



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



Caio Henrique de Paula Nogueira

**Efeito de diferentes sistemas de cimentação e protocolos de envelhecimento
sobre a resistência de união push-out após cimentação de pino de fibra de
vidro**

Araraquara

2022



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



Caio Henrique de Paula Nogueira

**Efeito de diferentes sistemas de cimentação e protocolos de envelhecimento
sobre a resistência de união push-out após cimentação de pino de fibra de
vidro**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara, para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas, na Área de Dentística Restauradora

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

Araraquara

2022

N778e Nogueira, Caio Henrique de Paula
Efeito de diferentes sistemas de cimentação e protocolos de envelhecimento sobre a resistência de união push-out após cimentação de pino de fibra de vidro / Caio Henrique de Paula Nogueira. -- Araraquara, 2022
56 f. : il., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara
Orientador: José Roberto Cury Saad

1. Cimentos dentários. 2. Adesivos dentinários. 3. Dentina. I.
Título.

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

Essa ficha não pode ser modificada.

Caio Henrique de Paula Nogueira

Efeito de diferentes sistemas de cimentação e protocolos de envelhecimento sobre a resistência de união push-out após cimentação de pino de fibra de vidro

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas

Presidente e Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

2º Examinador: Prof. Dr. Milton Carlos Kuga

3º Examinador: Profa. Dra. Cristiane de Melo Alencar

Araraquara, 04 de março de 2022.

DADOS CURRICULARES

Caio Henrique de Paula Nogueira

Data de nascimento: 22/10/1996 – Avaré – São Paulo

Filiação:

Paulo Nogueira Junior

Viviane Aline de Paula Nogueira

2015 – 2019: Curso de Graduação em Odontologia - Centro Universitário Sudoeste Paulista – UniFSP – Avaré/SP

2020 – 2022: Curso de Especialização em Docência no Ensino Superior – EAD - Faculdade FAMART

2020 – 2022: Curso de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de Dentística Restauradora - Nível Mestrado - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP/FOAr – Araraquara/SP

Dedico este trabalho a **Deus** por sempre abençoar o meu caminho e me confortar espiritualmente.

Ao meu namorado **Gabriel Moreira Borges Cardozo** pelo apoio e incentivo durante toda essa trajetória.

Aos meus pais **Paulo Nogueira Junior** e **Viviane Aline de Paula Nogueira**, que mesmo de longe sempre estiveram torcendo, orando e cuidando de mim.

À minha **Família**, que sempre acreditaram em mim e me incentivam a ser cada dia melhor e correr atrás dos meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Ao meu pai Paulo Nogueira Júnior e a minha mãe Viviane Aline de Paula Nogueira, obrigado por todos os ensinamentos de vida, vocês são pessoas que me motivam sempre a caminhar em busca dos meus sonhos, acreditam em mim e me dão forças para continuar. Vocês são inspirações para mim de luta, fé e amor. Amo muito vocês.

Aos meus irmãos Lucas de Paula Nogueira, Sophia de Paula Nogueira e Pedro Henrique de Paula Nogueira, por tudo que vocês significam para mim, por serem exatamente do jeito que são, cada um com suas manias, com sua personalidade e com sua essência, vocês são minhas pedras preciosas e vou levá-los para sempre comigo e tatuado no meu braço, agradeço por existirem.

Ao meu namorado, Gabriel Moreira Borges Cardozo por todo o apoio, companheirismo, amor, carinho e paciência, sei que não foi nada fácil todo esse tempo e você foi muito compreensivo, obrigado por nunca soltar minha mão e por sempre acreditar em mim. Juntos podemos ir muito longe, acreditando e apoiando um ao outro. Obrigado pelas conversas, conselhos e pelo ombro amigo em me escutar mesmo estando, alguns dias, tão cansado. Você me motiva a ser uma pessoa melhor e acreditar mais em mim. Amo demais você.

Ao meu sogro Jefferson Borges Cardozo e a minha sogra Cassia Regina Moreira Borges Cardozo que estiveram sempre do meu lado, aconselharam e ajudaram nessa caminhada, saibam que sou imensamente grato a vocês, sou o que sou hoje porque muito aprendi com vocês, pessoas guerreiras e de um coração inimaginável. Vocês são meus pais de coração.

À minha Família, não tenho palavras para descrever o quão significam para mim, cada um de vocês tem um papel muito importante na minha formação enquanto ser humano e sou muito feliz em poder dizer que tenho uma família tão grande, unida e cheia de defeitos, mas que mesmo assim é tão perfeita, vocês nunca deixaram de acreditar em mim, então, meu muito obrigado.

Ao meu orientador Prof. Dr. José Roberto Cury Saad, obrigado por sempre acreditar em mim, por me apoiar e sempre me incentivar a sonhar cada vez mais alto, saiba que você é um exemplo de pessoa, profissional e professor, obrigado por toda a disposição e por sempre ser tão solícito a me ajudar.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, agradeço a esta faculdade por todos os ensinamentos e oportunidades.

Aos professores do Departamento de Dentística Restauradora, Prof. Dr. Milton Carlos Kuga, Prof. Dr. Edson Alves de Campos, Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade, Profa. Dra. Andréa Abi Rached Dantas por todos os ensinamentos, parceria e conversas, quantas coisas aprendi, graças a vocês que nunca mediram esforços a me ajudar.

Aos meus amigos, João Felipe Besegato, Cristiane de Melo Alencar, Joissi Ferrari Zaniboni e Mariana Bena Gelio, sem vocês eu jamais conseguiria chegar até aqui, vocês cumpriram um papel fundamental em toda minha caminhada na pós-graduação, obrigado por todos os ensinamentos, pelas ajudas com os artigos, por me ajudarem com a confecção dos espécimes, pela parceria nas disciplinas, pelas conversas, conselhos e risadas.

Aos meus amigos, Carlos Alberto Cordeiro, Fernanda de Almeida Muranaka, João Felipe Paulin, Lara Bertti Mariano, Beatriz Maranhão Damião, Kerollyn da Silva Ribeiro e Renato Augusto de Freitas Silva, vocês foram peças fundamentais na minha formação, nunca me esqueceram apesar da distância, pelo contrário, sempre me apoiaram e me incentivaram. Minhas desculpas por as vezes ter sido tão ausente como amigo, mas vocês são e sempre serão meus amores.

Ao meu grande amigo, Prof. Ms. Bruno Gomes Duarte, obrigado por sempre me apoiar. Lembro como se fosse hoje quando fui aprovado no processo seletivo para o mestrado e pude ver em seu rosto sua alegria, foi tão grande que não mediu esforços em me ajudar e me aconselhar, você é um exemplo de professor, amigo e profissional, você tem uma energia ímpar e sou muito feliz em tê-lo como amigo e ex-professor.

À minha amiga, Geysa Ribeiro Toppan, que tive a oportunidade de conhecer e me aproximar, você é um ser humano de muita luz, de muito amor e proteção. Com o seu jeito aquariano, teimoso e bravo foi conquistando meu coração e ficou para uma vida toda, você esteve presente quando precisei conversar, chorar, treinar, sair e esquecer de todos os problemas, obrigado por fazer parte da minha vida.

Aos meus amigos, Eduardo Carvalho Menez Pinto e Jean Leandro dos Santos, o que poderia dizer de vocês meus amigos, presente que a vida e a cidade de Araraquara me deram, vocês são tudo que eu precisava ter conhecido, vocês me

acolheram tão bem em um lugar onde me sentia perdido e longe de tudo, aqui em Araraquara vocês se tornaram meus amigos e minha família.

Ao **CNPq**:

O presente trabalho foi realizado com apoio do CNPq, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – Brasil.

“Se a educação não for provocativa, não constrói, não se
cria, não se inventa, só se repete”

Mario Sergio Cortella

Nogueira CHP. Efeito de diferentes sistemas de cimentação e protocolos de envelhecimento sobre a resistência de união push-out após cimentação de pino de fibra de vidro [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de diferentes sistemas de cimentação (cimentos de ionômero de vidro (GC Gold Label Luting & Lining (GC) e Relyx Luting 2(RL)) e cimentos resinosos autoadesivos (MaxCem Elite (MC) e Relyx U200 (RU)), formação de tags e de protocolos de envelhecimento (imediate, 6 meses e 12 meses) sobre a resistência de união push-out após cimentação de pinos de fibra de vidro. Cento e vinte incisivos bovinos foram tratados endodonticamente. O espaço para pino foi preparado e as raízes foram randomicamente divididas em 4 grupos ($N = 30$), de acordo com o sistema de cimentação: GC; RL; MC; RU. Os espécimes de cada um dos protocolos foram subdivididos em 3 subgrupos ($N = 10$), de acordo com o período de avaliação. Depois disso, as amostras dos terços cervical, médio e apical foram preparadas e analisadas usando teste de resistência de união push-out e microscopia confocal a laser (MCL). Os dados obtidos na avaliação da resistência de união e extensão de formação de tags foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilk, para averiguar a homocedasticidade dos dados. Em seguida, foram submetidos aos testes de ANOVA one way e Tukey, como post hoc, com nível de significância de 5 % ($p = 0,05$). A análise do padrão de fratura foi apresentada sob a forma de frequência. Para o teste de push-out, imediata e de 6 meses, não houve diferença entre os cimentos GC, RU e MC nos terços cervical e médio ($p > 0,05$). No entanto, a resistência de união foi maior que RL ($p < 0,05$). No terço apical, GC e RU exibiram resistências similares ($p > 0,05$) e maior em comparação aos outros grupos ($p > 0,05$). Na análise de 12 meses, GC exibiu a maior resistência de união ($p < 0,05$) independentemente do terço avaliado. Por outro lado, MC e RL demonstraram os menores valores de resistência de união ($p < 0,05$). O padrão de falha coesiva foi o mais frequente, independentemente do período de análise, sistema de cimentação e terço do espaço para pino. Nos períodos de imediata e 6 meses, o cimento de ionômero de vidro (GC) demonstra similar resistência de união ao cimento resinoso autoadesivo (RU). Entretanto, após 12 meses demonstra o maior valor de resistência de união, em relação aos demais cimentos resinosos autoadesivos (MC e RU) e de ionômero de

vidro modificado com resina (RL). Contudo, o cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado pode ser uma alternativa clínica promissora para cimentação de pino de fibra de vidro.

Palavras-chave: Cimentos dentários. Adesivos dentinários. Dentina.

Nogueira CHP. Effect of different cementation systems and aging protocols on push-out bond strength after fiberglass post cementation [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of different cementation systems (glass ionomer cements (GC Gold Label Luting & Lining (GC) and Relyx Luting 2(RL)) and self-adhesive resin cements (MaxCem Elite (MC) and Relyx U200 (RU)), tag formation and aging protocols (immediate, 6 months and 12 months) on the push-out bond strength after cementing fiberglass posts. One hundred and twenty bovine incisors were endodontically treated. The post space was prepared, and the roots were randomly divided into 4 groups (N = 30) according to the cementation system: GC; RL; MC; RU. The specimens from each protocol were subdivided into 3 subgroups (N = 10), according to the evaluation period. Thereafter, specimens from the cervical, middle, and apical thirds were prepared and analyzed using push-out bond strength testing and confocal laser microscopy (CLM). The data obtained in the evaluation of bond strength and tag formation extension were submitted to the Shapiro-Wilk test, to verify the homoscedasticity of the data. Then, they were submitted to one-way ANOVA and Tukey test, as post hoc, with a significance level of 5% ($p = 0.05$). The analysis of the fracture pattern was presented in the form of frequency. For the push-out test, immediate and 6 months, there was no difference between cements GC, RU, and MC in the cervical and middle thirds ($p > 0.05$). However, the bond strength was greater than RL ($p < 0.05$). In the apical third, GC and RU exhibited similar ($p > 0.05$) and greater resistance compared to the other groups ($p > 0.05$). In the 12-month analysis, GC exhibited the highest bond strength ($p < 0.05$) regardless of the third evaluated. On the other hand, MC and RL showed the lowest bond strength values ($p < 0.05$). The cohesive failure pattern was the most frequent, regardless of the analysis period, cementation system and third of the post space. In the immediate and 6-month periods, the glass ionomer cement (GC) demonstrates similar bond strength to the self-adhesive resin cement (RU). However, after 12 months it demonstrates the highest bond strength value compared to other self-adhesive resin cements (MC and RU) and resin-modified glass ionomer (RL). However, chemically activated glass ionomer cement may be a promising clinical alternative for glass fiber post cementation.

Keywords: Dental cements. Dentin adhesives. Dentin.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	PROPOSIÇÃO	17
3	PUBLICAÇÕES	18
3.1	Publicação 1	18
3.2	Publicação 2	39
4	CONCLUSÃO	54
	REFERÊNCIAS	55

1 INTRODUÇÃO

Sistemas de pinos radiculares tem sido usado na reabilitação de dentes tratados endodonticamente com destruição parcial ou total da coroa^{1,2}, proporcionam maior retenção de restaurações coronárias. O uso de pinos de fibra de vidro (PFV) têm aumentado nos últimos anos comparados com outros tipos de pinos^{3,4} por possuírem características estéticas superiores às proporcionadas pelos pinos metálicos, e terem módulo de elasticidade similares ao da dentina^{5,6,7,8,9,10}, reduzindo o risco de fratura radicular², promovendo uma dissipação homogênea de tensões entre o dente, cimento e pino¹¹.

Por outro lado, para que desempenhem adequadamente suas funções, é essencial que sua estabilidade no canal radicular seja adequada, favorecendo um escudo coronário satisfatório e maior longevidade da restauração dos dentes tratados endodonticamente¹².

Os cimentos de ionômero de vidro inicialmente são utilizados para cimentação de pinos metálicos fundidos, coroas metalocerâmicas ou livres de metais e tem sido utilizado como uma alternativa para cimentação de pinos de fibra de vidro⁶. Cimentos de ionômero de vidro tem uma adesão química satisfatória ao substrato dentinário devido aos grupos carboxilas presente na molécula que se ligam ao íon cálcio da hidroxiapatita. Eles também têm sido indicados para cimentação de pinos de fibra em dentes tratados endodonticamente, apresentando resultados promissores^{5,6}.

O cimento de ionômero de vidro apresenta algumas desvantagens, principalmente relacionadas ao seu manuseio clínico e propriedades físicas, necessitando de avaliações experimentais que comprovem sua eficácia como alternativa aos cimentos resinosos frequentemente utilizados⁶.

Cimento resinosos com mecanismos de polimerização químico, fotopolimerizável, ou dual são rotineiramente utilizados para cimentação de pinos de fibra de vidro^{5,12}. Estes cimentos são classificados como convencionais ou autoadesivos, de acordo com a estratégia de adesão ao substrato dentinário^{13,14}. Cimentos resinosos convencionais são usados depois de uma aplicação de sistemas adesivos no canal radicular, enquanto os materiais autoadesivos não requerem o uso de adesivos devido à alta afinidade química com a hidroxiapatita^{5,15,16}.

Os cimentos resinosos autoadesivos (CRA) tem alcançado grande popularidade¹⁷ por sua simplificação de procedimentos na cimentação adesiva, reduzindo o número de passos do sistema adesivo; reduzindo a sensibilidade da

técnica, fazendo o processo de cimentação simples e rápido^{10,17}, e favorecendo a polimerização em áreas críticas de incidência de luz⁵. A adoção desse método permite que a formação da camada híbrida ocorra sobre uma área de dentina recém-exposta, portanto, livre de contaminantes e compreendida como substrato ideal para a realização de procedimentos adesivos¹⁸. No entanto, os cimentos autoadesivos apresentam penetrabilidade reduzida na matriz dentinária e/ou túbulos dentinários, comprometendo a formação da camada híbrida na interface de adesão dentina^{15,16}. A hibridização dentinária é influenciada por diversos fatores, incluindo a composição do cimento e protocolos de aplicação, tal como as características inerentes do substrato dentinário⁴.

A interrelação resina-dentina, zona chamada de camada híbrida, cumpre uma função fundamental na retenção micromecânica¹⁹. A ligação de dentina é uma forma de engenharia dos tecidos, qual mineral é substituído por monômeros de resina para formar um biocompósito, composto por colágeno dentinário e resina curada. Espera-se que a interface adesiva forme uma conexão firme e permanente entre a dentina e o cimento resinoso²⁰. No entanto, a formação da camada híbrida consiste na infiltração dos monômeros adesivos no interior da rede de fibras colágenas resultante da desmineralização ácida e subsequente polimerização, e está diretamente relacionada ao tratamento da superfície do substrato^{19,21}. A camada híbrida é uma interface altamente orgânica, relativamente hidrofóbica e ácido-resistente. No entanto, independentemente do sistema ou material utilizado, a formação da camada nem sempre é homogênea e estável²⁰.

A finalidade dos procedimentos adesivos é proporcionar força retentiva e durabilidade. No entanto, independentemente dos avanços nos materiais, a camada híbrida criada na dentina nem sempre é homogênea e estável^{20,22}, e pode falhar ao longo do tempo, causando micro infiltração marginal e formação de interface entre cimento-dentina, resultando em diminuição da retenção²².

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o tipo de sistema de cimentação (cimentos de ionômero de vidro GC Gold Label Luting & Lining e Relyx Luting 2 e cimentos resinosos autoadesivos Maxcem Elite e Relyx U200) e o efeito do envelhecimento (imediato, 6 meses e 12 meses) sobre a resistência de união push-out à dentina radicular após cimentação de pinos de fibra de vidro. A hipótese testada foi a de que não há diferença entre a resistência de união à dentina radicular independentemente do protocolo de cimentação e do tempo de envelhecimento.

3 PUBLICAÇÕES

As publicações avaliaram o efeito da cimentação de pino de fibra de vidro comparado a cimentos autoadesivos sobre a resistência adesiva à dentina

3.1 Publicação 1

Efeito dos sistemas de cimentação e do envelhecimento na resistência de união à dentina após cimentação de pinos de fibra*

RESUMO

Este estudo avaliou sistemas de cimentação e protocolos de envelhecimento na resistência de união à dentina após cimentação de pinos de fibra. Cento e vinte incisivos bovinos foram utilizados. Após o preparo do pós-espaco, os corpos de prova foram distribuídos aleatoriamente em 12 grupos (n = 10) de acordo com o período de envelhecimento (24 horas, 6 meses e 12 meses) e o sistema de cimentação utilizado: GC – cimento de ionômero de vidro (GC Gold Label Cimentação e Revestimento); RL – RelyX Luting 2; MC – MaxCem Elite; RU – RelyX U200. Cortes dos terços cervical, médio e apical foram obtidos e analisados por teste de resistência de união push-out e microscopia confocal de varredura a laser. ANOVA de uma via e teste post-hoc de Tukey foi usado a um nível de significância de 5%. Para o teste de resistência de união, não foram observadas diferenças entre GC, RU e MC nos terços cervical e médio, independentemente do período de armazenamento ($p > 0,05$). No terço apical, GC e RU apresentaram resistência de união semelhante, porém superior aos demais grupos ($p > 0,05$). Após 12 meses, o GC apresentou a maior resistência de união ($p < 0,05$). A resistência de união à dentina pós-espaco diminuiu ao longo do tempo, independentemente do sistema de cimentação utilizado. A formação de etiquetas foi semelhante entre todos os grupos. Após 12 meses, o GC apresentou os maiores valores de resistência de união. Contudo, o cimento de ionômero de vidro pode ser uma alternativa clínica promissora para cimentação de pino de fibra de vidro.

Palavras-chave: Pinos de fibra. Cimentos resinosos. Cimento de ionômero de vidro. Resistência de união. Envelhecimento.

1. INTRODUÇÃO

Sistemas de pinos radiculares tem sido usado na reabilitação de dentes tratados endodonticamente com destruição parcial ou total da coroa.^{1,2} O uso de pinos de fibra de vidro (PFV) têm aumentado nos últimos anos comparados com outros tipos de pinos^{3,4} por serem materiais estéticos, e terem módulo de elasticidade similares ao

*O artigo segue as normas de publicação do periódico ao qual foi submetido “The Journal Of Prosthetic Dentistry”

da dentina^{5,6}, reduzindo o risco de fratura radicular², promovendo uma dissipação homogênea de tensões entre o dente, cimento e pino.⁷

Os cimentos de ionômero de vidro inicialmente são utilizados para cimentação de pinos metálicos fundidos, coroas metalocerâmicas ou livres de metais e tem sido utilizado como uma alternativa para cimentação de pinos de fibra de vidro.⁶ Cimentos de ionômero de vidro tem uma adesão química satisfatória ao substrato dentinário devido aos grupos carboxilas presente na molécula que se ligam ao íon cálcio da hidroxiapatita. Eles também têm sido indicados para cimentação de pinos de fibra em dentes tratados endodonticamente, apresentando resultados promissores.^{5,6}

O cimento de ionômero de vidro apresenta algumas desvantagens, principalmente relacionadas ao seu manuseio clínico e propriedades físicas, necessitando de avaliações experimentais que comprovem sua eficácia como alternativa aos cimentos resinosos frequentemente utilizados.⁶

Cimento resinosos com mecanismos de polimerização químico, fotopolimerizável, ou dual são rotineiramente utilizados para cimentação de pinos de fibra de vidro.⁵ Estes cimentos são classificados como convencionais ou autoadesivos, de acordo com a estratégia de adesão ao substrato dentinário. Cimentos resinosos convencionais são usados depois de uma aplicação de sistemas adesivos no canal radicular, enquanto os materiais autoadesivos não requerem o uso de adesivos devido à alta afinidade química com a hidroxiapatita.⁵

Os cimentos resinosos autoadesivos (CRA) tem alcançado grande popularidade⁸ por sua simplificação de procedimentos na cimentação adesiva, reduzindo o número de passos do sistema adesivo; reduzindo a sensibilidade da técnica, fazendo o processo de cimentação simples e rápido^{8,9}, e favorecendo a polimerização em áreas críticas de incidência de luz.⁵ A adoção desse método permite que a formação da camada híbrida ocorra sobre uma área de dentina recém-exposta, portanto, livre de contaminantes e compreendida como substrato ideal para a realização de procedimentos adesivos.¹⁰ A hibridização dentinária é influenciada por diversos fatores, incluindo a composição do cimento e protocolos de aplicação, tal como as características inerentes do substrato dentinário.⁴

A interrelação resina-dentina, zona chamada de camada híbrida, cumpre uma função fundamental na retenção micromecânica.¹¹ A ligação de dentina é uma forma de engenharia dos tecidos, qual mineral é substituído por monômeros de resina para formar um biocompósito, composto por colágeno dentinário e resina curada. Espera-

se que a interface adesiva forme uma conexão firme e permanente entre a dentina e o cimento resinoso.¹² No entanto, a formação da camada híbrida consiste na infiltração dos monômeros adesivos no interior da rede de fibras colágenas resultante da desmineralização ácida e subsequente polimerização, e está diretamente relacionada ao tratamento da superfície do substrato.^{11,13} A camada híbrida é uma interface altamente orgânica, relativamente hidrofóbica e ácido-resistente. No entanto, independentemente do sistema ou material utilizado, a formação da camada nem sempre é homogênea e estável.¹²

A finalidade dos procedimentos adesivos é proporcionar força retentiva e durabilidade. No entanto, independentemente dos avanços nos materiais, a camada híbrida criada na dentina nem sempre é homogênea e estável^{12,14}, e pode falhar ao longo do tempo, causando micro infiltração marginal e formação de interface entre cimento-dentina, resultando em diminuição da retenção.¹⁴

Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do envelhecimento (imediate, 6 meses e 12 meses) e do tipo de sistema de cimentação (cimentos de ionômero de vidro GC Gold Label Luting & Lining e Relyx Luting 2 e cimentos resinosos autoadesivos Maxcem Elite e Relyx U200) sobre a resistência de união push-out à dentina radicular após cimentação de pinos de fibra de vidro. A hipótese testada foi a de que não há diferença entre a resistência de união à dentina radicular independentemente do protocolo de cimentação e do tempo de envelhecimento.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Desenho de Estudo

Este trabalho trata de um estudo experimental em corpos de prova do tipo ensaio laboratorial, pois há grupo controle e há randomização notada por meio da alocação dos espécimes de cada grupo.

O estudo está de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), resolução normativa n 30, de 2 de fevereiro de 2016.

Cento e vinte incisivos bovinos, com anatomia radicular similar, foram obtidos e mantidos em soro fisiológico, sob refrigeração a 4°C, por 7 dias.

3.2 Preparo dos Espécimes

Os dentes foram seccionados transversalmente, sob refrigeração constante com água destilada, utilizando um disco diamantado (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) adaptado em máquina de corte específica ((Isomet 2000; Buehler Ltd., Lake Buff, IL, USA). As raízes foram padronizadas com o comprimento de 17 mm, a partir do ápice radicular. Os canais radiculares foram submetidos ao preparo químico-mecânico, e obturados com guta percha e cimento à base de resina epóxi (AH Plus; Dentsply De Trey, Konstanz, Germany), conforme descrito por Aranda-Garcia.¹⁵ Imediatamente após a condensação vertical da obturação endodôntica, o acesso cervical radicular foi selado com cimento de ionômero de vidro (Maxxion R; FGM, Joinville, SC, Brasil). Os espécimes foram mantidos em 100% de umidade, a 37°C, por 7 dias.

O espaço para pino foi preparado com brocas de Largo #1 e #2 (Detsply Maillefer; Pirassununga, SP, Brasil) e finalizado com a broca #2 (White Post DC; FGM, Joinville, SC, BR), na extensão de 11 mm, a partir da face cervical da raiz. Em seguida, o espaço para pino foi irrigado com 2.5% NaOCl e secos com ponta de papel absorvente. A superfície dos pinos de fibra DC#2 (White Post; FGM, Joinville, SC, Brasil) foram limpos com etanol 95% (labSynth, Diadema, SP, Brasil). Sessenta pinos de fibra, para serem cimentados com cimentos resinosos auto-adesivos (MC e RU) foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (condac; FGM, Joinville, SC, Brasil), por 60 segundos, lavados com água destilada e secos com jatos de ar. Em seguida, duas camadas de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) foram aplicadas sobre toda a superfície. Nos outros 60 pinos de fibra, para serem cimentados com cimento de ionômero de vidro (GC e RL), nenhum tratamento da superfície foi realizado.

3.3 Protocolo de Cimentação

Os pinos de fibra, com os devidos tratamentos da superfície, foram cimentados com dois cimentos de ionômero de vidro (GC, GC Gold Label Luting and Lining e RL, Relyx Luting 2) ($N = 30$, cada) ou dois cimentos autoadesivos (MC, MaxCem Elite e RU, Relyx U200) ($N = 30$, cada). A procedência, composição química e protocolo de manipulação e inserção dos cimentos estão descritos no quadro 1. Após a cimentação do pino de fibra, o espécime foi submetido a fotoativação com um dispositivo LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA), posicionado a 1mm de distância da superfície do pino, na potência de 1000 mW/cm², por 40 s, em cada face do espécime.

Quadro 1: Cimentos resinosos autoadesivos, Cimentos de Ionômero de Vidro, fabricante, composição, e modo de aplicação.

Cimentos	Composição	Modo de aplicação
<p>Maxcem Elite (KERR Corp, Orange, CA, USA)</p>	<p>Hidroxi etil metacrilato (HEMA), metoxifenol (MEHQ), hidroperóxido de cumeno (CHPO), monômeros de éster de acrilato não polimerizado, dióxido de titânio (TiO₂) e pigmentos.</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Proporções iguais de pasta base e catalisadora foram dispensadas em uma placa de vidro e misturadas com espátula de metal por 20 s; 2. Mistura foi inserida dentro do canal radicular com seringa aplicadora; 3. Polimerização por 20 s.
<p>Relyx U200 (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA)</p>	<p>Pasta base: pó de vidro tratado com silano, ácido 2-propenóico, 2-metil, 1,10-[1- (hidroximetil) -1,2-etanodiil] éster, dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA), sílica tratada com silano, vidro fibra, persulfato de sódio e peroxi-3,5,5-trimetilhexanoato de terc-butila. Pasta catalisadora: pó de vidro tratado com silano, substituto de dimetacrilato, sílica tratada com silano, p-toluenos sulfonato de sódio, ácido 1-benzil-5-fenilbarbitúrico, sais de cálcio, dimetacrilato de 1,12-dodecanodiol, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Proporções iguais de pasta base e catalisadora foram dispensadas em uma placa de vidro e misturadas com espátula de metal por 20 s; 2. Mistura foi inserida dentro do canal radicular com seringa aplicadora; 3. Polimerização por 20 s.

<p>GC Gold Label Luting & Lining (GC American Inc, Alsip, IL, USA)</p>	<p>Pó: vidro fluorado, silicato de alumínio (amorfo). Líquido: água destilada, ácido poliacrílico, 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), UDMA.</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Uma proporção padrão de pó para líquido foi dispensada em uma placa de mistura e misturada com uma espátula de plástico por 20 s; 2. Mistura foi inserida dentro do canal radicular com seringa aplicadora; 3. O acabamento foi iniciado 4 m 30 s após a presa final.
<p>Relyx Luting 2 (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA)</p>	<p>Pasta A: Vidro de fluoroaluminossilicato (vidro FAS), agente opacificante, metacrilato de hidroxietila (HEMA), água, agente redutor patenteado. Pasta B: carga de sílica zircônia, ácido poliacrílico metacrilato, hidroxietil metacrilato (HEMA), bisfenol A glicídico metacrilato (BisGMA), água e persulfato de potássio).</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Proporções iguais de pasta A e Pasta B foram dispensadas em uma placa de mistura e misturadas com espátula de metal por 20 s; 2. Mistura foi inserida dentro do canal radicular com seringa aplicadora; 3. O acabamento foi iniciado 5 m após a presa final.

A rhodamina B (Synth, São Paulo, SP, Brazil) foi incorporada nos sistemas de cimentação, para posterior análise da extensão de formação de tags na dentina do espaço para pino, na proporção de 0.01% (em massa), conforme recomendações de Bim Júnior (2017).¹⁶

3.4 Resistência de União

Os espécimes de cada um dos protocolos de cimentação foram subdivididos em 3 subgrupos ($N = 10$, cada), de acordo com o período de avaliação de imediato, 6 e 12 meses. Nos subgrupos de 6 e 12 meses, as raízes permaneceram imersas em água destilada, trocadas a cada dois dias, em 37°C.

Após cada um dos períodos descritos, as raízes foram verticalmente centralizadas em uma matriz de PVC (21.3 diâmetro x 20.0mm comprimento), que foram preenchidas com resina poliéster (Maxi Rubber, Diadema, SP, Brazil), mantendo 1.0 mm do terço cervical sem inclusão. Os espécimes foram mantidos em repouso por 24 horas. Na sequência, os espécimes foram removidos das matrizes e seccionados perpendicularmente ao longo eixo radicular com disco diamantado adaptado em máquina de corte de tecidos duros (IsoMet 1000, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA), sob refrigeração, sendo obtido uma secção (2.0mm \pm 0.1 mm de espessura) dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino, respectivamente a 1.0mm, 5.0mm e 8.0mm da superfície cervical da raiz. As espessuras das secções foram conferidas com um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brazil) e eventuais irregularidades foram removidas com lixas de carvão de silício #1,200 (Norton, São Paulo, SP, Brazil).

As secções foram cuidadosamente lavadas, secas e submetidas ao teste de push-out com máquina de ensaio eletromecânica (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brazil), na velocidade de 0.5mm/min, adaptada com célula de carga 5kN. Para o deslocamento do conjunto pino de fibra e sistema de cimentação foram utilizados crosshead com diâmetros de 1.2mm, 0.9mm, e 0.5 mm, respectivamente para os terços cervical, médio e apical do espaço para pino. A força requerida foi obtida em N (Newton) e transformada em resistência de união (MPa), considerando a superfície de adesão, conforme descrito por Magro¹⁷

3.5 Análise do Padrão de Fratura

Após o teste de push-out, a face cervical de cada secção, obtidos nos períodos de imediato, 6 e 12 meses, foram analisadas em estereomicroscópio, (M125; Leica Microsystems, São Paulo, SP, Brazil), com magnificação de 20x, para avaliar a incidência do padrão de fratura, conforme descrito por Ramos¹⁸: tipo 1 (adesiva 1): quando isto ocorre entre o pino e o cimento; tipo 2 (adesivo 2): entre a dentina e o

cimento; tipo 3 (coesiva): dentro do cimento, e tipo 4 (mista): quando ambos os tipos de falhas foram combinados.

3.6 Formação de Tags

Uma imagem de cada secção foi obtida em microscopia confocal a laser (LSM 800 Airyscan; Carl Zeiss, Oberkochen, GER), com magnificação de 10x. O comprimento de onda de absorção e emissão para a Rhodamine B foram de 540 nm e 494 nm, respectivamente. Quarenta mensurações (em μm) da maior extensão de formação de tags na dentina do perímetro do espaço para pino foram obtidas por meio do software Image J (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA), e a média aritmética destas mensurações foi definida como a extensão de formação de tags para o slice em análise.

3.7 Análise Estatística

Os dados obtidos na avaliação da resistência de união e extensão de formação de tags foram inicialmente submetidos ao teste de Shapiro-Wilk, para averiguar a homecedasticidade dos dados. Em seguida, foram submetidos aos testes de ANOVA one way e Tukey como post hoc ($P = 0.05$). A análise do padrão de fratura foi apresentada sob a forma de frequência.

4. RESULTADOS

4.1 Resistência de União

4.1.1 Entre Sistemas de Cimentação

Na análise imediata e de 6 meses, não houve diferença entre os cimentos GC, RU e MC nos terços cervical e médio ($p > 0.05$). No entanto, a resistência de união destes grupos foi maior que RL ($p < 0.05$). No terço apical, GC e RU exibiram resistência similar ($p > 0.05$) e maior em comparação aos grupos MC e RL ($p > 0.05$), que também foram iguais entre si ($p > 0.05$).

Na análise de 12 meses, GC exibiu a maior resistência de união ($p < 0.05$) independentemente do terço avaliado. Por outro lado, MC e RL demonstraram os menores valores de resistência de união ($P < 0.05$), embora similares entre si ($P > 0.05$).

A tabela 1 demonstra a média aritmética e desvio padrão dos valores de resistência de união (em MPa) dos sistemas de cimentação, nos terços do espaço para pino de fibra, em função dos períodos de análise.

Tabela 1. Média e desvio padrão dos valores de resistência de união (em MPa) dos sistemas de cimentação, nos terços do espaço para pino de fibra, em função dos períodos de análise.

		MC	RU	GC	RL
24h	cervical	13.55 ± 0.96 ^a	14.26 ± 2.72 ^a	15.11 ± 1.61 ^a	9.59 ± 0.88 ^b
	médio	12.31 ± 1.54 ^a	13.18 ± 1.99 ^a	13.86 ± 1.68 ^a	9.75 ± 0.62 ^b
	apical	9.94 ± 0.99 ^b	13.01 ± 0.94 ^a	13.85 ± 1.09 ^a	9.30 ± 0.76 ^b
6 m	cervical	13.26 ± 1.29 ^a	13.56 ± 1.18 ^a	15.01 ± 1.25 ^a	9.39 ± 0.69 ^b
	médio	12.26 ± 0.86 ^a	12.98 ± 0.85 ^a	13.79 ± 1.21 ^a	9.65 ± 1.05 ^b
	apical	9.56 ± 0.71 ^b	12.95 ± 1.11 ^a	13.74 ± 1.49 ^a	9.21 ± 0.77 ^b
12 m	cervical	8.26 ± 1.27 ^c	10.06 ± 1.59 ^b	13.71 ± 1.51 ^a	7.69 ± 1.08 ^c
	médio	7.66 ± 0.72 ^c	9.68 ± 1.89 ^b	13.48 ± 1.17 ^a	7.35 ± 0.94 ^c
	apical	7.66 ± 1.19 ^c	9.11 ± 0.95 ^b	13.24 ± 1.03 ^a	7.11 ± 0.98 ^c

^{abc} Diferentes letras na mesma linha demonstram diferenças significantes ($P < 0.05$). MC, MaxCem Elite; RU, Relyx U200; GC, GC Gold Label Luting Lining; RL, Relyx Luting 2.

4.1.2 Entre os Terços dos Sistemas de Cimentação

Todos os cimentos demonstraram redução da resistência de união no mesmo terço analisado, após 12 meses ($P < 0.05$), exceto em GC. Entretanto, não houve diferença nos valores de resistência entre os períodos de imediato e 6 meses ($P > 0.05$).

A tabela 2 demonstra a média aritmética e desvio padrão dos valores de resistência de união (em MPa), nos terços cervical, médio e apical do espaço para pino de fibra, em cada sistema de cimentação.

Tabela 2. Média e desvio padrão dos valores de resistência de união (em MPa), nos terços cervical, médio e apical do espaço para pino de fibra, em cada sistema de cimentação.

		24 h	6 m	12 m
MC	C	13.55 ± 0.96 ^a	13.26 ± 1.29 ^a	8.26 ± 1.27 ^b
	M	12.31 ± 1.54 ^a	12.26 ± 0.86 ^a	7.66 ± 0.72 ^b
	A	9.94 ± 0.99 ^a	9.56 ± 0.71 ^a	7.66 ± 1.19 ^b
RU	C	14.26 ± 2.72 ^a	13.56 ± 1.18 ^a	10.06 ± 1.59 ^b
	M	13.18 ± 1.99 ^a	12.98 ± 0.85 ^a	9.68 ± 1.89 ^b
	A	13.01 ± 0.94 ^a	12.95 ± 1.11 ^a	9.11 ± 0.95 ^b
GC	C	15.11 ± 1.61 ^a	15.01 ± 1.25 ^a	13.71 ± 1.51 ^a
	M	13.86 ± 1.68 ^a	13.79 ± 1.21 ^a	13.48 ± 1.17 ^a
	A	13.85 ± 1.09 ^a	13.74 ± 1.49 ^a	13.24 ± 1.03 ^a
RL	C	9.59 ± 0.88 ^a	9.39 ± 0.69 ^a	7.69 ± 1.08 ^b
	M	9.75 ± 0.62 ^a	9.65 ± 1.05 ^a	7.35 ± 0.94 ^b
	A	9.30 ± 0.76 ^a	9.21 ± 0.77 ^a	7.11 ± 0.98 ^b

^{ab} Diferentes letras na mesma linha demonstram diferenças significantes ($P < 0.05$). C, cervical third; M, middle third; A, apical third; MC, MaxCem Elite; RU, Relyx U200; GC, GC Gold Label Luting Lining; RL, Relyx Luting 2.

4.2 Padrão de fratura

O padrão de falha coesiva foi o mais frequente, independentemente do período de análise, sistema de cimentação e terço do espaço para pino. As figuras 1, 2 e 3 demonstram a incidência, em porcentagem, dos padrões de falha adesiva entre o sistema de cimentação e a dentina dos terços do espaço para pino, nos períodos de avaliação de imediato, 6 e 12 meses.

Figura 1. Incidência do modo de falha (%) para cada grupo e terço pós-espaco após 24 horas de armazenamento.

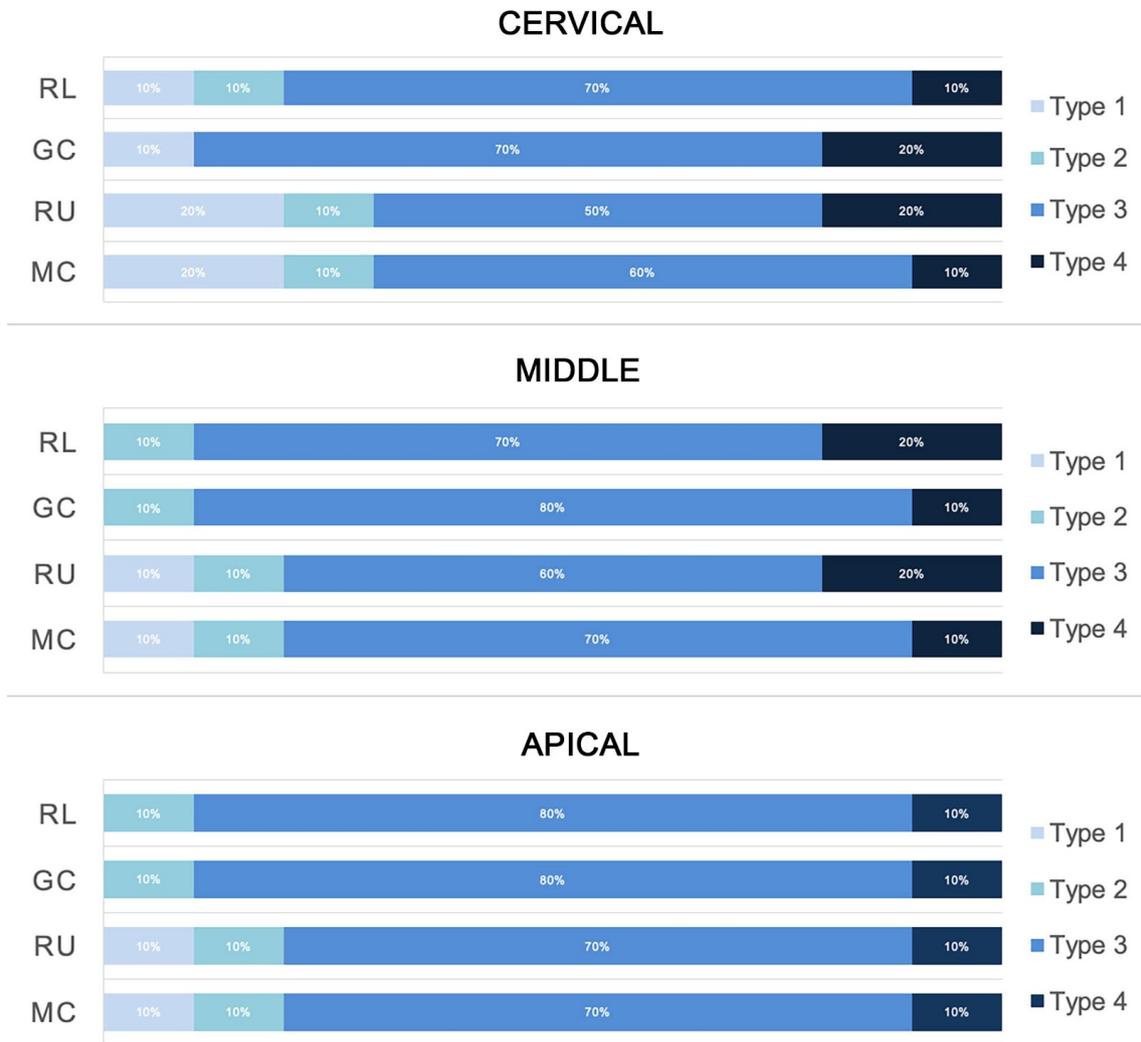


Figura 2. Incidência do modo de falha (%) para cada grupo e terço pós-espaco após 6 meses de armazenamento.

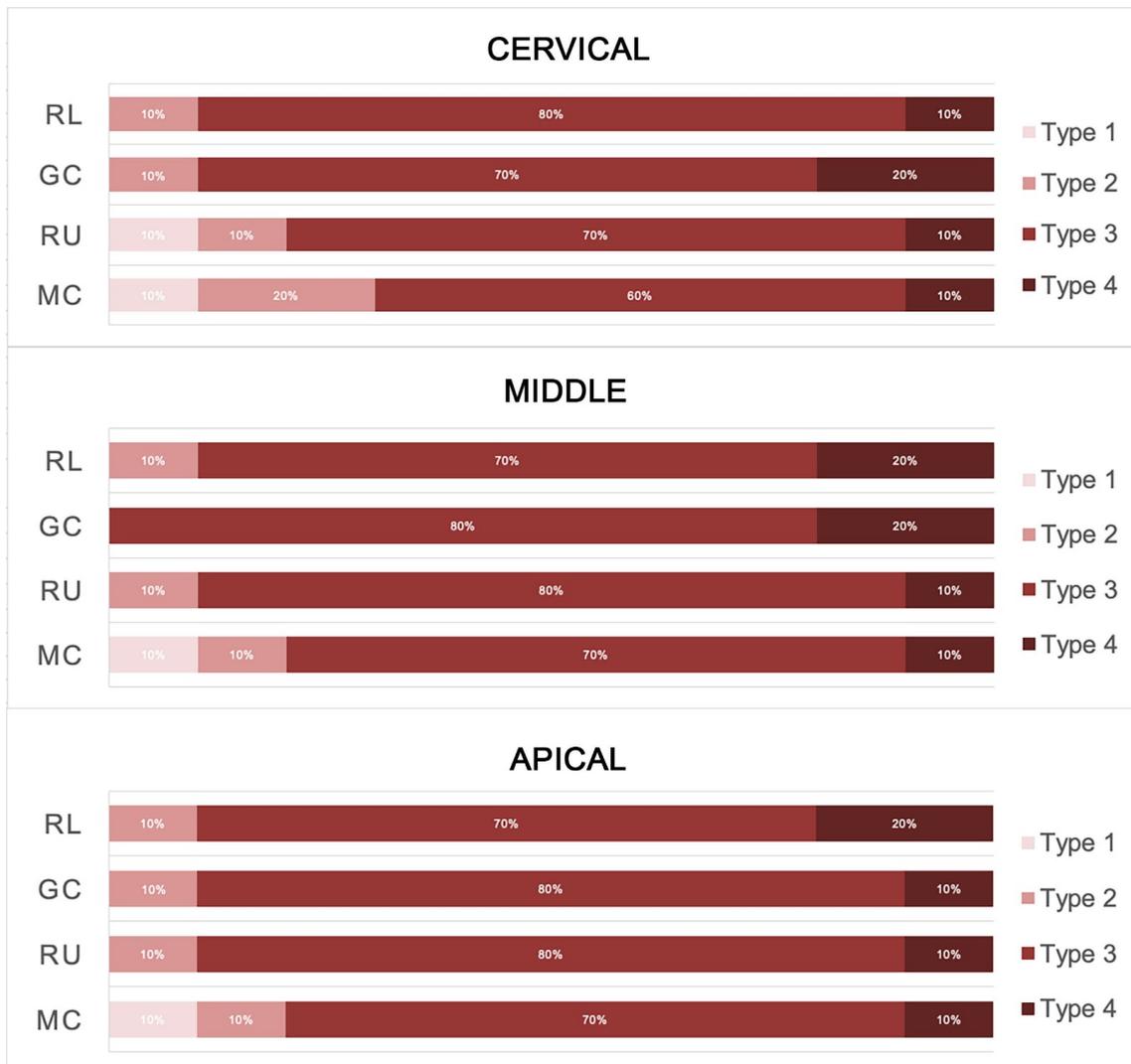
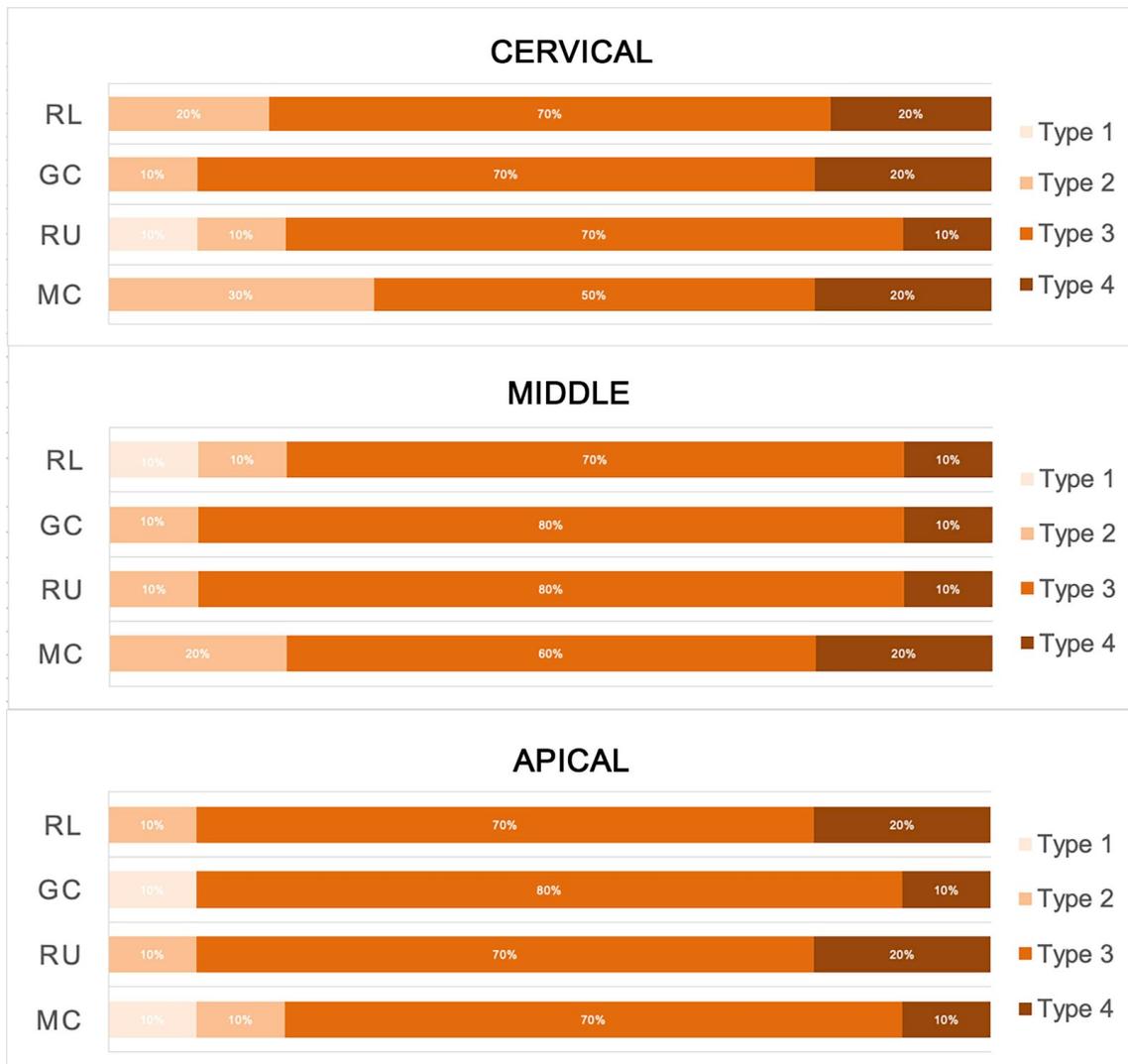


Figura 3. Incidência do modo de falha (%) para cada grupo e terço pós-espaco após 24 meses de armazenamento.



4.3 Formação de Tags

Independentemente do período de avaliação (imediate, 6 e 12 meses), entre e intra terços do espaço para pino, não houve diferença significativa entre as comparações, por meio da análise em microscopia confocal a laser ($P > 0.05$).

A tabela 3 demonstra a média aritmética e desvio padrão da extensão de tags formados pelos sistemas de cimentação na dentina do espaço para pino, em função dos períodos de análise.

Tabela 3. Média e desvio padrão dos valores de resistência de união (em μm) da extensão de tags formados pelos sistemas de cimentação na dentina do espaço para pino, em função dos períodos de análise.

		MC	RU	GC	RL
24h	cervical	8.53 \pm 0.54	8.53 \pm 0.48	8.52 \pm 0.68	8.61 \pm 0.77
	médio	8.49 \pm 0.31	8.51 \pm 0.62	8.46 \pm 0.54	8.60 \pm 0.49
	apical	8.43 \pm 0.41	8.44 \pm 0.59	8.37 \pm 0.34	8.59 \pm 0.27
6 m	cervical	8.52 \pm 1.03	8.69 \pm 0.91	8.41 \pm 0.79	8.77 \pm 0.73
	médio	8.34 \pm 0.49	8.53 \pm 0.67	8.25 \pm 0.51	8.71 \pm 0.46
	apical	8.19 \pm 0.63	8.18 \pm 0.63	8.16 \pm 0.43	8.27 \pm 0.45
12 m	cervical	8.27 \pm 0.56	8.46 \pm 0.51	8.28 \pm 0.46	8.50 \pm 0.47
	médio	8.26 \pm 0.51	8.31 \pm 0.75	8.27 \pm 0.35	8.37 \pm 0.47
	apical	8.12 \pm 0.46	8.18 \pm 0.55	8.10 \pm 0.43	8.19 \pm 0.39

Não houve diferença significativa entre os grupos avaliados na mesma linha ($P < 0.05$). MC, MaxCem Elite; RU, Relyx U200; GC, GC Gold Label Luting Lining; RL, Relyx Luting 2.

A tabela 4 demonstra a média aritmética e desvio padrão da extensão de tags formados pelos sistemas de cimentação na dentina dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino de fibra, em cada sistema de cimentação.

Tabela 4. Média e desvio padrão dos valores de resistência de união (em MPa), nos terços cervical, médio e apical do espaço para pino de fibra, em cada sistema de cimentação.

		24 h	6 m	12 m
MC	C	8.53 ± 0.54	8.52 ± 1.03	8.27 ± 0.56
	M	8.49 ± 0.31	8.34 ± 0.49	8.26 ± 0.51
	A	8.43 ± 0.41	8.19 ± 0.63	8.12 ± 0.46
RU	C	8.53 ± 0.48	8.69 ± 0.91	8.46 ± 0.51
	M	8.51 ± 0.62	8.53 ± 0.67	8.31 ± 0.75
	A	8.44 ± 0.59	8.16 ± 0.63	8.18 ± 0.55
GC	C	8.52 ± 0.68	8.41 ± 0.79	8.28 ± 0.46
	M	8.46 ± 0.54	8.25 ± 0.51	8.27 ± 0.35
	A	8.37 ± 0.34	8.16 ± 0.43	8.10 ± 0.43
RL	C	8.61 ± 0.77	8.77 ± 0.73	8.50 ± 0.47
	M	8.60 ± 0.49	8.71 ± 0.46	8.37 ± 0.47
	A	8.59 ± 0.27	8.27 ± 0.45	8.19 ± 0.39

Não houve diferença significativa entre os grupos avaliados na mesma linha ($P < 0.05$). MC, MaxCem Elite; RU, Relyx U200; GC, GC Gold Label Luting Lining; RL, Relyx Luting 2.

5. DISCUSSÃO

Com base nos nossos resultados, a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que o sistema de cimentação e o tempo de envelhecimento influenciaram na resistência de união.

A adesão entre os materiais odontológicos e a dentina radicular é rotineiramente avaliada por meio do teste de resistência de união push-out^{2,15,17,19} Embora este teste não represente totalmente a realidade do comportamento clínico dos cimentos, ainda é um dos métodos mais utilizados para a avaliação da adesão.^{5,18,20} Esta consideração é devido à algumas variáveis que podem influenciam nos resultados, tais como a rigidez do material submetido à análise, posicionamento dos espécimes em relação ao eixo de aplicação da força de deslocamento e/ou diâmetro do punch e do canal radicular.²⁰

O desvio de orientação da força aplicada durante a obtenção dos espécimes, principalmente devido ao desrespeito de alinhamento no momento da inclusão dos dentes na resina, ocasiona uma significativa variação nos resultados de resistência de união²⁰. Como o cálculo da área de adesão é dada pela fórmula: $A = \pi \cdot g \cdot (R + r)$, onde a trunk generatrix (g) é obtida a partir da fórmula $g = \sqrt{(R - r)^2 + (h)^2}$, caso o valor de h (circular straight cone trunk height) não seja constante, por falta de uniformidade na obtenção dos espécimes, os valores de resistência de união serão severamente comprometidos.^{17,19} Com o objetivo de evitar esta variável, nós incluímos os espécimes em resina vinílica com auxílio de um paralelômetro, que foram rigorosamente seccionados transversalmente ao eixo axial radicular, na mesma espessura e individualmente conferidos com um paquímetro (precisão de 0.01mm).

O diâmetro do punch preferencialmente deve ocupar entre 50% a 83% do diâmetro do canal radicular.^{20,21} Para evitar que os valores de resistência de união sofram qualquer influência, nós utilizamos punch com diâmetros diferentes e compatíveis para cada segmento do espaço para pino, respectivamente 1.2mm, 0.9mm e 0.5mm para os terços cervical, médio e apical. Com isto, evitamos qualquer atrito com a dentina radicular e/ou a pontual deformação plástica do material em avaliação.

A eficácia e a resistência de união a longo prazo de cimentos resinosos autoadesivos para dentina podem ser influenciadas por vários fatores como substrato, técnica do operador e composição dos agentes cimentantes.⁸ Diversos estudos confrontam esses aspectos, pois a adesão na região apical é difícil, desfavorável e de uma camada híbrida mais densa formada durante a cimentação do pino de fibra de vidro.

De acordo com os resultados obtidos, GC apresentou os maiores valores de resistência união em comparação aos outros sistemas de cimentação. Tal fato pode estar associado à adesão química ao substrato dentinário por meio de ligações químicas entre o íon cálcio da hidroxiapatita e os grupos carboxilato formados durante a reação ácido-base do material.⁵

Com base em nossos resultados, após 24 horas e 6 meses de armazenamento, MC, RU e GC se comportam de forma semelhante nos terços cervical e médio em termos de resistência de união. No entanto, no terço pós-espaco apical, RU e GC apresentaram maior resistência de união do que MC e RL. Como cimento de ionômero de vidro, o GC possui um mecanismo de adesão à dentina por ligações químicas entre

íons cálcio dos grupos hidroxiapatita e carboxilato formados durante a reação ácido-base do material^{3,5}, o que pode explicar os melhores resultados para o GC. Além disso, as semelhanças nas reações químicas do cimento resinoso autoadesivo RU podem justificar os resultados semelhantes entre RU e GC.⁵ Em relação aos terços, o terço apical é de difícil acesso, dificultando uma adesão adequada²², e justificando os menores valores de resistência de união para este terço.

Curiosamente, observamos que, após 12 meses de armazenamento, o GC apresentou a maior resistência de união entre os sistemas de cimentação. Este resultado infere que o mecanismo de ligação química do GC é menos propenso à degradação da camada híbrida ao longo do tempo.

Em princípio, a água presente na estrutura dentária é necessária para manter a dentina em expansão formando um “esqueleto” de colágeno para a infiltração de monômero. No entanto, o excesso de umidade pode causar separação de fases entre monômeros, resultando em infiltração irregular do cimento e formando bolhas e vazios na interface. Diante disso, a perda da força de adesão dentinária pode ser causada pela degradação hidrolítica e enzimática de um ou ambos os componentes da camada híbrida, colágeno dentinário e agente de cimentação. Além disso, excesso de água ou outros solventes reduz a conversão de monômeros.¹² Esta degradação hidrolítica da interface adesiva gera consequências clínicas adversas, perda da resistência de união e diminui a longevidade.¹¹

A avaliação da penetrabilidade dentinária por meio de microscopia confocal a laser permite quantificar a difusão do sistema de cimentação na dentina, tanto nos túbulos dentinários como a que permeia a matriz de colágeno.^{2,16} Esta interface é obtida quando um cimento penetra uma superfície de dentina condicionada com ácido, emaranha as fibrilas de colágenos expostas e sofrem polimerização, formando uma estrutura interligada de bioengenharia chamada camada híbrida.¹⁶ Em nosso estudo, utilizamos o ionômero de vidro para cimentação (GC, GC Gold Label Luting and Lining e RL, Relyx Luting 2) e o sistema de cimentação autoadesivo (MC, MaxCem Elite e RU, Relyx U200).

A rhodamina foi incorporada, na proporção de 0.01% (em massa/massa) no ionômero de vidro e no cimento autoadesivo, para a análise em microscopia confocal.^{5,18} Ainda que os corantes fluorescentes possuam a capacidade de reduzir a conversão de monômeros e os valores de resistência de união dos compostos

resinosos na dentina, as concentrações utilizadas no presente estudo não possuem efeitos sobre a polimerização e resistência de união dos materiais resinosos.^{23,24}

A vantagem de avaliar a interface adesiva por meio de microscopia confocal a laser (CLSM), em relação à microscopia eletrônica de varredura (SEM), é a preservação das amostras, pois neste método não há necessidade de obtenção de vácuo durante o processamento da imagem, evitando o risco de aparecimento de artefatos de técnica, tais como trincas e falsa área de desadaptação.²⁴ Identicamente, a opção pela escolha da microscopia confocal a laser de superfície (LSM 800 AIRYSCAN; Carl Zeiss, Oberkochen, GER) para a obtenção das imagens utilizadas na análise do padrão de falha adesiva também foi devido às mesmas problemáticas descritas na CLSM.

As propriedades de ligação dos agentes cimentantes autoadesivos estão mais relacionados à interação química entre seus componentes, como monômeros do ácido fosfato e a hidroxiapatita presente na dentina.^{18,25} Os cimentos de ionômero de vidro e os cimentos resinosos autoadesivos são materiais menos sensíveis a técnica, eles não requerem preparação do substrato, pois sua interação ocorre com componentes presentes na dentina radicular, logo seu desempenho parece ser mais dependente do material do que da técnica.

Além da penetração dos monômeros resinosos na matriz de colágeno, a durabilidade da adesão dentinária é afetada por fatores como difusão de água na interface dente-resina pela atividade das metaloproteinases (MMPs – enzimas proteases neutras) da matriz dentinária.²⁶ A longevidade e a formação de tags de resina entre dente e sistemas de cimentação têm sido cada vez mais questionadas devido sua perda de retenção e degradação da matriz orgânica da dentina por conta da atividade das MMPs.

Além disso, a remoção de água residual na matriz dentinária é difícil. Ambas são razões pelas quais uma porção de colágeno permanece desprotegido, o que resulta na ativação de proteases endógenas, chamadas metaloproteinases da matriz extracelular (MMPs) e cisteína catepsinas (CTs), presentes em dentina. Como enzimas colagenolíticas, MMPs e CTs hidrolisam a matriz orgânica da dentina desmineralizada, evento que desencadeia a degradação da camada híbrida e dos tags de resina.¹¹

6. CONCLUSÃO

Nos períodos de imediato e 6 meses, o cimento de ionômero de vidro (GC) demonstra similar resistência de união ao cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200). Entretanto, após 12 meses demonstra o maior valor de resistência de união, em relação aos demais cimentos resinosos autoadesivos (MaxCem Elite e Relyx U200) e de ionômero de vidro modificado com resina (Relyx Luting 2).

REFERÊNCIAS

1. Freitas TL de, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. Effect of Glass Fiber Post Adaptation on Push-Out Bond Strength to Root Dentin. *Braz Dent J.* 2019;30(4):350–5.
2. Belizário LG, Kuga MC, Hungaro Duarte MA, Só MVR, Keine KC, Pereira JR. Effect of fiber post space irrigation with different peracetic acid formulations on the bond strength and penetration into the dentinal tubules of self-etching resin cement. *J Prosthet Dent [Internet].* 2019;122(1):46.e1-46.e7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.03.020>
3. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, et al. A new Universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent.* 2014;39(2):113–27.
4. Leite ML de A e. S, Costa CA de S, Duarte RM, de Andrade AKM, Soares DG. Bond strength and cytotoxicity of a universal adhesive according to the hybridization strategies to dentin. *Braz Dent J.* 2018;29(1):68–75.
5. Lorenzetti CC, Bortolatto JF, Ramos ATPR, Shinohara AL, Saad JRC, Kuga MC. The effectiveness of glass ionomer cement as a fiber post cementation system in endodontically treated teeth. *Microsc Res Tech.* 2019;82(7):1191–7.
6. Pereira JR, Abreu R, Vinícius M, Só R, Afonso D, Carlos M, et al. Push-out bond strength of fiber posts to root dentin using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. 2014;22(5):390–6.
7. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: A systematic review and metaanalysis of in vitro studies. *Oper Dent.* 2014;39(1):31–44.
8. Almeida CM de, Meereis CTW, Leal FB, Ogliari AO, Piva E, Ogliari FA. Evaluation of long-term bond strength and selected properties of self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res.* 2018;32:e15.
9. Skupien JA die., Sarkis-Onofre R, Cenci MS érgi., Moraes RR att. de, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res.* 2015;29(1):1–8.
10. PEREIRA RP, CECCATO Y, MONTEIRO JÚNIOR S, GONDO R. Influência do selamento dentinário imediato com sistema adesivo universal na resistência de união. *Rev Odontol da UNESP.* 2020;49:1–10.

11. Betancourt DE, Baldion PA, Castellanos JE. Resin-dentin bonding interface: Mechanisms of degradation and strategies for stabilization of the hybrid layer. *Int J Biomater*. 2019.
12. Tjäderhane L. Dentin bonding: Can we make it last? *Oper Dent*. 2015;40(1):4–18.
13. Gonçalves SE de P. DENTINA HUMANA E BOVINA ESTUDO COMPARATIVO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS E CARACTERÍSTICAS DA HIBRIDIZAÇÃO DE SISTEMAS ADESIVOS CONVENCIONAIS OU GRANDER MODIFICADOS: ANÁLISE EM MEV. *J Chem Inf Model*. 2013;53(9):1689–99.
14. Breschi L, Maravic T, Cunha SR, Comba A, Cadenaro M, Tjäderhane L, et al. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dent Mater [Internet]*. 2018;34(1):78–96. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2017.11.005>
15. Aranda-Garcia AJ, Kuga MC, Vitorino KR, Chávez-Andrade GM, Hungaro Duarte MA, Bonetti-Filho I, et al. Effect of the root canal final rinse protocols on the debris and smear layer removal and on the push-out strength of an epoxy-based sealer. *Microsc Res Tech*. 2013;76(5):533–7.
16. Júnior OB, Cebim MA, Atta MT, Machado CM, Francisconi-dos-Rios LF, Wang L. Determining optimal fluorescent agent concentrations in dental adhesive resins for imaging the tooth/restoration interface. *Microsc Microanal*. 2017;23(1):122–30.
17. Magro MG, Kuga MC, Aranda-Garcia AJ, Victorino KR, Chávez-Andrade GM, Faria G, et al. Effectiveness of several solutions to prevent the formation of precipitate due to the interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine and its effect on bond strength of an epoxy-based sealer. *Int Endod J*. 2015;48(5):478–83
18. Ramos ATPR, Belizário LG, Jordão-Basso KCF, Shinohara AL, Kuga MC. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface using two fiber posts cementation systems. *Photodiagnosis Photodyn Ther [Internet]*. 2018;24(August):136–41. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2018.08.017>
19. Guiotti FA, Kuga MC, Duarte MAH, Sant'Anna AJ, Faria G. Effect of calcium hydroxide dressing on push-out bond strength of endodontic sealers to root canal dentin. *Braz Oral Res*. 2014;28(1):1–6.
20. Pane ES, Palamara JEA, Messer HH. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *J Endod [Internet]*. 2013;39(5):669–73. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.12.032>
21. Nagas E, Uyanik O, Durmaz V, Cehreli ZC. Effect of plunger diameter on the push-out bond values of different root filling materials. *Int Endod J*. 2011;44(10):950–5.

22. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: A review. *J Dent.* 2007;35(11):827-35.
23. D'Alpino PHP, Pereira JC, Svizero NR, Rueggeberg FA, Pashley DH. Factors affecting use of fluorescent agents in identification of resin-based polymers. *J Adhes Dent.* 2006;8(5):285–92.
24. Souza NC de, Marcondes ML, Breda RV, Weber JBB, Mota EG, Spohr AM. Relined fiberglass post: an ex vivo study of the resin cement thickness and dentin-resin interface. *Braz Oral Res.* 2016;30(1):1–8.
25. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *Eur J Dent.* 2015;9(2):176–82.
26. Arzu Tezvergil-Mutluay, Kelli A Agee, Tomohiro Hoshika, Marcela Carrilho, Lorenzo Breschi, Leo Tjäderhane, Yoshihiro Nishitani, Ricardo M Carvalho, Stephen Looney, Franklin R Tay DHP. The requirement of zinc and calcium ions for functional MMP activity in demineralized dentin matrices. *Dent Mater.* 2011;23(1):1–7.

3.2 Publicação 2

O cimento de ionômero de vidro é um possível material para uso como sistema de cimentação de pinos de fibra em dentes tratados endodonticamente*

RESUMO

Este estudo comparou o desempenho de um ionômero de vidro (GC Gold Label 1, GIC) como sistema de cimentação de pinos de fibra para pinos de fibra de vidro com um cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200, RUC) e um sistema de cimento resinoso convencional (Scotchbond Multi- Finalidade e Relyx ARC, RAC). Trinta caninos tratados endodonticamente foram divididos aleatoriamente em 3 grupos (n=10), de acordo com o sistema de cimentação: (RAC) - Relyx X ARC e Scotchbond Multi-Purpose; (RUC) - Relyx U200 e (GIC) - GC Gold Label 1 Luting & Lining. A rodamina foi incorporada ao sistema de cimentação antes da cimentação do pino de fibra. Após a cimentação dos pinos de fibra de vidro, as raízes foram incubadas em saliva artificial por 6 meses. Em seguida, amostras dos terços cervical, médio e apical da raiz foram preparadas e analisadas por meio de teste de resistência de união e microscopia confocal a laser. GIC e RUC demonstraram resistência de união semelhante, independentemente do terço da raiz ($p>0,05$); no entanto, os valores foram superiores aos apresentados pelo RAC ($p<0,05$). Para a penetrabilidade dentinária, GIC e RUC também apresentaram resultados semelhantes ($p>0,05$) e inferiores ao RAC ($p<0,05$). O sistema de cimentação com cimento de ionômero de vidro (GC Gold Label 1) tem resistência de união semelhante ao cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200) e foi em maior magnitude que a resina convencional (Relyx ARC), apesar de sua reduzida penetrabilidade dentinária.

Palavras-chaves: Dentina. Endodontia. Cimentos dentinários.

1.Introdução

Os pinos de fibra de vidro intraradicular proporcionam maior retenção de restaurações coronárias. Possuem a vantagem de possuir módulo de elasticidade semelhante ao da dentina radicular e apresentar características estéticas superiores às proporcionadas pelos pinos metálicos.^{1,2,3,4} Por outro lado, para que desempenhem adequadamente suas funções, é essencial que sua estabilidade no canal radicular seja adequada, favorecendo um escudo coronário satisfatório e maior longevidade da restauração dos dentes tratados endodonticamente.⁵

*O artigo segue as normas de publicação do periódico ao qual foi submetido "The Journal Of Prosthetic Dentistry"

Cimentos resinosos com mecanismos de polimerização química, fotoativada ou dupla são rotineiramente utilizados para cimentação de pinos de fibra de vidro.⁵ Os cimentos resinosos duplos permitem melhor manuseio clínico, favorecendo a polimerização em áreas críticas de incidência de luz. São classificados como convencionais ou autoadesivos, de acordo com a estratégia de adesão ao substrato dentinário.^{6,7} Os cimentos resinosos convencionais são utilizados após a aplicação do sistema adesivo na dentina radicular, enquanto os materiais autoadesivos dispensam a uso desses materiais devido a sua maior afinidade química com a hidroxiapatita.^{8,9} No entanto, os cimentos autoadesivos apresentam penetrabilidade reduzida na matriz dentinária e/ou túbulos dentinários, comprometendo a formação da camada híbrida na interface de adesão dentina.^{8,9}

Os cimentos de ionômero de vidro apresentam adesão química satisfatória ao substrato dentinário devido aos grupos carboxila presentes na molécula que se ligam ao cálcio na hidroxiapatita, também têm sido recomendados para cimentação de pinos de fibra em dentes tratados endodonticamente, e apresentam resultados promissores. O cimento de ionômero de vidro apresenta algumas desvantagens, principalmente relacionadas ao seu manuseio clínico e propriedades físicas, necessitando de avaliações experimentais que comprovem sua eficácia como alternativa aos cimentos resinosos frequentemente utilizados.^{10,11}

2. PROPOSIÇÃO

Este estudo avaliou a resistência de união, padrão de fratura e penetração em dentina de um ionômero de vidro quimicamente ativado (GC Gold Label 1 Luting & Lining Cement) em comparação com cimentos resinosos convencionais (Relyx ARC) ou autoadesivos (Relyx U200), quando usados como Sistemas de cimentação de pinos de fibra de vidro em dentes tratados endodonticamente. A hipótese nula é que diferentes sistemas de cimentação não apresentam diferença na eficácia.

3. MATERIAL E MÉTODO

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, São Paulo, Brasil (protocolo número 1.603.859). Trinta caninos humanos extraídos por razões periodontais com anatomia radicular semelhante e sem alterações estruturais foram selecionados para o estudo.

3.1. Preparo Intraradicular

As raízes foram seccionadas de forma que o comprimento do ápice radicular fosse padronizado para 16 mm. O preparo químico e mecânico e a obturação do canal radicular foram realizados conforme descrito por Aranda-Garcia et al. (2013).¹² Após o selamento endodôntico por condensação vertical, o pré-alargamento do terço cervical foi selado com cimento provisório (Coltosol; Coltene, Rio de Janeiro, RJ, BR) e as raízes foram mantidas em incubadora com 100% de umidade relativa a 37°C. Após 7 dias, foi realizado o preparo intraradicular para pino de fibra de vidro com broca nº 2 (White Post DC System; FGM, Joinville, SC, BR), produzindo um canal com profundidade de 11 mm. O canal foi irrigado com 10mL de água destilada e seco com ponta de papel absorvente.

3.2. Grupos Avaliados

Os materiais utilizados para cimentação dos pinos de fibra estão descritos no Quadro 1. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em três grupos (n=10), de acordo com o protocolo de cimentação.

Quadro 1. Cimentos e composição química dos materiais utilizados para cimentação de pinos de fibra neste estudo.

Material	Composição
Relyx ARC (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Pasta A: BisGMA, TEGDMA, zircônia tratada com silano, pigmentos, amina e sistema iniciador. Pasta B: BisGMA, TEGDMA, zircônia tratada com silano, peróxido de benzoíla.
Relyx U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Pasta base: vidro tratado com silano, ácido 2-propenóico, éster 2-metil 1,1'-[1-(hidroximetil)-1,2-etanodiol], dimetacrilato de trietileno, persulfato de sódio e per-3,5,5-trimetilhexanoato t-butilo. Pasta catalisadora: carga silanada, dimetacrilato, carga tratada com silano, p-toluenossulfonato de sódio, ácido 1-benzil-5-fenil-bárico, sais de cálcio, dimetacrilato de 1,12-dodecano, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.

Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Primer: 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) e copolímero de ácido polialcanóico. Adesivo: dimetacrilato de bisfenol diglicidil (Bis-GMA), 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) e canforquinona
GC GOLD LABEL 1 (GC America Inc., Alsip, IL, USA)	Pó: Vidro fluorado Alumino-silicato (amorfo). Líquido: água destilada, ácido poliacrílico, 2-HEMA, UDMA.

RAC (Relyx ARC): O cimento resinoso convencional e o sistema adesivo etch-and-rinse (Adper Scotchbond Multi Purpose) foram utilizados como protocolo de cimentação. Inicialmente, a dentina intraradicular foi condicionada com ácido fosfórico a 37% (Power Etching; BM4, Palhoça, SC, BR), por 15 segundos. Em seguida, foi irrigada com água destilada por 30 segundos, aspirada e a dentina foi parcialmente seca com pontas de papel absorvente. Imediatamente após a secagem, o sistema adesivo (Adper Scotchbond Muti-Purpose; 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicado em todo o espaço protético, conforme recomendações do fabricante e fotoativado por 20s (Bluephase; Ivoclar Vivadent, Barueri, SP, BR). A superfície do pino (Whitepost; FGM, Joinville, SC, BR) foi limpa com etanol 95% (Rinse-N-Dry; Vista Dental, Racine, WI, EUA), condicionada com ácido fosfórico por 60 segundos, enxaguada com água destilada água e duas camadas finas de agente de união de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, BR). O cimento resinoso foi então inserido no espaço intraradicular com um Lentulo operado manualmente.

URC (Relyx U200): O cimento resinoso autoadesivo foi utilizado em um dos protocolos de cimentação. Neste grupo foi inserido o cimento com sistema automix com pontas de mistura para o sistema utilizado. A superfície do pino de fibra de vidro foi preparada conforme descrito anteriormente (RAC).

GIC (GC Gold Label 1 Luting & Lining): Cimento de ionômero de vidro também foi usado em outro protocolo de cimentação. Após a manipulação do cimento de acordo com as recomendações do fabricante, o material foi inserido utilizando um Lentulo. Neste grupo, a superfície externa do pino foi limpa apenas com etanol 95%.

Antes da cimentação dos pinos, 0,01% (em massa) de isotiocianato de Rodamina B foi incorporado ao primer do sistema adesivo (Adper Scotchbond Multi-Purpose; 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), os cimentos resinosos autoadesivos e o

ionômero de vidro, para posterior análise em microscopia confocal a laser (Wang, et al., 2016)¹³.

Todos os materiais utilizados nos protocolos de cimentação de pinos de fibra foram manuseados de acordo com as recomendações do fabricante. Em todos os grupos, após a inserção do cimento, o pino de fibra de vidro nº 2 (White Post DC System; FGM, Joinville, SC, BR) foi inserido no espaço intraradicular preparado com um único movimento e discreta pressão apical. Todo o conjunto foi fotoativado por 60s (Bluephase; Ivoclar Vivadent, Barueri, SP, BR).

3.3 Resistência de União Push-out

Imediatamente após a cimentação do pino, as raízes foram imersas e mantidas em saliva artificial por 6 meses, a 37°C. A saliva artificial foi trocada semanalmente. Após 6 meses, as raízes foram centralizadas verticalmente em uma matriz de PVC (16,5 de diâmetro x 15,0 mm de comprimento). As matrizes foram preenchidas com resina poliéster (Maxi Rubber, Diadema, SP, Brasil), mantendo 1,0 mm do segmento cervical da raiz fora da inclusão. Todo o conjunto permaneceu intacto por 24 horas. Após 24 horas, os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo, com lâmina diamantada em máquina de corte refrigerada (Isomet; Buehler Ltd, Lake Buff, IL, EUA).

Três fatias de 2,0 mm + 0,1 mm de espessura foram obtidas dos terços apical, médio e cervical, a partir de 1,0 mm, 5,0 mm e 8,0 mm, respectivamente, da superfície cervical da raiz. As irregularidades foram removidas com lixa nº 1200 (Norton, São Paulo, SP, BR). Os corpos de prova de cada um dos terços foram submetidos ao teste de push-out em máquina universal de ensaios (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com velocidade de 0,5 mm/minuto e carga de 5 kN. O protocolo de teste continuou até que o sistema fosse completamente deslocado do canal radicular. A resistência de união em Mpa foi calculada conforme descrito anteriormente por Magro et al. (2015)¹⁴.

Posteriormente, cada espécime foi analisado por microscopia eletrônica confocal para determinar o tipo de padrão de fratura que ocorreu em cada espécime. Cada um dos espécimes foi dividido em quatro quadrantes e uma imagem, com ampliação de 1024x, foi obtida de cada um desses quadrantes. O padrão de fratura foi classificado em quatro categorias: tipo 1 (adesivo): entre o pino de fibra e o cimento;

Tipo 2 (Adesivo): entre dentina e cimento; tipo 3 (Coesivo): dentro do cimento e tipo 4 (Misto), segundo Ramos et al. (2018)¹⁵.

3.4 Penetrabilidade Dentinária

Os espécimes foram analisados em microscópio confocal a laser, com aumento de 100x, para determinar o perímetro do canal em que os materiais penetraram nos túbulos dentinários. As imagens foram analisadas com o software de quantificação de imagens Image J. A área de penetração do sistema de cimento na dentina foi medida. A área do canal radicular também foi registrada e a porcentagem de penetração do sistema de cimento em relação à área do canal radicular foi calculada a partir dessas duas medidas.

3.5 Análise Estatística

Os dados obtidos foram avaliados inicialmente pelo teste de Shapiro-Wilk e depois pelos testes ANOVA e Tukey, com nível de significância de 5%.

4.RESULTADOS

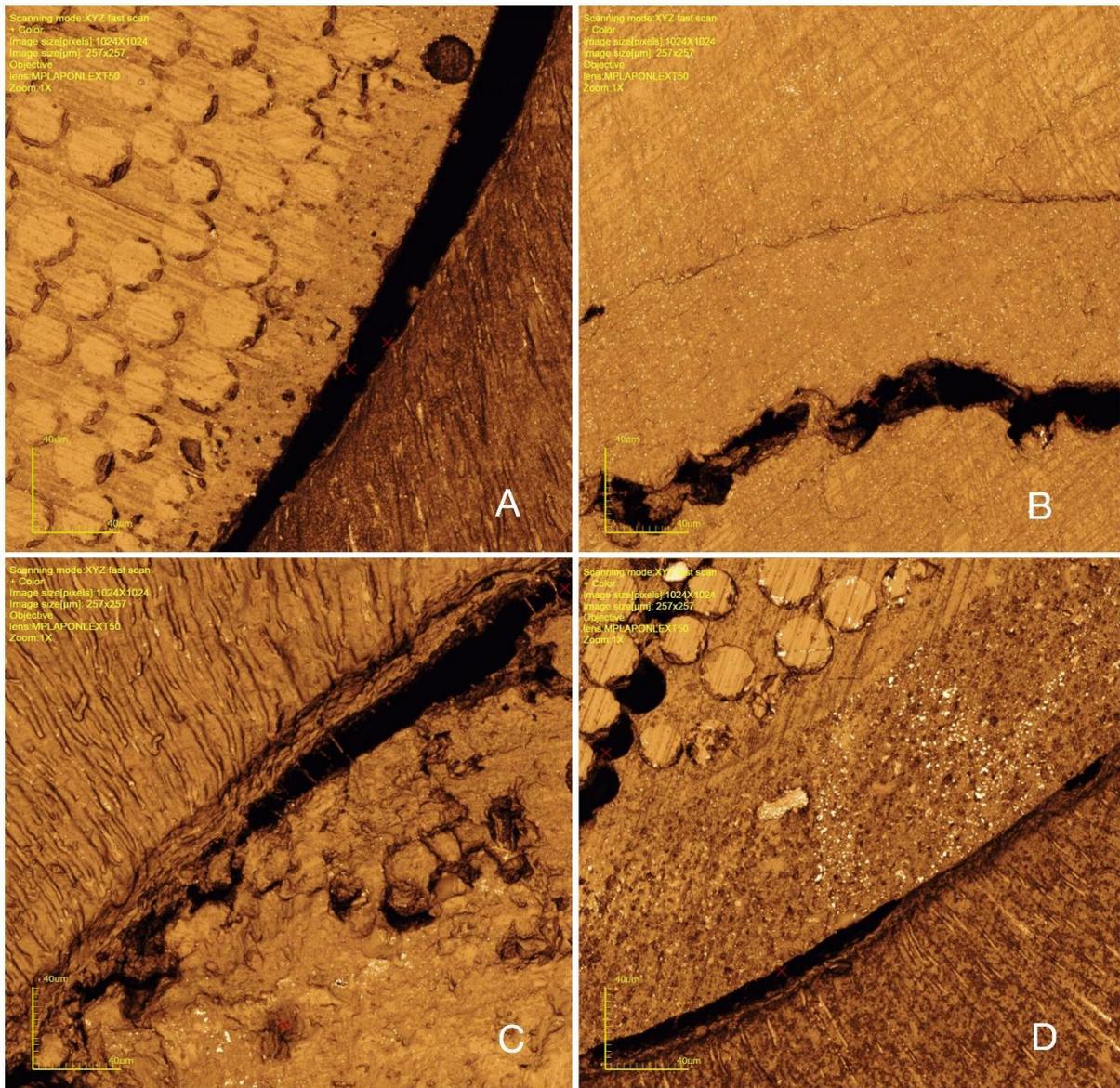
4.1 Resistência de União Push-out

Independentemente do terço radicular avaliado, os protocolos de cimentação utilizando cimento resinoso autoadesivo (RUC) e ionômero de vidro (GIC) apresentaram valores semelhantes de resistência de união à dentina radicular ($p>0,05$). Esses valores são superiores aos demonstrados pelo protocolo de cimentação com cimento resinoso convencional (RAC) ($p<0,05$).

A Tabela 1 mostra a média e o desvio padrão (MPa) dos valores de resistência de união dos sistemas de cimentação de pinos de fibra de vidro na dentina radicular.

O cimento de ionômero de vidro apresentou maior incidência de padrão de fratura tipo 1 (entre o pino e o cimento). Por outro lado, o cimento resinoso Relyx U200 apresentou maior incidência de padrão de fratura tipo 4 (misto) e o Relyx ARC apresentou maior incidência de fratura tipo 3 (coesiva).

Figura 1. Imagem representativa do padrão de fratura.



(A) Tipo 1 (adesivo), entre o pino de fibra e o cimento; (B) Tipo 2 (adesivo), entre dentina e cimento; (C) Tipo 3 (coesivo), dentro do cimento e (D) Tipo 4 (misto) associação com dois ou mais padrões de fratura. Ampliação: 1024x.

4.2 Penetrabilidade Dentinária

Protocolos de cimentação com cimento resinoso autoadesivo (RUC) e ionômero de vidro (GIC) apresentaram percentuais de penetrabilidade dentinária semelhantes ($p > 0,05$), independentemente do terço radicular avaliado. No entanto, os valores foram inferiores ao demonstrado pelo cimento resinoso convencional (RAC) ($p < 0,05$).

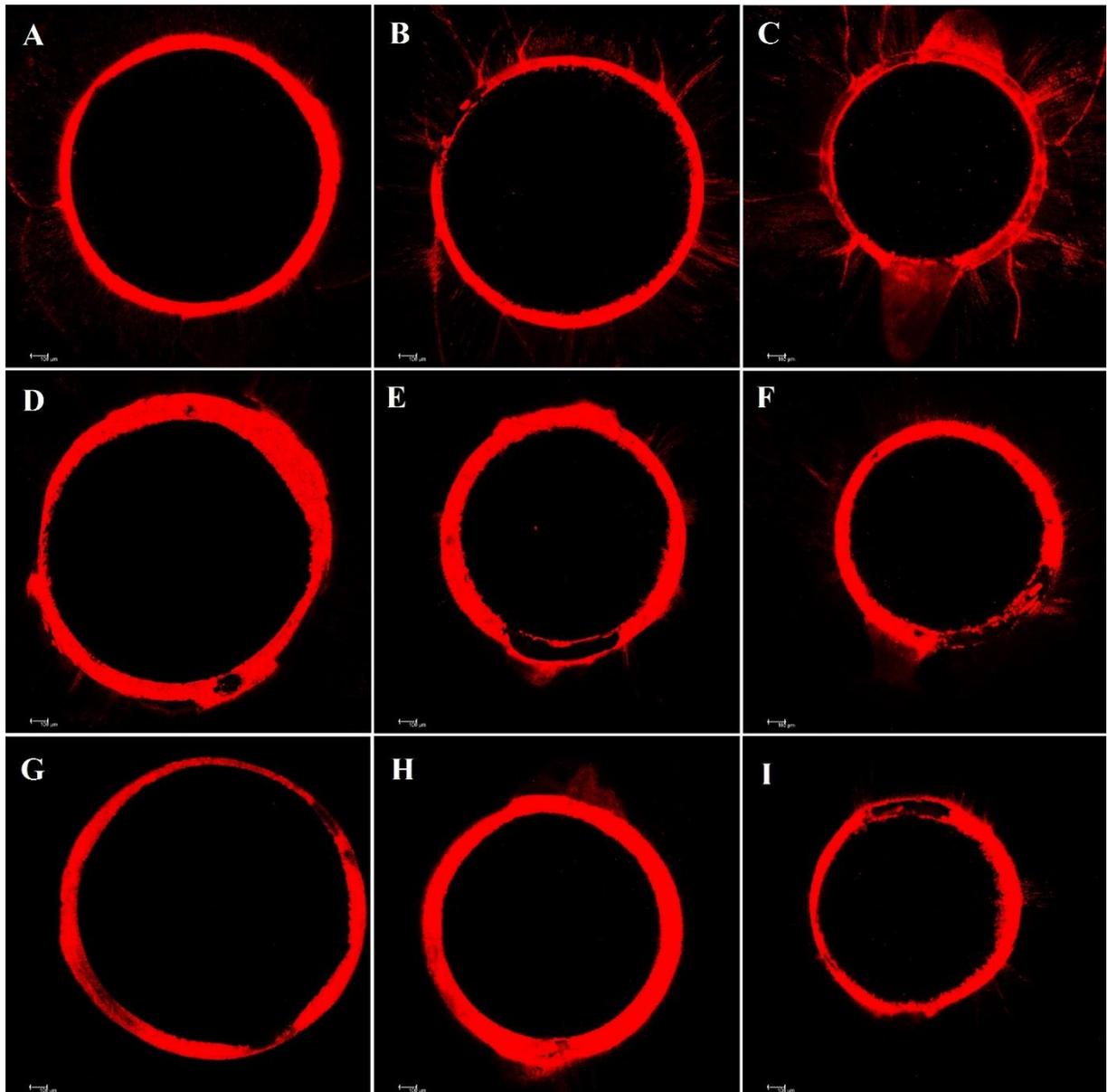
A Tabela 2 mostra a média e o desvio padrão das porcentagens de penetrabilidade dentinária na dentina. A Figura 2 mostra o padrão de penetrabilidade dentinária dos grupos avaliados nos terços cervical, médio e apical.

Tabela 2. Média e desvio padrão da penetrabilidade dentinária (%) do sistema de cimentação na dentina, nos terços cervical, médio e apical.

Grupos	Penetrabilidade dentinária (%)		
	Cervical	Médio	Apical
RAC	34.85 ± 6.60 ^a	39.14 ± 19.80 ^a	26.01 ± 1.46 ^a
RUC	12.89 ± 8.42 ^b	12.29 ± 7.33 ^b	10.56 ± 5.18 ^b
GIC	13.35 ± 2.06 ^b	13.10 ± 25.21 ^b	10.33 ± 4.02 ^b

^{ab} Letras diferentes na mesma coluna apresentam diferença significativa ($p < 0,05$). RAC, cimento resinoso convencional (Relyx ARC); RUC, cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200); GIC, cimento de ionômero de vidro.

Figura 2. Imagem representativa da penetrabilidade dentinária, em função do sistema de cimentação e da área da raiz analisada.



(A, D, G), penetração dentinária dos sistemas RelyX ARC, Relyx U200 e GC Gold Label, respectivamente, no terço cervical; (B, E, H) penetração dentinária do RelyX ARC, Relyx U200 e GC Gold Label, respectivamente, no terço médio; (C, F, I), penetração dentinária dos sistemas RelyX ARC, Relyx U200 e GC Gold Label respectivamente no terço apical.

5.DISSCUSSÃO

Como houve diferença entre os sistemas de cimentação avaliados, tanto na resistência de união quanto na penetrabilidade dentinária, a hipótese nula foi negada. Os sistemas de cimentação com cimento de ionômero de vidro (GC Gold Label 1) e cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200) proporcionaram maior resistência de

união à dentina, apesar de menor penetrabilidade dentinária do que o cimento resinoso convencional (Relyx ARC).

A resistência de união foi inversamente proporcional à penetrabilidade dentinária. O cimento autoadesivo Relyx U200 apresentou baixa penetrabilidade, mas apresentou os maiores valores de resistência de união, enquanto o Relyx ARC apresentou os maiores valores de penetrabilidade e menor resistência de união.

A resistência de união de um material ao substrato dentinário indica a magnitude da adesão que ocorre na interface adesiva.^{15,16} Em nosso estudo, o cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado apresentou resultados semelhantes ao cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200), independente do terço da raiz avaliado.

O cimento de ionômero de vidro adere ao substrato dentinário principalmente por uma ligação química entre o íon cálcio da hidroxiapatita e os grupos carboxilato formados durante a reação ácido-base do material.^{18,19} Conforme descrito na Tabela 1, o cimento Relyx U200 consiste em partículas de enchimento (alumínio, estrôncio, cálcio e flúor), compostos fotoiniciadores e monômeros de resina de fosfato ácido. Além de uma característica hidrofílica inicial e reações com o cálcio presente na dentina, este cimento também reage com partículas de cálcio dentro do próprio cimento, proporcionando uma neutralização gradual, conferindo uma característica hidrofóbica posterior ao cimento.^{17,20,21} Portanto, ao analisar o mecanismo de adesão do cimento resinoso autoadesivo com o cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado, observa-se que as reações químicas que ocorrem em ambos são semelhantes, o que justifica os resultados do teste de push-out obtidos em nosso estudo.

Em contrato, o padrão de fratura para esses cimentos foi diferente. O GC Gold Label 1 demonstrou maior incidência de fratura entre o pino de fibra e o sistema de cimentação, enquanto a maior incidência com Relyx U200 foi do tipo misto. Isso pode ser devido ao tratamento da superfície do pino de fibra com condicionamento ácido e silano quando se utiliza Relyx U200, pois este é um procedimento que minimiza a incidência de fratura nesta interface adesiva.²² Em contrapartida, quando se utilizou cimento de ionômero de vidro, a superfície do pino foi limpa apenas com etanol 95%, sem nenhum tratamento químico, o que explica os menores valores de resistência de união obtidos para este sistema de cimentação.²³

O mecanismo de adesão do cimento Relyx ARC e do adesivo etch and rise (Scotchbond Multi Purpose) com o substrato dentinário ocorre principalmente por microembricação na interface adesiva, através da formação da camada híbrida na dentina radicular.^{24,25} Em nosso estudo, esse sistema de cimentação apresentou valores de resistência de união inferiores aos demais cimentos avaliados. Isso está de acordo com os resultados obtidos por Simões et al. (2016)²⁶, que também observaram resultados semelhantes após 6 meses da cimentação do pino de fibra de vidro. Esses achados sustentam a hipótese de que a retenção friccional é mais importante para a estabilização intrarradicular do pino de fibra do que a hibridização em dentina tratada endodonticamente, como observado por Pirani.²⁷

Imediatamente após o manuseio do Relyx U200, devido à presença dos monômeros ácidos de fósforo em sua composição química, ocorre uma discreta acidez inicial, tornando-o mais hidrofílico e, conseqüentemente, mais propenso ao escoamento. Com a evolução das reações químicas ocorre uma neutralização gradual do pH, tornando o cimento mais hidrofóbico.²⁸ No entanto, isso não foi observado em nossas análises com microscopia confocal a laser. Nossos resultados estão de acordo com estudos anteriores, que observaram baixa formação da camada híbrida e penetrabilidade dentinária.¹⁵ Conseqüentemente, a adesão com Relyx U200 ou GC Gold Label 1 com dentina radicular é causada principalmente devido à ligação química direta entre os dois.^{15,17,28}

Nossos resultados com o cimento resinoso Relyx ARC mostraram maior penetrabilidade dentinária do que os outros sistemas. Atribuímos este resultado devido ao efeito da rodamina incorporada ao adesivo de condicionamento e enxágue, que por sua vez tem difusão satisfatória no substrato dentinário.³⁰ Embora tenha ocorrido penetração dentinária com este sistema de cimentação, acreditamos que a adesão também pode ter sido comprometida pela imersão em saliva artificial por 6 meses, o que pode ter contribuído para a desintegração parcial da camada híbrida.^{31,32}

6.CONCLUSÃO

Este estudo demonstra que o cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado (GC Gold Label 1) tem resistência de união semelhante a um cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200), independentemente da área da raiz avaliada. Ambos os sistemas apresentaram valores de resistência de união superiores aos encontrados no sistema de cimentação com cimento resinoso convencional (Relyx ARC e Adper

Scotchbond multiuso). Notavelmente, essa diferença na resistência de união ocorre apesar da penetrabilidade dentinária significativamente menor dos cimentos de ionômero de vidro ativado e do sistema de cimento resinoso autoadesivo em comparação com o cimento resinoso convencional.

REFERÊNCIAS

1. Fraga RC, Chaves BT, Mello GSB, Siqueira Jr JF. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. *J Oral Rehabil.* 1998;25: 809-13.
2. Costa Dantas MC, Prado M, Costa VS, Gaiotte M, Simão RA, Bastian FL. Comparison between the effect of plasma and chemical treatments on fiber post surface. *J Endod.* 2012 Feb;38(2):215-8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.10.020>. PMID:22244639.
3. Cecchin D, de Almeida JF, Gomes BP, Zaia AA, Ferraz CC. Effect of chlorhexidine and ethanol on the durability of the adhesion of the fiber post relined with resin composite to the root canal. *J Endod.* 2011 May;37(5):678-83. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.01.007>. PMID:21496670.
4. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res.* 2015;29(1):S1806-83242015000100401. <http://dx.doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0074>. PMID:26083089.
5. Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil.* 2003 Oct;30(10):1015-21. <http://dx.doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01074.x>. PMID:12974862.
6. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009 Nov;102(5):306-12. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60180-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60180-3). PMID:19853172.
7. Ferreira RS, Andreiuolo RF, Mota CS, Dias KRHC, Miranda MS. Cimentação adesiva de pinos fibrorreforçados. *Rev Bras Odontol.* 2012 Jul-Dec;69(2):194-8.
8. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res.* 2008;87(10):974-9.
9. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater.* 2008;24(7):967-77.
10. Pereira, J. R., Rosa, R. A., Só, M. V., Afonso, D., Kuga, M. C., Honório, H. M., ... Vidotti H.A. (2014). Push-out bond strength of fiber posts to root dentin

using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. *Journal Applied Oral Science*, 22(5), 390-396.

11. Lima, S. N., Venção, A. C., Kuga, M. C., Magro, M.G., Guiotti, A. M., Segalla, J. C., ... Bandéca, M. C. (2015). Effect of Carbamide Peroxide on the Push-out Bond Strength of Different Composition Glass-Ionomer Cement to Root Canal Dentin when used as Cervical Barrier. *Journal Contemporary Dental Practice*, 16(12), 944-949.
12. Aranda-Garcia, A. J., Kuga, M. C., Vitorino, K. R., Chávez-Andrade, G. M., Duarte, M. A., ... Só, M. V. (2013). Effect of the root canal final rinse protocols on the debris and smear layer removal and on the push-out strength of an epoxy-based sealer. *Microscopy Research and Technique*, 76(5), 533-537.
13. Wang, L., Bim, O. Júnior, Lopes, A. C., Francisconi-Dos-Rios, L. F., Maenosono, R. M., D'Alpino, P. H., ... Atta, M. T. (2016). Water interaction and bond strength to dentin of dye-labelled adhesive as a function of the addition of rhodamine B. *Journal Applied Oral Science*, 24(4), 317-324.
14. Magro, M. G., Kuga, M. C., Aranda-Garcia, A. J., Victorino, K. R., Chávez-Andrade, G. M., Faria, G., ... Só, M. V. (2015). Effectiveness of several solutions to prevent the formation of precipitate due to the interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine and its effect on bond strength of an epoxy-based sealer. *International Endodontic Journal*, 48(5), 478-483.
15. Ramos, A. T. P. R., Garcia Belizário, L., Venção, A. C., Fagundes Jordão-Basso, K. C., de Souza Rastelli, A. N., de Andrade, M. F., Kuga, M. C. (2018). Effects of Photodynamic Therapy on the Adhesive Interface of Fiber Posts Cementation Protocols. *Journal of Endodontics*, 44(1), 173-178.
16. Victorino, K. R., Kuga, M. C., Duarte, M. A., Cavenago, B. C., Só, M. V., Pereira, J. R. (2016). The effects of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts. *Journal Conservative Dentistry*, 19(1), 96-100.
17. McLean JW, Wilson AD. (1977). The clinical development of the glass-ionomer cement. I. formulations and properties. *Australian Dental Journal*, 22(1), 31-36.
18. Lin A., McIntyre N. S., Davidson R. D. (1992). Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *Journal of Dental Research* ;7(11):1836-1841.
19. Mitra, S. B., Ling, C. Y., Bui, H. T., Tantbirion, D., Rusin, R. P. (2009). Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass ionomer. *Dental Materials*. 25(11):459-466.
20. Monticelli, F., Osorio, R., Mazzitelli, C., Ferrari, M., Toledano, M. (2008). Limited decalcification/ diffusion of self-adhesive cements into dentin. *Journal of Dental Research*, 87(10):974-979.

21. Fukada, R., Yoshida, Y., Nakayama, Y., Okazaki, M., Inoue, S., Sano, H, ... Van Meerbeek B. (2003). Bonding efficacy of polyakenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials*, 24(11), 1861–7.
22. Daneshkazemi A., Davari, A., Askari, N., Kaveh, M. (2016) Effect of different fiber post surface treatments on microtensile bond strength to composite resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 116(6), 896-901.
23. Leme, A.A., Pinho, A. L., de Gonçalves L., Correr-Sobrinho, L., Sinhoret, M. A. (2013). Effects of silane application on luting fiber posts using self-adhesive resin cement. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(3), 269-274.
24. Bitter, K., Paris, S., Pfuertner, C., Neumann, K., Kielbassa, A. M. (2009). Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 117(3): 326-333.
25. Morais, J. M. P., Victorino, K. R., Escalante-Otárola, W. G., Jordão-Basso, K. C. F., Palma-Dibb, R. G., Kuga, M. C. (2018). Effect of the calcium silicate-based sealer removal protocols and time-point of acid etching on the dentin adhesive interface. *Microscopy Research and Technique*. 81(8), 914-920.
26. Simões, T. C , Luque-Martinez, Í., Moraes. R. R., Sá, A., Loguercio, A. D., Moura, S. K. (2016). Longevity of Bonding of Self-adhesive Resin Cement to Dentin. *Operative Dentistry*. 41(3), E64-72.
27. Pirani, C., Chersoni, S., Foschi, F., Piana, G., Loushine, R. J., Tay, F. R., Prati. C. (2005). Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *Journal of Endodontics*. 31(12), 891-894.
28. D'Alpino, P. H., Silva, M.S., Vismara, M. V., Di Hipólito, V., Miranda González, A. H., de Oliveira Graeff, C. F. (2015). The effect of polymerization mode on monomer conversion, free radical entrapment, and interaction with hydroxyapatite of commercial self-adhesive cements. *Journal of the Mechanical Behavior Biomedical Materials*, 46(2),83-92.
29. Cerqueira, L. A. C., Costa, A. R., Spohr, A. M., Miyashita, E., Miranzi, B. A. S., Calabrez Filho, S., ... Borges, G. A. (2018) Effect of Dentin Preparation Mode on the Bond Strength Between Human Dentin and Different Resin Cements. *Brazilian Dental Journal*. 29(3), 268-274.
30. Loguercio, A. D., Luque-Martinez, I., Muñoz, M. A., Szesz, A. .L, Cuadros-Sánchez, J., Reis, A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative Dentistry*. 39(6), 652-662.
31. Zhang, S. C., Kern M. (2009). The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives. *International Journal of Oral Science*. 1(4), 163-176.
32. Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L., Geraldini, S., ... Pashley, D. H. (2013). Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. *Dental Materials*. 29(10), 999-1011.

4 CONCLUSÃO

Nos períodos de imediato e 6 meses, o cimento de ionômero de vidro (GC) demonstra similar resistência de união ao cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200). Entretanto, após 12 meses demonstra o maior valor de resistência de união, em relação aos demais cimentos resinosos autoadesivos (MaxCem Elite e Relyx U200) e de ionômero de vidro modificado com resina (Relyx Luting 2). Clinicamente, temos um cimento de baixo custo-benefício e com excelente resultado e desempenho clínico.

REFERÊNCIAS*

1. Freitas TL de, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. Effect of glass fiber post adaptation on push-out bond strength to root dentin. *Braz Dent J.* 2019;30(4):350–5.
2. Belizário LG, Kuga MC, Hungaro Duarte MA, Só MVR, Keine KC, Pereira JR. Effect of fiber post space irrigation with different peracetic acid formulations on the bond strength and penetration into the dentinal tubules of self-etching resin cement. *J Prosthet Dent.* 2019;122(1):46.e1-7.
3. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, et al. A new Universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent.* 2014;39(2):113–27.
4. Leite ML de A e. S, Costa CA de S, Duarte RM, de Andrade AKM, Soares DG. Bond strength and cytotoxicity of a universal adhesive according to the hybridization strategies to dentin. *Braz Dent J.* 2018;29(1):68–75.
5. Lorenzetti CC, Bortolatto JF, Ramos ATPR, Shinohara AL, Saad JRC, Kuga MC. The effectiveness of glass ionomer cement as a fiber post cementation system in endodontically treated teeth. *Microsc Res Tech.* 2019;82(7):1191–7.
6. Pereira JR, Abreu R, Vinícius M, Só R, Afonso D, Carlos M, et al. Push-out bond strength of fiber posts to root dentin using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. 2014;22(5):390–6.
7. Fraga RC, Chaves BT, Mello GSB, Siqueira Jr JF. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. *J Oral Rehabil.* 1998;25: 809-13.
8. Costa Dantas MC, Prado M, Costa VS, Gaiotte M, Simão RA, Bastian FL. Comparison between the effect of plasma and chemical treatments on fiber post surface. *J Endod.* 2012;38(2):215-8.
9. Cecchin D, de Almeida JF, Gomes BP, Zaia AA, Ferraz CC. Effect of chlorhexidine and ethanol on the durability of the adhesion of the fiber post relined with resin composite to the root canal. *J Endod.* 2011;37(5):678-83.
10. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res.* 2015;29(1):1-8.
11. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: A systematic review and metaanalysis of in vitro studies. *Oper Dent.* 2014;39(1):31–44.
12. Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil.* 2003;30(10):1015-21.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

13. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009;102(5):306-12.
14. Ferreira RS, Andreiuolo RF, Mota CS, Dias KRHC, Miranda MS. Cimentação adesiva de pinos fibrorreforçados. *Rev Bras Odontol.* 2012;69(2):194-8.
15. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res.* 2008;87(10):974-9.
16. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater.* 2008;24(7):967-77.
17. Almeida CM de, Meereis CTW, Leal FB, Ogliari AO, Piva E, Ogliari FA. Evaluation of long-term bond strength and selected properties of self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res.* 2018;32:e15.
18. Pereira RP, Ceccato Y, Monteiro Júnior S, Gondo R. Influência do selamento dentinário imediato com sistema adesivo universal na resistência de união. *Rev Odontol da UNESP.* 2020;49:1–10.
19. Betancourt DE, Baldion PA, Castellanos JE. Resin-dentin bonding interface: Mechanisms of degradation and strategies for stabilization of the hybrid layer. *Int J Biomater.* 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/5268342>
20. Tjäderhane L. Dentin bonding: Can we make it last? *Oper Dent.* 2015;40(1):4–18.
21. Gonçalves SE de P. Dentina humana e bovina estudo comparativo das propriedades físicas e características da hibridização de sistemas adesivos convencionais ou grander modificados: análise em mev. *J Chem Inf Model.* 2013;53(9):1689–99.
22. Breschi L, Maravic T, Cunha SR, Comba A, Cadenaro M, Tjäderhane L, et al. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dent Mater.* 2018;34(1):78–96.

Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 04/03/2024

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 04 de março de 2022

Caio Henrique de Paula Nogueira