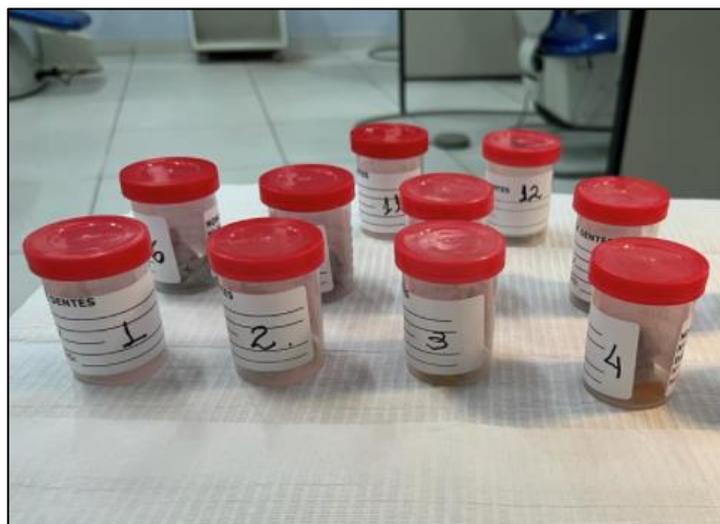


Figura 3. Distribuição dos grupos.

Grupo 1 os dentes foram obturados com cimento endodôntico AH Plus® (Dentsply Sirona, Konstanz, Alemanha) e a cimentação do pino de fibra de vidro com cimento RelyX ARC (3M/ESPE) (Figuras 4 e 5).

Grupo 2 os dentes foram obturados com cimento endodôntico AH Plus® (Dentsply Sirona, Konstanz, Alemanha) e a cimentação do pino de fibra de vidro com cimento RelyX U200 (3M/ESPE) (Figura 4 e 5).

Grupo 3 os dentes foram obturados com cimento endodôntico à base de silicato de cálcio (Bio-C Sealer; Angelus, PR, Brasil) e a cimentação do pino de fibra de vidro com cimento RelyX ARC (3M/ESPE) (Figuras 4 e 5).

Grupo 4 os dentes foram obturados com cimento endodôntico à base de silicato de cálcio (Bio-C Sealer; Angelus, PR, Brasil) e a cimentação do pino de fibra de vidro com cimento U200 (3M/ESPE). (Figuras 4 e 5).

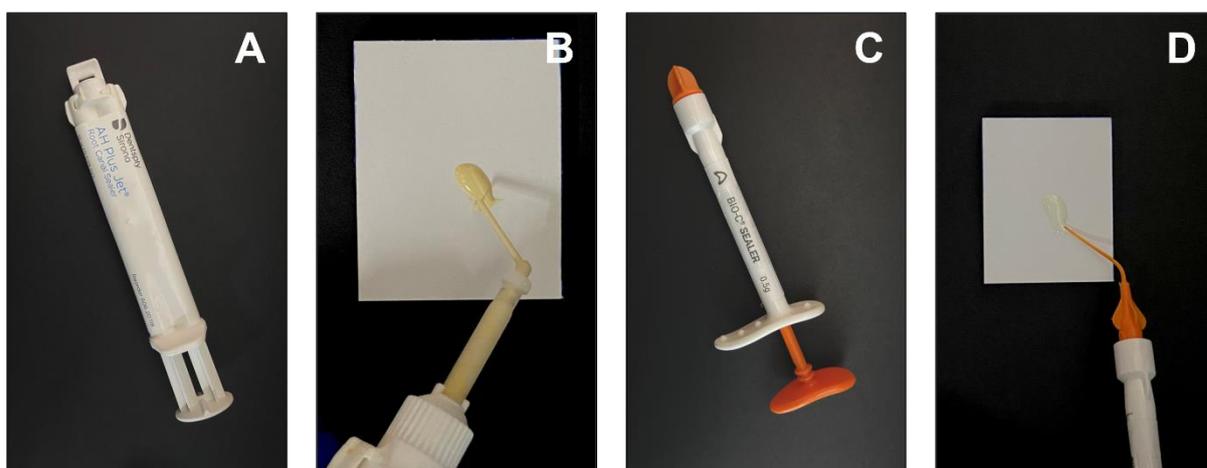


Figura 4. Cimentos endodônticos utilizados na obturação do canal dos dentes presentes nos grupos 1 a 4, cimento AH Plus (A-B); Cimento BioC Sealer (C-D).

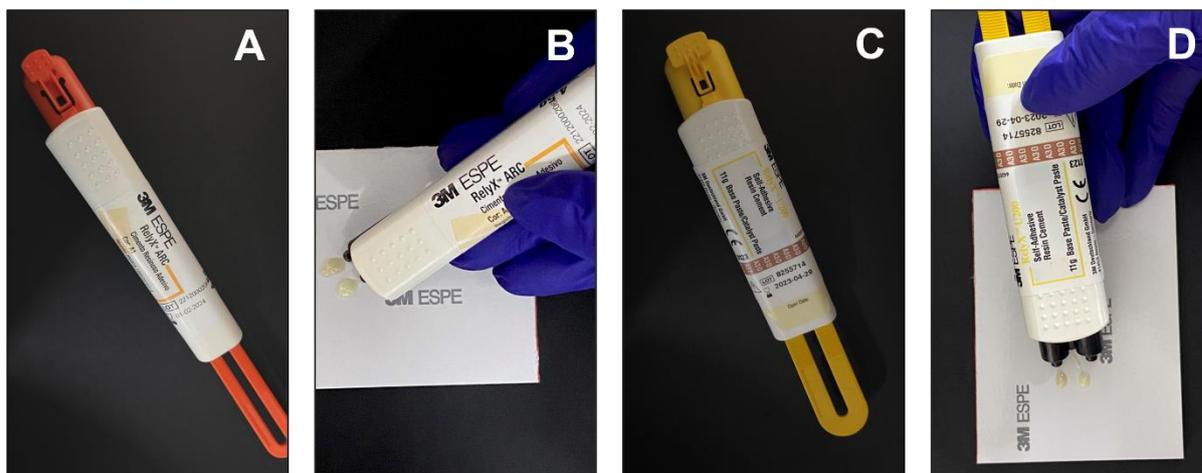


Figura 5. Cimentos resinosos utilizados na cimentação dos pinos dos dentes presentes nos grupos 1 a 4, Cimento RelyX-ARC (A-B); Cimento RelyX U200 (C-D).

4.7 TRATAMENTO ENDODÔNTICO

Os espécimes foram submetidos ao tratamento endodôntico, executado por um único operador. Os canais foram explorados a partir da inserção de uma lima tipo-K 10 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), até que a visualização da lima fosse visível no forame apical (comprimento de patência). Tal medida foi anotada e o comprimento de trabalho foi determinado recuando de 1 mm do forame apical, em 15mm.

O Preparo dos canais foram realizados com instrumentos recíprocos R50 (VDW, Munich, Alemanha) com auxílio do motor X-Smart Plus. Durante a instrumentação os canais foram irrigados com 5 mL de hipoclorito de sódio (NaOCl) à 2,5% (Fórmula & ação, São Paulo, SP, Brasil). Ao final da instrumentação foi utilizada irrigação com 2 mL de EDTA 17% (Farmácia de Manipulação Fórmula & Ação, São Paulo, Brasil) durante 5 minutos para remoção do smear layer e lavagem final com 10 mL de água destilada (VILAS-BOAS *et al.*, 2018). Os processos de irrigação foram realizados utilizando uma seringa de 5 ml (Ultradent Prod. Inc., UT, Estados Unidos) e agulha fina (NaviTip, Ultradent Prod. Inc., UT, Estados Unidos). Os canais

radiculares foram secos com cones de papel absorvente (Dentsply-Maillefer, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) correspondente ao diâmetro apical final.

Os canais foram obturados com guta percha empregando a técnica da compactação vertical com cones acessórios (Dentsply-Maillefer) com auxílio de espaçadores digitais (Dentsply-Maillefer), utilizando os 2 tipos de cimentos endodônticos. A abertura cervical foi vedada com material restaurador provisório livre de eugenol (Coltosol; Coltene, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 6).

As amostras foram mantidas em 100% de umidade relativa e 37°C por 72 horas (h).

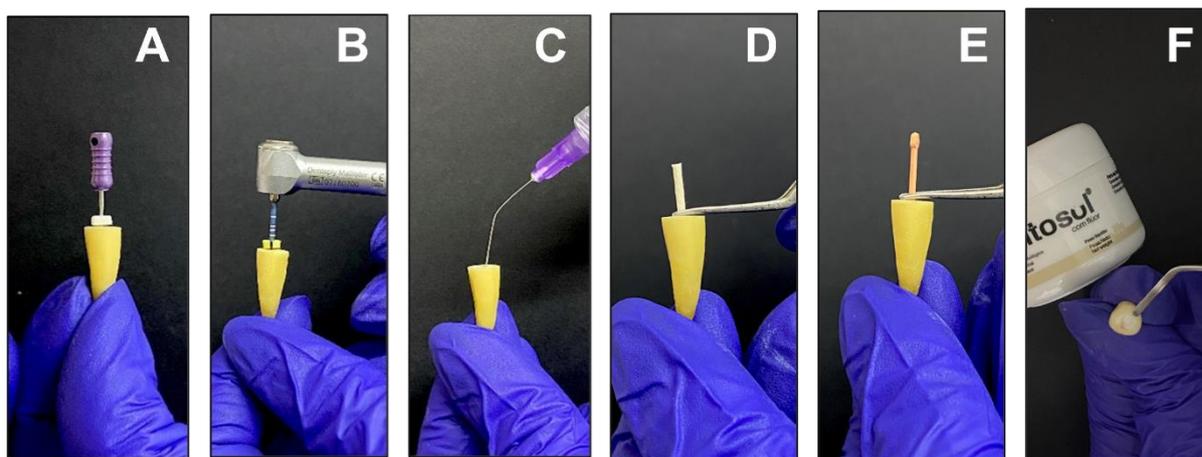


Figura 6. Exploração do canal (A); Instrumentação do canal (B); Irrigação (C); Secagem do conduto (D); Obturação (E); Selamento com material restaurador temporário (F).

4.8 DESOBSTRUÇÃO, PREPARO DO ESPAÇO E CIMENTAÇÃO DO PINO DE FIBRA DE VIDRO

A remoção do material obturador do canal radicular foi realizada inicialmente com um instrumento de Rhein (Odous de Deus, Cachoeirinha, Belo Horizonte, MG, Brasil) aquecido na profundidade de 10 mm sendo complementada com uma broca

largo peeso nº 2 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), deixando um selamento apical de aproximadamente 5mm (Figura 7).

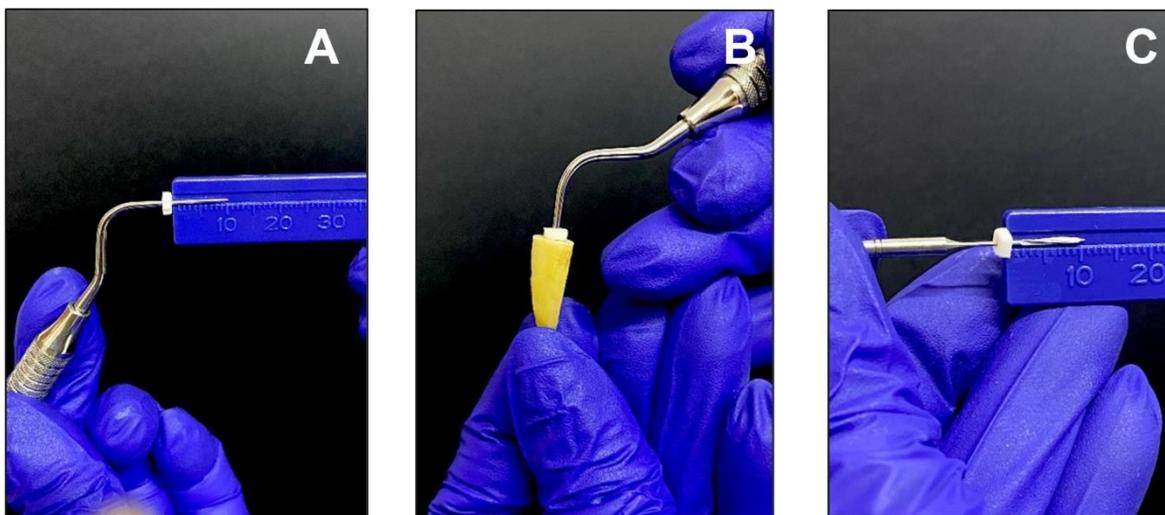


Figura 7. Instrumento de Rhein utilizado na remoção do material obturador endodôntico (A-B); Broca largo nº 2 utilizada remoção do material obturador endodôntico (C).

Após a desobstrução, as raízes passaram pelo protocolo de limpeza das paredes dentinárias com 20 mL de água destilada por meio de seringa e ponta Navitip (Ultradent, São Paulo, Brasil) por 60 segundos. Foi realizada a secagem do canal com um micro cânula de aspiração (Capillary Tips; Ultradent, São Paulo SP, Brasil) e cones de papel absorvente (Dentsply-Maillefer).

Na sequência, o espaço para o pino foi preparado e refinado com brocas específicas nº 2 do kit para preparação de pinos de fibra de vidro (Exacto; Angelus, Londrina, Brasil), para obter uma padronização do alargamento do canal (Figura 8). A utilização das brocas para o preparo do conduto, foi alternada com a irrigação com água destilada por meio de seringa e ponta Navitip (Ultradent). Finalizado o preparo, os pinos foram provados para posterior cimentação.



Figura 8. Brocas utilizadas no preparo do espaço para o pino.

4.9 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DO PINO

Previamente ao procedimento de cimentação, realizou-se o tratamento de superfície do pino de fibra com álcool 70° GL por 1min para a remoção de resíduos e oleosidades. Na sequência, a superfície do pino foi silanizada (Monobond N; Ivoclar Vivadent, Schaan, Suíça) com auxílio de um microaplicador descartável (KG Brush; KG Sorensen, São Paulo, Brasil) e um tempo de reação de 1 minuto foi aguardado (Figura 9). Esse procedimento foi realizado em todos os pinos, independente do grupo, e o tratamento de superfície foi feito individualmente, imediatamente antes da cimentação.

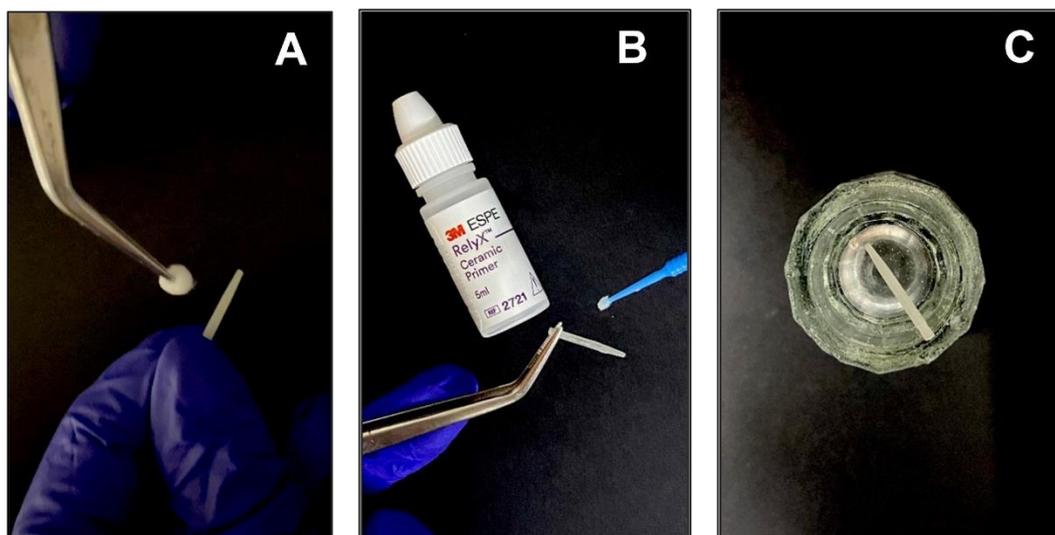


Figura 9. Tratamento do pino com álcool 70% (A); Silanização do pino (B); Armazenamento do pino (C).

Para a cimentação dos pinos dos grupos 1 e 3 foi realizada a aplicação de ácido fosfórico a 37% (Ultradent) no substrato dental por 15 segundos, posteriormente lavado por 30 segundos com jato de água, e a secagem foi realizada com papel absorvente, sem jatos de ar, com o objetivo de não ressecar o substrato. Foi aplicado uma camada do ativador do primer (frasco 1,5) do adesivo scotchbond multipurpose por todo a dentina radicular, em seguida foi aplicada uma camada do Primer (Frasco 2), foi realizada a volatilização com o jato de ar fraco em uma distância aproximada de 10 cm por 20 segundos e então aplicou-se a última camada do frasco 3,5 (catalizador). Removeu-se os excessos e injetou o cimento convencional de presa dual e posteriormente o pino que foi fotoativado por 40 segundos com o aparelho fotopolimerizador Valo Grand Cordless (Ultradent, UT, Estados Unidos).

Nos grupos 2 e 4, o substrato foi limpo e seco, realizado a inserção do cimento autoadesivo de presa dual e posteriormente do pino. Com o sistema já inserido e estável, realizou-se a fotoativação do cimento dual por 40 segundos (Figura 10).

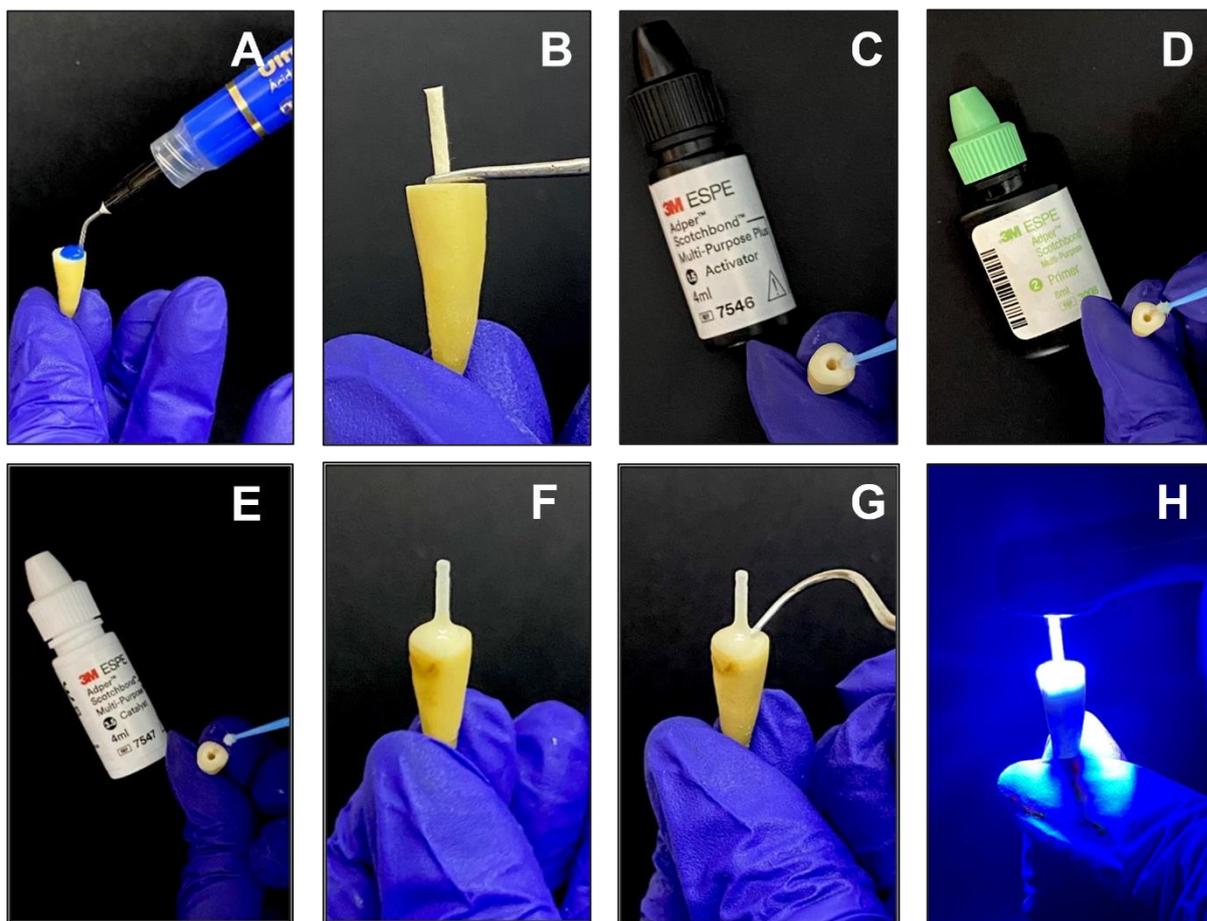


Figura 10. Aplicação de ácido fosfórico 37% no substrato dental (A); Secagem com cone de papel absorvente (B); Aplicação da camada do ativador do primer no substrato dental (C); Aplicação do primer no substrato dental (D); Aplicação do catalizador no substrato dental (E); Inserção do cimento e pino (F); Remoção do excesso de cimento (G) e Fotoativação (H).

4.10 PREPARO DAS AMOSTRAS PARA TESTE DE PUSH-OUT

Os espécimes foram fixados com cera pegajosa em bastão (Asfer Industria Química Ltda, São Paulo, Brasil) em bases de resina acrílica, com o longo eixo paralelo à superfície. Essas bases foram posicionadas em uma máquina de corte (Isomet 1000; Buehler, Lake Forest, Estados Unidos) com disco de corte diamantado dupla face 4" x 0.012" x 0.5", (Odeme Smart, Estados Unidos) (Figura11).

Foram obtidos três cortes por espécime (espessura: $2 \pm 0,3$ mm), uma fatia para cada terço do pino, uma do terço cervical, uma do terço médio e uma do terço

apical. Todas as fatias tiveram o seu lado coronal demarcado com uma caneta de tinta insolúvel na cor preta e sua espessura mensurada com paquímetro digital (Starrett 727; Starrett, Itu, Brasil) (Figura 12).

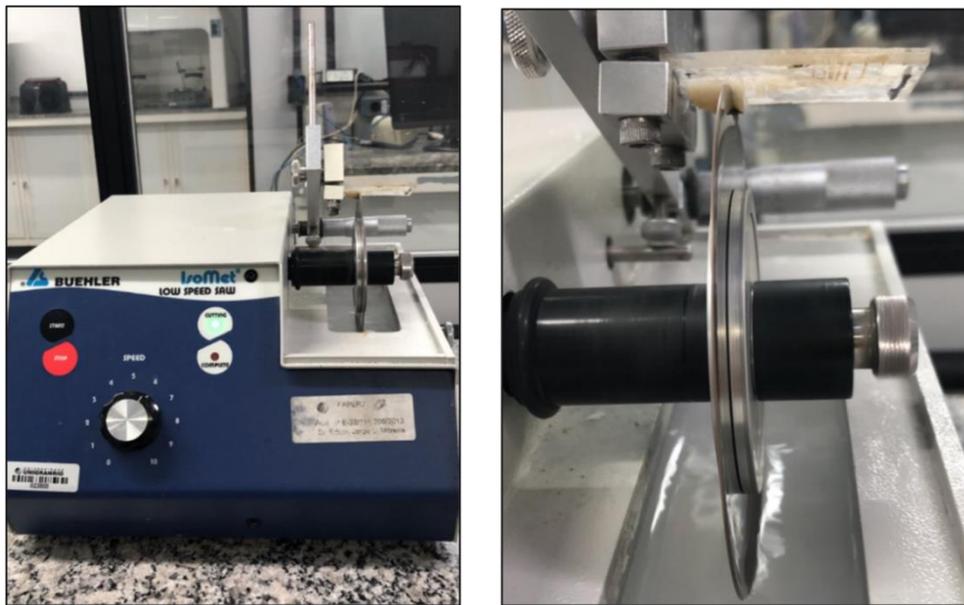


Figura 11. Máquina de corte.

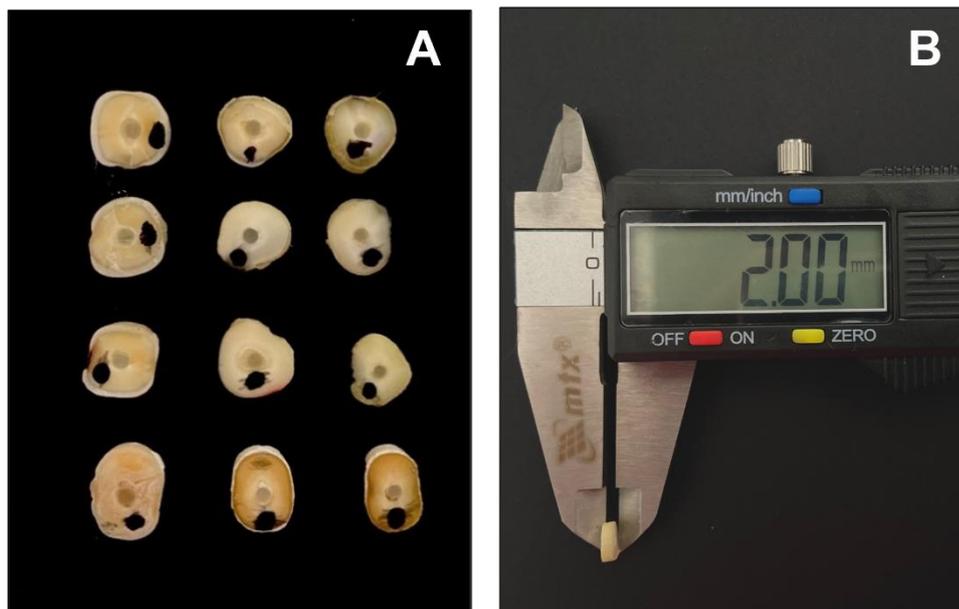


Figura 12. Fatias dos terços cervical, médio e apical dos grupos 1 a 4 (A); Espessura da fatia mensurada com paquímetro digital (B).

Em cada grupo foram obtidas 30 fatias, sendo 10 fatias correspondente a cada terço (n=10), obtendo-se assim 120 fatias no total (Figura 13 e Figura 14). Nenhum espécime foi perdido durante o procedimento de secção. Os testes de cisalhamento por extrusão (*push-out*) foram realizados logo após a secção transversal de cada espécime para que não houvesse nenhum comprometimento da linha de cimentação ou danificação do mesmo.

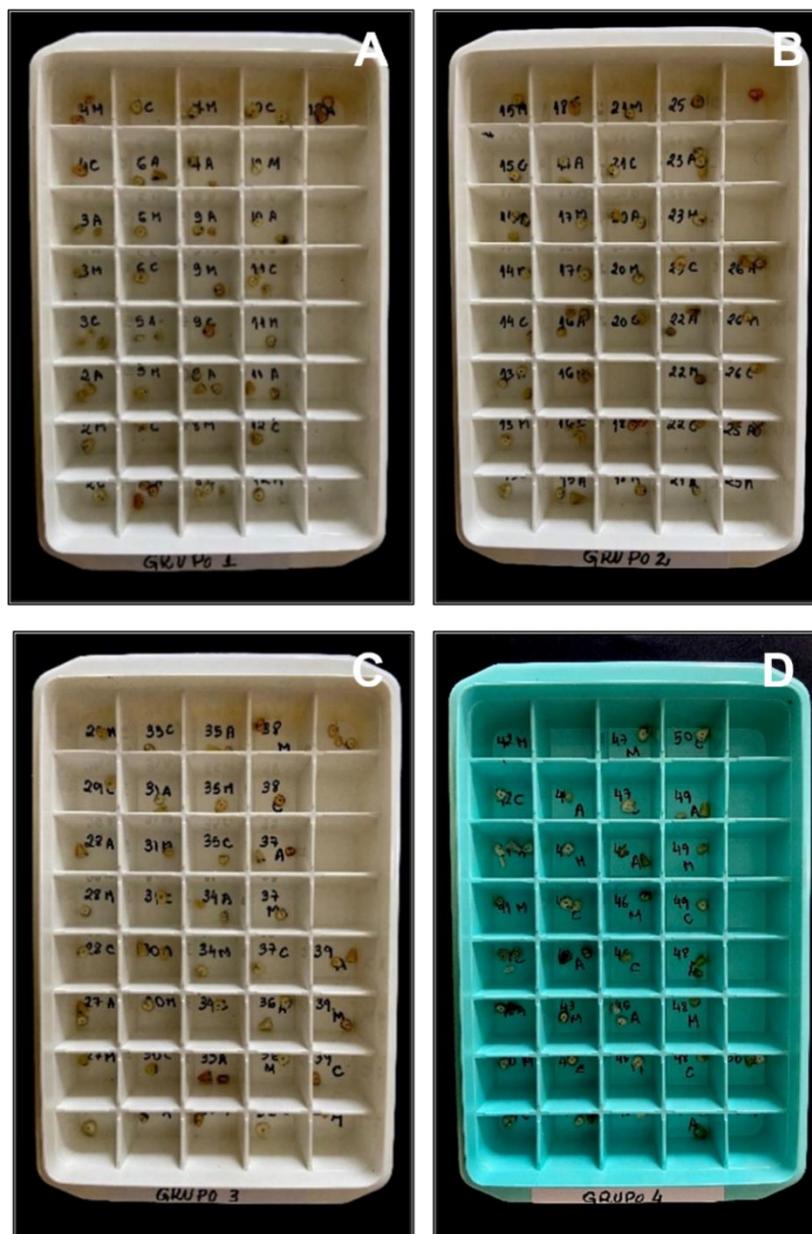


Figura 13. Fatias dos terços separados por grupos. Grupo 1(A); Grupo 2(B); Grupo 3 (C) e Grupo 4 (D)

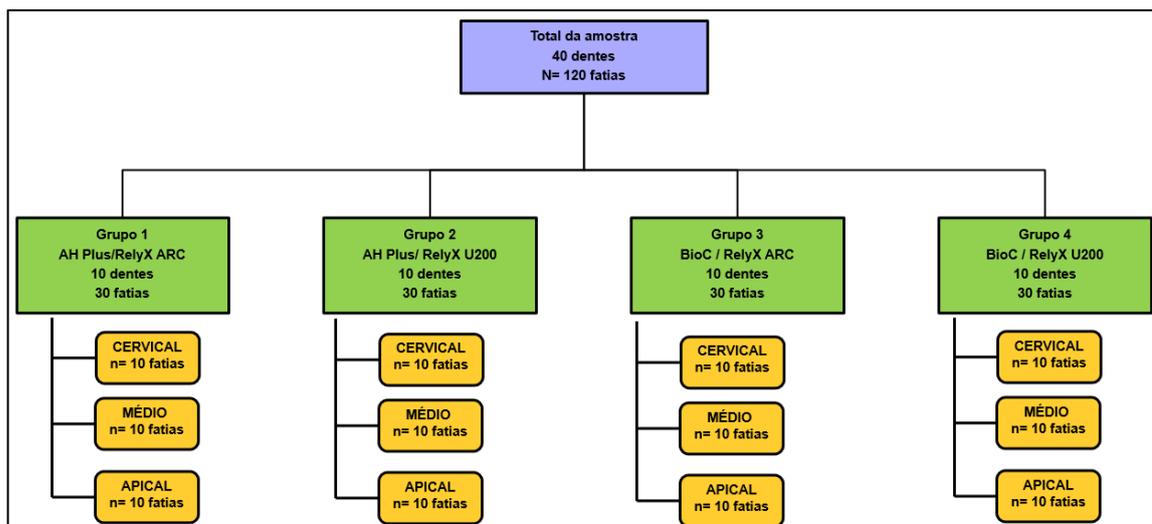


Figura 14. Fluxograma de fatias por grupo experimental.

4.11 TESTE DE CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO - PUSH-OUT

As fatias foram fixadas em uma base metálica de aço inoxidável, contendo um orifício de 3 mm de diâmetro na região central maior do que o diâmetro do canal. Uma haste metálica com ponta ativa de diâmetro 0,8 mm induziu uma carga no pino na direção apical para coronal sem qualquer pressão no cimento e na dentina para teste de push-out.

As fatias foram posicionadas com o lado coronal voltado para a base inferior e a região com o pino posicionada exatamente no centro do orifício da base metálica. Esse posicionamento teve como objetivo permitir o movimento do pino da porção apical mais estreita em direção à porção coronal mais larga.

O teste de push-out foi realizado em uma máquina de teste universal (Emic DL-2000; Emic, São José dos Pinhais, Brasil) com velocidade de 1 mm/min. Os valores de resistência de união (σ) em MPa foram obtidos da seguinte forma: $\sigma = F/A$, onde F = carga de ruptura (N) e A = área do pino (mm²). Para calcular a área do pino foi utilizada a seguinte fórmula: $A = (\pi r_1 + \pi r_2 \cdot h)$, onde πr_1 = maior perímetro da base,

π_2 = menor perímetro da base e H = altura da fatia. Os perímetros foram obtidos $\pi_1 + \pi_2$ medindo-se o diâmetro da base maior e menor, respectivamente. Os perímetros foram medidos utilizando software modular especializado para aquisição de imagem TSVIEW. A altura da fatia foi medida com paquímetro digital (Figura 15).

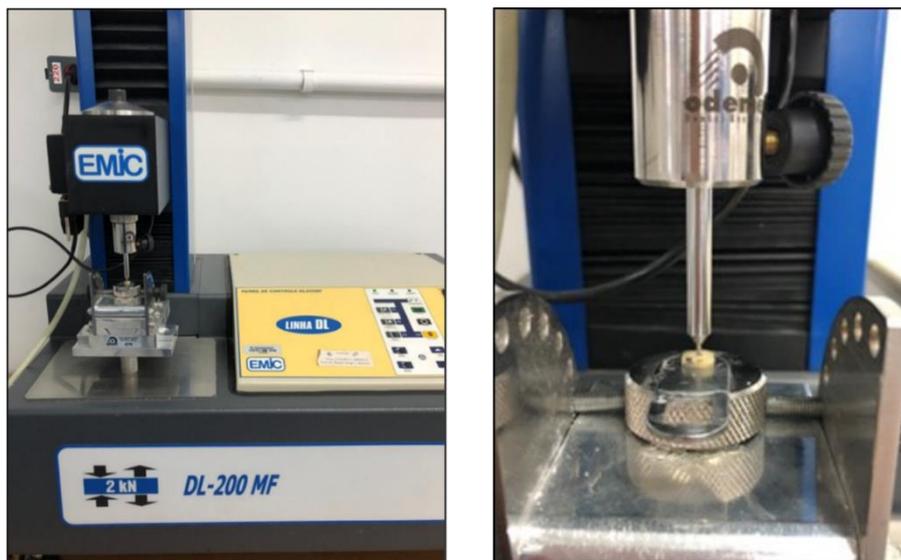


Figura 15. Máquina de teste universal.

4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados foram analisados estatisticamente usando o software Bioestat. Foi realizado o teste de normalidade Kruskal Wallis que confirmou uma distribuição normal dos dados. No geral, os dados seguiram uma curva Gaussiana (teste de Shapiro-Wilk, $P < 0,05$). Com base nesta observação, os testes One-Way ANOVA e Tukey foram usados para estimar o impacto das variáveis independentes entre os grupos: grupo 1 (AH Plus e RelyX ARC), grupo 2 (AH Plus e RelyX U200), grupo 3 (BioC Sealer e RelyX ARC) e grupo 4 (BioC Sealer e RelyX U200) na resistência ao deslocamento para os diferentes cimentos endodônticos e cimentos resinosos em diferentes terços do canal radicular. O nível de significância foi estabelecido em 0,05.

5. RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO (*PUSH-OUT*)

Os valores de média e desvio padrão da resistência de união ao cisalhamento por extrusão em relação aos grupos e terços analisados estão dispostos na tabela 2.

Tabela 2. Valores médios e desvio padrão da resistência ao cisalhamento por extrusão (MPa) em relação aos diferentes grupos e terços analisados.

	Cervical	Médio	Apical
Grupo 1 (AH Plus e Relyx ARC)	3.44 ± 2.9 ^{Aa}	5.55 ± 1.9 ^{Aa}	4.34 ± 3.0 ^{Aa}
Grupo 2 (AH Plus e Relyx U200)	1.50 ± 1.1 ^{Aa}	1.39 ± 0.9 ^{Ba}	1.03 ± 0.8 ^{Ba}
Grupo 3 (BioC e Relyx ARC)	2.73 ± 1.5 ^{Aa}	3.14 ± 1.4 ^{Ba}	2.33 ± 2.0 ^{ABa}
Grupo 4 (BioC e Relyx U200)	2.28 ± 1.5 ^{Aa}	1.88 ± 1.4 ^{Ba}	1.06 ± 0.6 ^{Ba}

*letras maiúsculas diferentes nas colunas indicam que há diferença entre os grupos no mesmo terço ($p < 0,05$).

**letras minúsculas diferentes nas linhas indicam que há diferença entre os terços de cada grupo ($p < 0,05$).

Na análise intragrupo não houve diferença significativa nos diferentes terços em nenhum dos 4 grupos testados ($p > 0,05$). Na análise intergrupo, o grupo 1 (AH Plus e Relyx ARC) apresentou melhores resultados que os demais grupos no terço médio ($P < 0,05$). Para a análise do terço apical o grupo 1 (AH Plus e Relyx ARC) apresentou os melhores resultados sendo estatisticamente superior aos grupos 2 (AH Plus e

Relyx U200) e 4 (BioC e Relyx U200) ($P < 0,05$), embora não tenha apresentado diferença para o grupo 3 (BioC e Relyx ARC) ($P > 0,05$). No terço cervical não foi observado diferença significativa entre os diferentes grupos testados ($p > 0,05$).

5.2 ANÁLISE DOS PADRÕES DE FALHA

Após a realização do teste de *push-out*, todas as fatias foram analisadas em estereomicroscópio com aumento de 10x. As imagens foram transmitidas a uma tela de computador e visualizadas através do programa TSVIEW para análise e classificação dos padrões de falha (Figura 16).

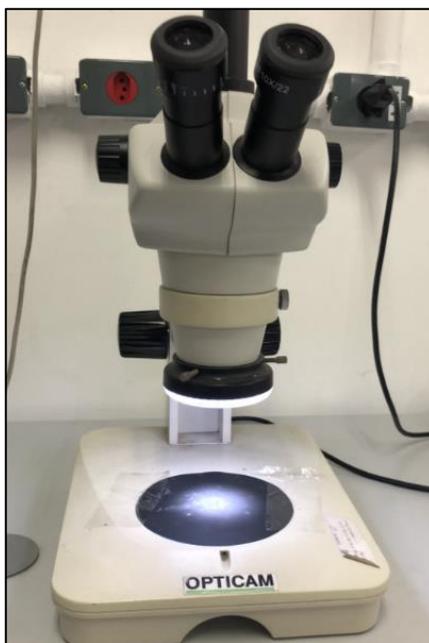


Figura 16. Esteromicroscópio utilizado nas análises das fatias.

As falhas foram classificadas em:

- 1) Falha adesiva entre cimento e pino;
- 2) Falha adesiva entre cimento e dentina;
- 3) Falha coesiva em dentina;

- 4) Falha coesiva em cimento;
- 5) Falha coesiva do pino;
- 6) Falha mista, coesiva em cimento e adesiva pino/cimento;
- 7) Falha mista, coesiva em cimento e adesiva cimento/dentina;
- 8) Falha mista, adesiva em pino/cimento, adesivo cimento/dentina e coesiva em cimento.

A distribuição do padrão de falha está apresentada na Tabela 3. As falhas variaram de acordo com o cimento endodôntico e o cimento resinoso utilizados. O grupo AH Plus/RelyX ARC apresentou predominância de falha adesiva pino/cimento com percentual de 70% e falha mista adesiva em pino/cimento, adesivo cimento/dentina e coesiva em cimento de 30%.

O grupo Bio C/RelyX ARC apresentou predominância de falha adesiva cimento/dentina com percentual de 63%. A falha mista adesiva em pino/cimento, adesivo cimento/dentina e coesiva em cimento foi de 37%.

Os grupos AH Plus/U200 e Bio C/U200, apresentaram maior prevalência de falhas adesivas mista, adesiva em pino/cimento, adesivo cimento/dentina e coesiva em cimento com percentuais de 70% e 80% respectivamente.

O grupo do AH Plus/U200 apresentou percentual de falha adesiva cimento/dentina e falha adesiva pino/cimento de 13% e 17% respectivamente.

O grupo Bio C/U200 apresentou porcentagem de falha adesiva cimento/dentina de 10% e falha adesiva pino/cimento de 10% (Figura 17).

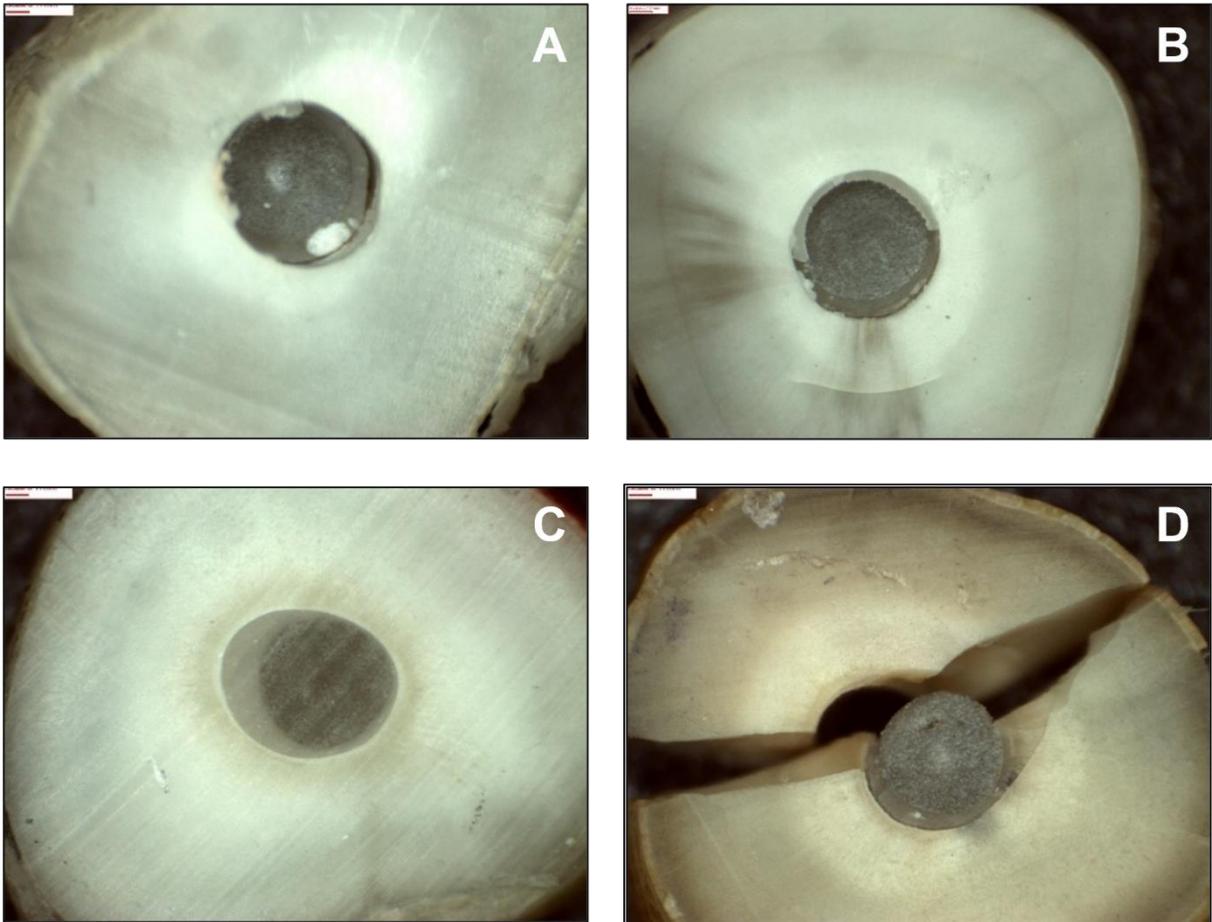


Figura 17. Falha adesiva dentina/cimento (A); Falha mista adesiva pino/cimento cimento/dentina e coesiva dem cimento (B); Falha adesiva cimento/pino (C) e Falha coesiva dentinária (D).

As falhas coesiva em dentina, coesiva em cimento, coesiva do pino, mista coesiva em cimento e adesiva pino/cimento, mista coesiva em cimento e adesiva cimento/dentina não foram observadas em nenhum dos grupos, conforme tabela 3 e a figura 18.

Tabela 3. Porcentagem dos diferentes modos de falha presentes de acordo com os grupos analisados.

Grupos	Terços	Adesiva cimento e pino	Adesiva cimento e dentina	Coesiva em dentina	Coesiva em cimento	Coesiva no pino	Mista, coesiva em cimento e adesiva pino/cimento	Mista, coesiva em cimento e adesiva cimento/dentina	Mista, adesiva em pino/cimento, adesiva cimento/dentina e coesiva em cimento.
AH Plus e Relyx ARC	C	8 (80%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (20%)
	M	5 (50%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	5 (50%)
	A	8 (80%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (20%)
Total		21 (70%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	9 (30%)
AH Plus e Relyx U200	C	3 (30%)	1 (20%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	6 (60%)
	M	2 (20%)	2 (20%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	6 (60%)
	A	0 (0%)	1 (10%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	9 (90%)
Total		5 (17%)	4 (13%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	21 (70%)
Bio C e Relyx ARC	C	0 (0%)	6 (40%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	4 (40%)
	M	0 (0%)	5 (50%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	5 (50%)
	A	0 (0%)	8 (80%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (20%)
Total		0 (0%)	19(63%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	11 (37%)
Bio C e Relyx U200	C	1 (10%)	3 (30%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	6 (60%)
	M	1 (10%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	9 (90%)
	A	1 (10%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	9 (90%)
Total		3 (10%)	3 (10%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	24 (80%)

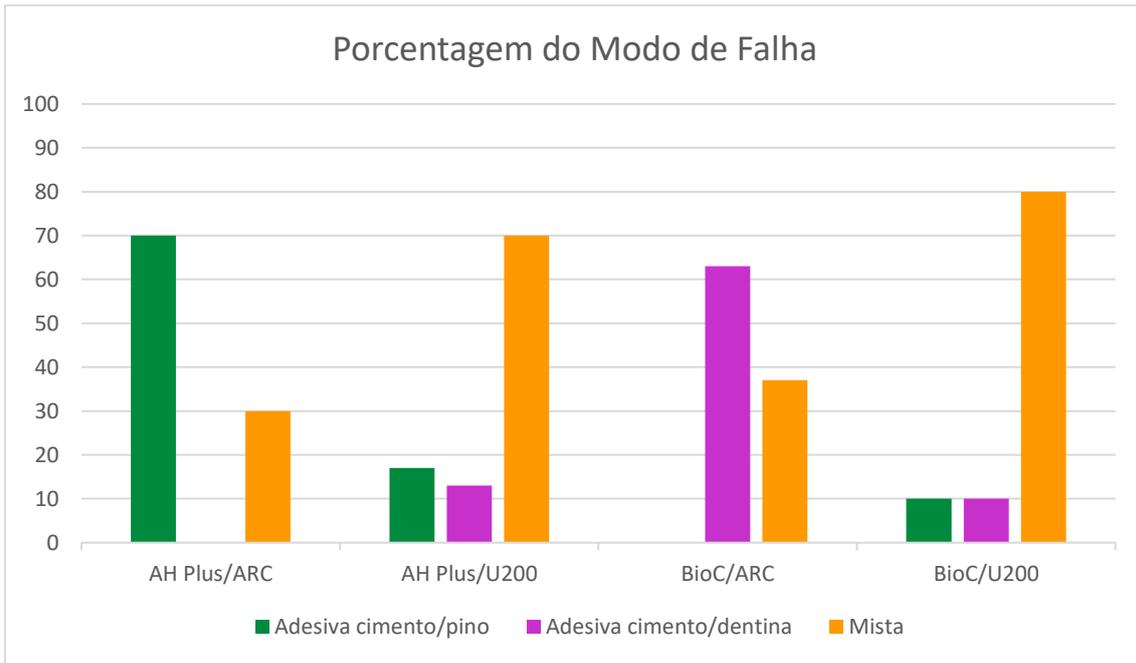


Figura 18. Representação das porcentagens dos modos de falha para os diferentes grupos

6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo investigar a resistência de união de pinos de fibra de vidro após a obturação endodôntica com dois tipos de cimentos endodônticos (AH Plus e BioC Sealer) e a utilização de um cimento resinoso convencional (RelyX ARC) ou autoadesivo (RelyX U200) para cimentação de retentores intrarradiculares. Ambas as hipóteses nulas formuladas foram rejeitadas, visto que o cimento biocerâmico diminuiu os valores de resistência de união dos pinos de fibra cimentados com cimento resinoso convencional e que os cimentos resinosos utilizados na cimentação dos pinos apresentaram diferenças na resistência à união.

O cimento AH Plus, a base de resina epóxi, é considerado o “padrão-ouro” entre os cimentos endodônticos (MENDES *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2019). A literatura tem demonstrado que o AH Plus não influencia na resistência de união dos cimentos resinosos utilizados para cimentação de pinos de fibra de vidro (ROSA *et al.*, 2013; VILAS-BOAS *et al.*; 2018; BOHRER *et al.*, 2020; NESELLO *et al.*, 2022). Resultado observado no presente trabalho, onde o Grupo 1 (AH Plus/RelyX ARC) apresentou, de maneira geral, maiores valores de resistência de união que os demais grupos. Os maiores valores de resistência de união entre cimentos endodônticos à base de resina epóxi e cimento resinoso convencional podem ser explicados pela afinidade dos componentes do cimento endodôntico com o cimento resinoso usado para cimentar os pinos de fibra de vidro (CECCHIN *et al.*, 2014).

Com a introdução e utilização de novos cimentos endodônticos, como os cimentos biocerâmicos, e a possível interferência desses cimentos no substrato dentário, é preciso verificar se esse efeito é capaz de alterar essa superfície, modificando a resistência de união dos retentores intrarradiculares. Os resultados

encontrados nesse estudo sugerem que a composição química do cimento endodôntico pode afetar a resistência de união dos pinos de fibra de acordo com diferentes materiais resinosos usados. No presente estudo, os grupos nos quais os cimentos biocerâmicos foram utilizados apresentaram menores valores de resistência à união quando comparados aos grupos nos quais o cimento resinoso AH Plus foram utilizados. Por exemplo, o grupo do BioC Sealer/RelyX ARC apresentou diminuição da resistência de união de 39%, em comparação com o grupo AH Plus/RelyX ARC. Esses resultados vão de encontro a outros estudos da literatura que também observaram menores valores de resistência à união associados a cimentos biocerâmicos (ROSA *et al.*, 2013; VILAS-BOAS *et al.*, 2018; BOHRER *et al.*, 2020).

Essa diminuição pode estar relacionada com as propriedades físicas dos cimentos biocerâmicos, como a capacidade de escoamento, aumentando a penetração nos túbulos dentinários (SILVA *et al.*, 2019; ZORDAN-BRONZEL *et al.*, 2019), contribuindo para a manutenção do material e bloqueio dos túbulos, diminuindo a molhabilidade, permeabilidade e reatividade da dentina, influenciando na resistência de união resina-dentina (OLTRA *et al.*, 2017).

A presença de resquícios dos cimentos biocerâmicos nos túbulos dentinários, mesmo após o preparo do conduto para o pino, pode estar relacionada com a capacidade que esse material tem de estabelecer ligações químicas na parede do canal, através da formação de hidroxiapatita. A adesão entre a dentina intrarradicular e o material obturador ocorre pela formação de hidroxiapatita durante o processo de pressa. A água presente nos túbulos dentinários faz com que haja hidratação do silicato de cálcio, produzindo hidrogel de silicato e hidróxido de cálcio. O hidróxido de cálcio ao reagir com os íons de fosfato, sofre precipitação formando hidroxiapatita e água. A água resultante da reação de precipitação, continua a reagir com os silicatos

de cálcio presentes resultando na precipitação de mais hidrato de silicato de cálcio (LOUSHINE *et al.*, 2011; HAN *et al.*, 2013; TORABINEJAD *et al.*, 2018). Todo esse processo dificulta na remoção do cimento na parede do canal (OLTRA *et al.*, 2017). Além disso, devido ao alto pH alcalino ocorre precipitação intratubulares rica em cálcio e fosfato, isso pode diminuir a eficácia do condicionamento com ácido fosfórico e dificultar a formação de uma camada híbrida por tags resinosos de cimento resinoso convencional.

A utilização de cimentos autoadesivos tornou-se uma boa alternativa para cimentação de pinos de fibra, por apresentarem uma técnica simples, boa adesão à estrutura dentária quando comparados aos cimentos convencionais e redução do tempo de trabalho, pois elimina as etapas de condicionamento ácido, aplicação do primer e do adesivo na estrutura dentária (RADOVIC *et al.*, 2008; MANSO *et al.*, 2011).

O presente estudo verificou que o cimento biocerâmico não interferiu na adesão dos pinos cimentados com RelyX U200. Isso pode ser explicado pelo mecanismo de adesão dos cimentos autoadesivos, que dependem de uma interação mecânica e química entre o agente de cimentação e o substrato dental. A adesão micromecânica ocorre devido a presença de monômeros ácidos-funcionais, que dissolvem a smear layer, permitindo a entrada de cimento nos túbulos dentinários (MANSO *et al.*, 2011). Além disso, alguns estudos afirmam que ocorre uma interação do cimento autoadesivo com o cálcio da hidroxiapatita promovendo também uma adesão química (BITTER *et al.*, 2009). Desta forma existe um favorecimento quando o tratamento endodôntico é realizado com cimento biocerâmico, pois os cimentos biocerâmicos induzem a formação de hidroxiapatita na parede do canal (TORABINEJAD *et al.*, 2018). Dessa forma, a escolha pelo uso de um cimento autoadesivo tornou-se uma boa alternativa para cimentação de pinos de fibra quando

da utilização de cimentos biocerâmicos, pois proporcionam maior facilidade de uso, tornando a técnica menos sensível e mais previsível do que os cimentos convencionais (BERGOLI *et al.*, 2012). No entanto, quando o cimento endodôntico à base de resina epóxica foi utilizado, melhores resultados foram encontrados ao se utilizar o cimento convencional (RelyX ARC). Dessa forma, para esses cimentos não seria indicado, de acordo com os resultados do presente estudo, a utilização de cimentos resinosos autoadesivos como o RelyX U200.

Com relação as falhas, a associação cimento endodôntico BioC Sealer e RelyX U200 apresentaram maiores quantidades de falhas mistas, justificando boa interação entre cimento endodôntico e cimento resinoso autoadesivo (ROSA *et al.*, 2013). Entretanto quando o cimento biocerâmico foi associado ao cimento resinoso convencional houve predominância de falhas adesivas entre cimento/dentina. Essa ocorrência pode ser atribuída à resquícios de material obturador que recobrem a parede dentinária diminuindo a capacidade de adesão (VILAS-BOAS *et al.*, 2018).

Para a associação cimento endodôntico AH Plus com RelyX ARC a maioria das falhas foram do tipo adesiva cimento/pino, podendo indicar que o tratamento de superfície do pino interferiu na adesão do cimento ao pino. Em relação ao tratamento de superfície, no presente estudo, optou-se por limpeza do pino de fibra com álcool e posterior aplicação de silano (GORACCI *et al.*, 2011). Com relação a associação cimento endodôntico AH Plus e RelyX U200 foi observado maior quantidade de falhas mistas, evidenciando uma ligação adequada entre cimento endodôntico e cimento resinoso autoadesivo. No entanto, é importante ter em mente que a análise do modo de falha é um teste complementar e não deve ser analisado de forma independente.

Uma das limitações deste estudo é que apesar do teste laboratorial ter sido realizado sob condições controladas, não deve ser utilizado isoladamente para indicar

ou contraindicar decisões clínicas. Os resultados deste estudo confirmam que é necessário avaliar o tipo de cimento endodôntico utilizado em um dente que será restaurado com pino reforçado com fibra. Mais estudos são necessários para apoiar a relevância clínica deste estudo, especialmente nos aspectos do mecanismo de funcionamento entre cimentos biocerâmicos e cimentos adesivos.

7. CONCLUSÃO

Sob as condições experimentais deste estudo, pode-se concluir que a associação do AH Plus com o cimento RelyX ARC apresentou os melhores valores de resistência de união à dentina dos rentores intraradiculares.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Akcay M, Arslan H, Durmus N, Mese M, Capar ID (2016). Dentinal tubule penetration of AH Plus, iRoot SP, MTA fillapex, and Guttaflow Bioseal root canal sealers after different final irrigation procedures: a confocal microscopic study. *Lasers Surg Med* 48, 70–76.

Al-Haddad A, Aziz Z (2016). Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *Int J Biomater* 3, 1-10.

Al-Hiyasat A, Alfirjani S (2019). The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. *J. Dent* 89, 103169.

Asawaworarit W, Pinyosopon T, Kijssamanmith K (2020). Comparison of apical sealing ability of bioceramic sealer and epoxy resin-based sealer using the fluid filtration technique and scanning electron microscopy. *J Dent Sci* 15, 186-192.

Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res* 91, 454–459.

Bergoli CD, Amaral M, Boaro LC, Braga RR, Valandro LF (2012). Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. *J Adhes Dent* 14, 471-478.

Bergoli CD, Brondani LP, Wandscher VF, Pereira G, Cenci MS, Pereira-Cenci T, Valandro LF (2018). A multicenter randomized double-blind controlled clinical trial of fiber post cementation strategies. *Oper Dent* 43, 128-135.

Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM (2009). Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci* 117, 326-333.

Bohrer TC, Fontana PE, Wandscher VF, Morari VHC, Pillar R, Bello MC, Valandro LF, Kaize OB (2020). Endodontic sealers and post-endodontic waiting time affect the bond strength of the fiber posts. *Rev Odontol UNESP* 49, 1-8.

Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M (2008). Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 21, 328–336.

Candeiro GT, Correia FC, Duarte MA, Ribeiro-Siqueira DC, Gavini G (2012). Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *J Endod* 38, 842–845.

Carneiro SM, Sousa-Neto MD, Rached FA Jr, Miranda CE, Silva SR, Silva-Sousa YT (2012). Push-out strength of root fillings with or without thermomechanical compaction. *Int Endod J* 45, 821-828.

Carvalho MA, Lazari PC, Gresnigt M, Cury AADB, Magne P (2018) Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration with the adhesive approach. *Braz Oral Res* 32, 147-158.

Cecchin D, Giacomini M, Farina AP, Bhering CL, Mesquita MF, Ferraz CC (2014). Effect of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts under cyclic loading. *J Adhes Dent* 16, 87–92.

Chybowski EA, Glickman GN, Patel Y, Fleury A, Solomon E, He J (2018). Clinical Outcome of Non-Surgical Root Canal Treatment Using a Single-cone Technique with Endosequence Bioceramic Sealer: A Retrospective Analysis. *J Endod* 44, 941-945.

Demiryürek EO, Külünk S, Yüksel G, Saraç D, Bulucu B (2010). Effects of three canal sealers on bond strength of a fiber post. *J Endod* 36, 497-501.

Dibaji F, Mohammadi E, Farid F, Mohammadian F, Sarraf P, Kharrazifard MJ (2017). The effect of BC Sealer, AH Plus and Dorifill on push-out bond strength of fiber post. *Iran Endod J* 12, 442-448,

Dietschi D, Duc O, Krejci I, & Sadan A (2007). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature - Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int* 38, 733-743.

Dietschi D, Duc O, Krejci I, & Sadan A (2008). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature - Part II. Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and invivo studies *Quintessence Int* 39, 117-129.

Donnermeyer D, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E, Dammaschke T (2019). Influence of the final irrigation solution on the push-out bond strength of calcium silicate-based, epoxy resin-based and silicone-based endodontic sealers. *Odontology* 107, 231-236.

Ersahan S, Aydin C (2010). Dislocation resistance of iRoot SP, a calcium silicate-based sealer, from radicular dentine. *J Endod* 36, 2000-2002.

Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, Polimeni A, Goracci C (2012). A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res* 91, 72-78.

Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL (2015). Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod* 41, 309-316.

Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H (2003). Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* 28, 543-551.

Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E (2006). Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater* 22, 934-941.

Giacomino CM, Wealleans JA, Kuhn N, Diogenes A (2019). Comparative biocompatibility and osteogenic potential of two bioceramic sealers. *J Endod* 45, 51–56.

Gomes GM, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL, Reis A (2014). Evaluation of Different Restorative Techniques for Filling Flared Root Canals: Fracture Resistance and Bond Strength After Mechanical Fatigue. *J Adhes Dent* 16, 267- 276.

Gomes-Filho JE, Watanabe S, Lodi CS, Cintra LT, Nery MJ, Filho JA, Dezan E Jr, Bernabé PF (2012). Rat tissue reaction to MTA FILLAPEX®. *Dent Traumatol* 28, 452–456.

Goracci C, Ferrari M (2011). Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 56, 77-83.

Gulabivala K, Ng YL (2023). Factors that affect the outcomes of root canal treatment and retreatment-A reframing of the principles. *Int Endod J* 56, 82-115.

Guldener KA, Lanzrein CL, Siegrist Guldener BE, Lang NP, Ramseier CA, Salvi GE (2017). Long-term Clinical Outcomes of Endodontically Treated Teeth Restored with or without Fiber Post-retained Single-unit Restorations. *J Endod* 43, 188-193.

Han L, Okiji T (2013). Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J* 46, 808-814.

Kaur A, Shah N, Logani A, Mishra N (2015). Biototoxicity of commonly used root canal sealers: A meta-analysis. *J Conserv Dent* 18, 83–88.

Khalil I, Naaman A, Camilleri J. Properties of Tricalcium Silicate Sealers (2016). *J Endod* 42, 1-7.

Khullar P, Raisingani D, Gupta S, Khatri RK (2013). A Survey Report on Effect of Root Canal Fillings and Coronal Restorations on the Periapical Status of Endodontically Treated Teeth in a Selected Group of Population. *Int J Clin Ped Dent* 6, 89-94.

Kırmalı Ö, Üstün Ö, Kapdan A, Kuştarıcı A (2017). Evaluation of Various Pretreatments to Fiber Post on the Push-out Bond Strength of Root Canal Dentin. *J Endod.* 43, 1180-1185.

Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, Primus C, Imai Y (2020). Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dent Mater J* 39, 703-720.

Kuga MC, Campos EA, Viscardi PH, Carrilho PZ, Xaviér FC, Silvestre NP (2011). Hydrogen ion and calcium releasing of MTA Fillapex® and MTA-based formulations. *RSBO* 8, 271-276.

Kul E, Yeter KY, Aladag LI, Ayrancı LB (2016). Effect of different post space irrigation procedures on the bond strength of a fiber post attached with a self-adhesive resin cement. *J Prosthet Dent.* 115, 601-605.

Lee BS, Lin YC, Chen SF, Chen SY, Chang CC (2014). Influence of calcium hydroxide dressing and acid etching on the push-out bond strengths of three luting resins to root canal dentin. *Clin Oral Invest* 18, 489-498.

López-García S, Pecci-Lloret MR, Guerrero-Gironés J, Pecci-Lloret MP, Lozano A, Llana C, Rodríguez-Lozano FJ, Forner L (2019). Comparative Cytocompatibility and Mineralization Potential of Bio-C Sealer and TotalFill BC Sealer. *Materials (Basel)* 22, 1-12.

Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, Pashley DH, Tay FR (2011). Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod* 37, 673-677.

Magne P, Lazari PC, Carvalho MA, Johnson T, Del Bel Cury AA (2017). Ferrule-Effect Dominates Over Use of a Fiber Post When Restoring Endodontically Treated Incisors: An In Vitro Study. *Oper Dent* 42, 396-406.

Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 55, 311-332.

Mendes AT, Silva PB, Só BB, Hashizume LN, Vivian RR, Rosa RA, Duarte MAH, Só MVR (2018). Evaluation of Physicochemical Properties of New Calcium Silicate – Based Sealer. *Braz Dent J* 29, 536-540.

Menezes MS, Queiroz EC, Campos RE, Martins LR, Soares CJ (2008). Influence of endodontic sealer cement on fibreglass post bond strength to root dentine. *Int Endod J* 41, 476-484.

Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Goracci C, Tay FR, Ferrari M (2006). Improving the quality of the quartz fiber post-core bond using sodium ethoxide etching and combined silane/adhesive coupling. *J Endod* 32, 447-451.

Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Oliveira SD, Antunes FC, Cogo DM, Kopper PM (2011). Antibacterial activity of two MTA-based root canal sealers. *Int Endod J* 44, 1128–1133.

Nesello R, Silva IA, Bem IA, Bischoff K, Souza MA, Só MVR, Rosa RAD (2022). Effect of bioceramic root canal sealers on the bond strength of fiber posts cemented with resin cements. *Braz Dent J* 33, 91-98.

Oliveira LV, Maia TS, Zancopé K, Menezes MS, Soares CJ, Moura CCG (2018). Can intra-radicular cleaning protocols increase the retention of fibreglass posts? A systematic review. *Braz Oral Res* 32,1-11.

Oltra E, Cox TC, LaCourse MR, Johnson JD, Paranjpe A (2017). Retreatability of two endodontic sealers, EndoSequence BC Sealer and AHPlus: a micro-computed tomographic comparison. *Rest Dent Endod* 42, 19-26.

Paula AC, Brito Junior M, Araújo C, Sousa-Neto M, Cruz-Filho A (2016). Drying protocol influence on the bond strength and apical sealing of three different endodontic sealers. *Braz Oral Res* 30, 1-7.

Pereira JR, Pamato S, Santini MF, Porto VC, Ricci WA, Só MVR (2019). Push-out bond strength of fiberglass posts cemented with adhesive and self-adhesive resin cements according to the root canal surface. *Saudi Dent J* 33, 22-26.

Pereira JR, Valle AL, Ghizoni JS, Só MV, Ramos MB, Lorenzoni FC (2013). Evaluation of push-out bond strength of four luting agents and SEM observation of the dentine/fibreglass bond interface. *Int Endod J* 46, 982- 992.

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 10, 251-258.

Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P (2017). Bioceramics in Endodontics – a Review. *J Istanb Univ Fac Dent* 51, 128–137.

Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS (2010). A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont* 19, 639–646.

Reza F, Ibrahim NS (2015). Effect of ultraviolet light irradiation on bond strength of fiber post: Evaluation of surface characteristic and bonded area of fiber post with resin cement. *Eur J Dent* 9, 74-79.

Ribeiro MTH, Oliveira G, Oliveira HLQ, Mendoza LCL, Melo C, Silva Peres T, Soares CJ (2023). Survival of severely compromised endodontically treated teeth restored with or without a fiber glass post. *J Appl Oral Sci* 31, 1-11.

Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppini-Rontani RM, Giannini M (2017). Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *J Prost Dent* 118, 493-499.

Rosa RA, Barreto MS, Moraes RA, Broch J, Bier CA, Só MV, Kaizer OB, Valandro LF (2013). Influence of endodontic sealer composition and time of fiber post cementation on sealer adhesiveness to bovine root dentin. *Braz Dent J* 24, 241–246.

Santos-Filho PC, Veríssimo C, Soares PV, Saltarelo RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR (2014). Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod* 40, 119-123.

Sanz JL, López-García S, Lozano A, Pecci-Lioret MP, Liena C, Guerrero-Gironés J, Rodríguez-Lozano FJ, Forner L (2021). Microstructural composition, ion release, and bioactive potential of new premixed calcium silicate-based endodontic sealers indicated for warm vertical compaction technique. *Clin Oral Investig*. 25, 1451-1462.

Sarkis-Onofre R, Skupien J, Cenci M, Moraes R, Pereira-Cenci T (2014). The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent* 39, 31-44.

Sarr M, Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Kane AW, Vreven J, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL (2010). Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clin Oral Investig* 14, 569-77.

Shokouhinejad N, Gorjestani H, Nasseh AA, Hoseini A, Mohammadi M, Shamshiri AR (2013). Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer. *Aust Endod J* 39, 102-106.

Silva Almeida LH, Moraes RR, Morgental RD, Pappen FG (2017). Are Premixed Calcium Silicate-based Endodontic Sealers Comparable to Conventional Materials? A Systematic Review of In Vitro Studies. *J Endod* 43, 527-535.

Silva EJNL, Canabarro A, Andrade MRTC, Cavalcante DM, Von Stetten O, Fidalgo TKDS, De-Deus G (2019). Dislodgment Resistance of Bioceramic and Epoxy Sealres: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract* 19, 221-235.

Silva EJNL, Cardoso ML, Rodrigues JP, De-Deus G., Fidalgo TKDS (2021). Solubility of bioceramic-and epoxy resin-based root canal sealers: A systematic review and meta-analysis. *Aust Endod J* 47, 690–702.

Simões TC, Luque-Martinez Í, Moraes RR, Sá A, Loguercio AD, Moura SK (2016). Longevity of Bonding of Self-adhesive Resin Cement to Dentin. *Oper Dent* 41, 64-72.

Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T (2015). A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Brazilian Oral Res* 29, 1-8.

Šimundić Munitić M, Bago I, Glockner K, Kqiku L, Gabrić D, Anić I (2019). Effect of Different Laser Treatments on the Bond Strength of Intracanal Fiber Posts Cemented with a Self-Adhesive Resin Cement. *J Prosthodont.* 28, 290-296.

Soares IMV, Crozeta BM, Pereira RD, Silva RG, da Cruz-Filho AM (2020). Influence of endodontic sealers with different chemical compositions on bond strength of the resin cement/glass fiber post junction to root dentin. *Clin Oral Investig* 24, 3417-3423.

Tang W, Wu Y, Smales RJ (2010). Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod* 36, 609–617.

Tay FR, Pashley DH (2007). Monoblocks in root canals - a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 33, 391-398.

Teixeira CS, Pasternak-Junior B, Borges AH, Paulino SM, Sousa-Neto MD (2008). Influence of endodontic sealers on the bond strength of carbon fiber posts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 84, 430-435.

Torabinejad M, Parirokh M, Dummer PMH (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part II: other clinical applications and complications. *Int Endod J* 51, 284-317.

Utneja S, Nawal SR, Talwar S, Verma M (2015). Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement - review of its composition, properties, and applications. *Restor Dent Endod* 40, 1-13.

Uzunoglu-Özyürek E, Erdoğan Ö, Aktemur Türker S (2018). Effect of Calcium Hydroxide Dressing on the Dentinal Tubule Penetration of 2 Different Root Canal Sealers: A Confocal Laser Scanning Microscopic Study. *J Endod* 44, 1018-1023.

Vilas-Boas DA, Grazziotin-Soares R, Ardenghi DM, Bauer J, de Souza PO, de Miranda Candeiro GT, Maia-Filho EM, Carvalho CN (2018). Effect of different endodontic sealers and time of cementation on push-out bond strength of fiber posts. *Clin Oral Invest* 22, 1403-1409.

Wang Z, Shen Y, Haapasalo M (2014). Dentin extends the antibacterial effect of endodontic sealers against *Enterococcus faecalis* biofilms. *J Endod* 40, 505-508.

Zamparini F, Prati C, Taddei P, Spinelli A, Di Foggia M, Gandolfi MG (2022). Chemical-Physical Properties and Bioactivity of New Premixed Calcium Silicate-Bioceramic Root Canal Sealers. *Int J Mol Sc* 23, 13914.

Zhu Z, Dong XY, He S, Pan X, Tang L (2015). Effect of post placement on the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review. *Int J Prosthodont* 28, 475-483.

Zordan-Bronzel CL, Esteves Torres FF, Tanomaru-Filho M, Chávez-Andrade GM, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM (2019). Evaluation of Physicochemical Properties of a New Calcium Silicate-based Sealer, Bio-C Sealer. *J Endod* 45, 1248–1252.

9. ANEXO(S)

ANEXO 1– Parecer Consubstanciado do CEP

UNIVERSIDADE DO GRANDE
RIO PROFESSOR JOSÉ DE
SOUZA HERDY - UNIGRANRIO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DOS CIMENTOS ENDODÔNTICOS NA ADESÃO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO.

Pesquisador: ALIA REGINA NEVES DE PAULA PORTO

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 57390921.5.0000.5283

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE UNIGRANRIO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.505.045

Apresentação do Projeto:

O presente estudo se propõe a avaliar a influência de diferentes cimentos endodônticos na adesão dos pinos de fibra de vidro, através de ensaios mecânicos a serem realizados no laboratório de Biomateriais da UNIGRANRIO.

Objetivo da Pesquisa:

Os objetivos da pesquisa serão avaliar e comparar a influência dos cimentos endodônticos na adesão dos pinos de fibra de vidro de acordo com o tipo de cimento endodôntico e de cimento resinoso a ser utilizado para a cimentação do pino.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos se devem à manipulação e preparo das amostras, porém os pesquisadores se propõem a contorná-los através da utilização de EPI. Os resultados poderão contribuir no aprimoramento dos protocolos clínicos de tratamentos endodônticos e restauradores.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de pesquisa com importante repercussão clínica.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentados conforme solicitado.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não existem inadequações.

Endereço: Rua Prof. José de Souza Herdy, 1160
Bairro: 25 de Agosto **CEP:** 25.071-202
UF: RJ **Município:** DUQUE DE CAXIAS
Telefone: (21)2672-7733 **Fax:** (21)2672-7733 **E-mail:** cep@unigranrio.com.br

UNIVERSIDADE DO GRANDE
RIO PROFESSOR JOSÉ DE
SOUZA HERDY - UNIGRANRIO



Continuação do Parecer: 5.505.045

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1826702.pdf	15/06/2022 22:12:00		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETOALIA.docx	15/06/2022 22:11:29	ALIA REGINA NEVES DE PAULA PORTO	Aceito
Cronograma	crongramacomite2.docx	15/06/2022 22:11:01	ALIA REGINA NEVES DE PAULA	Aceito
Outros	Termodontes.pdf	17/05/2022 21:04:42	ALIA REGINA NEVES DE PAULA	Aceito
Outros	cartaanuencia.pdf	17/05/2022 21:03:39	ALIA REGINA NEVES DE PAULA	Aceito
Orçamento	orcamentopesq.pdf	16/02/2022 15:56:49	ALIA REGINA NEVES DE PAULA	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto1.pdf	22/11/2021 11:50:13	ALIA REGINA NEVES DE PAULA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	dispensa.pdf	22/11/2021 11:31:13	ALIA REGINA NEVES DE PAULA PORTO	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

DUQUE DE CAXIAS, 01 de Julho de 2022

Assinado por:
SERGIAN VIANNA CARDOZO
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Prof. José de Souza Herdy, 1160
Bairro: 25 de Agosto **CEP:** 25.071-202
UF: RJ **Município:** DUQUE DE CAXIAS
Telefone: (21)2672-7733 **Fax:** (21)2672-7733 **E-mail:** cep@unigranrio.com.br

ANEXO 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



Duque de Caxias, 11 de novembro de 2021

PEDIDO DE DISPENSA DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, Ália Regina Neves de Paula Porto, pesquisador(a) responsável pela pesquisa intitulada “ Influência dos cimentos endodônticos na adesão dos pinos de fibra de vidro”, declaro que conheço e cumprirei as normas vigentes expressas na **Resolução 466 de 12 de dezembro de 2012 e 510/16** do Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde.

Solicito a dispensa do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, pelo fato de, utilizar dentes humanos extraídos, obtidos de um banco de dentes conforme documento em anexo.

Ália Regina Neves de Paula Porto

CRORJ 22120

Ália Regina N de Porto

Matr 32055
CRO-RJ 22120

ANEXO 3 – Termo de Doação de Dentes Humanos



Termo de cessão de dentes do Biobanco de dentes da UNIG.

Informo que estão disponíveis para a pesquisadora **Alia Regina Neves de Paula Porto**, 40 dentes (Incisivo Centrais) pertencentes à coleção de dentes do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da UNIG, situado à Av. Abílio Augusto Távora, 2134 Nova Iguaçu/RJ, em respeito à legislação de amparo, lei nº. 9.434, de 04 de fevereiro de 1997, e à resolução 466/2012-CNS/MS. Os dentes serão utilizados na realização da pesquisa intitulada “**Influência dos cimentos endodônticos na adesão dos pinos de fibra de vidro.**”

A cessão dos dentes será registrada em documentação própria BDH quando da proposição do projeto de pesquisa, por meio do qual o pesquisador responsável recebe o material com suas informações associadas, assumindo a responsabilidade pela sua guarda e utilização, pela garantia do respeito à pessoa e à confidencialidade e pelo fornecimento, ao BDH/UNIG, das informações obtidas em sua pesquisa.

É de responsabilidade do pesquisador responsável disponibilizar uma cópia do projeto científico para arquivamento no BDH/UNIG, assim como proceder a devolução do material cedido após seu uso.



Coordenador do Banco de Dentes: Prof. Dr. Sileno Corrêa Brum
sileno.brum@campus1.unig.edu.br