



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



Reinaldo Oliveira Lima

Efeitos da customização de pinos de fibra e condicionamento do substrato dentinário sobre a interface adesiva com o sistema de cimentação resinoso

Araraquara

2020



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



Reinaldo Oliveira Lima

Efeitos da customização de pinos de fibra e condicionamento do substrato dentinário sobre a interface adesiva com o sistema de cimentação resinoso

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. Marcelo Ferrarezi de Andrade

Araraquara

2020

Lima, Reinaldo Oliveira

Efeitos da customização de pinos de fibra e
condicionamento do substrato dentinário sobre a interface
adesiva com o sistema de cimentação resinoso / Reinaldo
Oliveira Lima. -- Araraquara: [s.n.], 2020
52 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas) –
Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia
Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

1. Cimentos dentários 2. Técnica para retentor
intrarradicular. 3. Endodontia I. Título

Reinaldo Oliveira Lima

Efeitos da customização de pinos de fibra e condicionamento do substrato dentinário sobre a interface adesiva com o sistema de cimentação resinoso

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Ciências Odontológicas

Presidente e orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

2º Examinador: Prof. Dr. Milton Carlos Kuga

3ª Examinadora: Profa. Dra. Eliane Cristina Gulin de Oliveira

Araraquara, 24 de julho de 2020.

DADOS CURRICULARES

Reinaldo Oliveira Lima

NASCIMENTO: 02/08/1965 – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro

FILIAÇÃO: Lauro Oliveira Lima e Palmeira Sergio Lima

1989-1992: Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Nova Friburgo
Universidade Federal Fluminense – Nova Friburgo (RJ)

1993-1998: Professor auxiliar de ensino na disciplina de Biofísica e Metodologia Científica

Faculdade de Odontologia - Nova Friburgo (RJ)

1993: Curso de especialização em Informática Hospitalar e da Saúde
CETEP – INDECS – ESAS – RJ

1997: Curso de atualização em Periodontia
APCD – Araraquara (SP)

1998: Curso de atualização em Dentística Restauradora
Faculdade de Odontologia
Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ – RJ)

1999-2015: Cirurgião Dentista, Coordenador de Saúde Bucal
Prefeitura Municipal de Itaguaí (RJ)

2010-2011: Curso de especialização em Programa de Saúde da Família
Universidade Gama Filho
Rio de Janeiro (RJ)

2017-2019: Curso de especialização em Dentística Restauradora
Faculdade de Odontologia da Unesp de Araraquara
Araraquara (SP)

2018-2020: Curso de Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas
Faculdade de Odontologia da Unesp de Araraquara
Araraquara (SP)

2019-2020: Curso de especialização em Implantodontia
APCD – Regional Araraquara (SP)

Dedico esse trabalho primeiramente a Deus, Aba Pai, que sempre me guiou e iluminou todos os meus passos, com quem muito conversei e me aconselhei.

À minha esposa, companheira, amiga e eterna namorada Ivonilde. Com você a vida sempre foi bem melhor e as lutas sempre batalhadas a dois incentivando um ao outro.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a DEUS, por me dar saúde, forças e me abençoar com tudo que tenho na vida. Por me dar calma e sabedoria nos momentos de aflição e por Sua destra junto à minha.

À minha esposa Ivonilde por todo amor, companheirismo, amizade e principalmente pelo apoio em todas as minhas decisões. Você é fundamental em minha vida! Razão de todas as conquistas alcançada! Juntos sempre!

Aos meus pais Lauro e Palmira por terem me dado a vida! Obrigado pela minha educação por me apoiarem em tudo. Vocês são exemplos em minha vida!

Ao meu Orientador Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade, pelos conhecimentos generosamente compartilhados, pela paciência e pelo empenho na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Milton Carlos Kuga, pela disponibilidade para realizar as correções, orientações e contribuições sempre que solicitado.

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia da Unesp de Araraquara Prof. Dr. Edson Alves de Campos, pela amizade, pelo incentivo e pelo apoio.

Aos professores da Faculdade de Odontologia da Unesp, especialmente ao Prof. Dr. José Roberto Cury Saad, à Profa. Dra. Patrícia P. Nordi Sasso Garcia e à Profa. Dra. Andrea Abi Rached Dantas.

Aos amigos de mestrado e doutorado Vitor, Joissi, Rafael, Matheus, Eran, Tatiane e Thais, que estiveram ao meu lado compartilhando conhecimentos e bons momentos. Todos vocês são muito importantes, pois caminhar lado a lado certamente é muito melhor do que caminhar sozinho.

Ao CNPq: O presente trabalho foi realizado com o apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (Processo nº 13.2998/2019-0).

“A realidade de hoje foi o sonho de ontem. O sonho de hoje será a realidade de amanhã. E em todas as épocas zombou-se dos sonhadores.”
Zalkind Piatigorsky*

* Piatigorsky Z. O caminhante. São Paulo: Renes; 1975.

Lima RO. Efeitos da customização de pinos de fibra e condicionamento do substrato dentinário sobre a interface adesiva com o sistema de cimentação resinoso [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2020.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da customização de pinos de fibra sobre a resistência de união e penetrabilidade dentinária dos protocolos de cimentação resinosos Adper Scotchbond Multi-Purpose-Relyx ARC (AS-RA), Relyx U200 (R2) e Scotchbond Universal-Relyx Ultimate (SB-RU) na dentina radicular dos terços cervical, médio e apical do espaço preparado para pino. Sessenta raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente. Após o preparo radicular para pino, as raízes foram divididas em seis grupos, de acordo com os protocolos de cimentação (AS-RA, R2, SB-RU) e o tipo de pino de fibra (não customizados, NC ou customizados, C). A customização dos pinos de fibra foi realizada com resina composta (Z350 XT). Após seis meses, espécimes dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino foram submetidos a avaliação da resistência de união, em máquina de ensaio eletromecânica, e da penetrabilidade dentinária do sistema de cimentação, por meio de microscopia confocal a laser (MCVL). O padrão de falha adesiva foi classificado em adesiva 1 e 2, coesiva ou mista. Os dados obtidos foram analisados pelos testes de ANOVA e Tukey ($\alpha = 0,05$). Os protocolos de cimentação com pinos de fibra customizados demonstraram os maiores valores de resistência de união ($p < 0,05$), mas similares entre si ($p > 0,05$), independentemente do terço avaliado. R2-NC e SU-RU-NC demonstraram os menores valores de resistência de união nos terços médio e apical ($p < 0,05$). AS-RA, independentemente da customização do pino de fibra, e R2-NC demonstraram respectivamente a maior e a menor penetrabilidade dentinária, em relação aos demais protocolos ($p < 0,05$). A customização dos pinos de fibra favorece a resistência de união dos cimentos resinosos, independentemente da composição química e penetrabilidade dentinária, no espaço radicular preparado para pino.

Palavras-chave: Cimentos dentários. Técnica para retentor intrarradicular. Endodontia.

Lima RO. Effects of fiber post customization and conditioning of the dentin substrate on the adhesive interface with the resin cementing system [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2020.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of fiber post customization on the bond strength and dentin penetrability of Adper Scotchbond Multi-Purpose-Relyx ARC (AS-RA), Relyx U200 (R2) and Scotchbond Universal-Relyx Ultimate (SB-RU) resin cementing protocols on the root dentin of the cervical, middle and apical thirds of the prepared post space. Sixty bovine incisor roots were endodontically treated. After root preparation for pin, the roots were divided into six groups, according to the cementation protocols (AS-RA, R2, SB-RU) and fiber post type (not customized, NC, or customized, C). Fiber post customization was performed with composite resin (Z350 XT). After six months, specimens of the cervical, middle and apical thirds of the post space were submitted to evaluation of the bond strength in an electromechanical testing machine and the dentin penetrability of the cementation system using confocal laser scanning microscopy (CLSM). The adhesive failure pattern was classified as adhesive 1 and 2, cohesive or mixed. The data obtained were analyzed by ANOVA and Tukey's tests ($\alpha = 0.05$). Customized fiber cementing protocols demonstrated the highest bond strength values ($p < 0.05$), but similar to each other ($p > 0.05$), regardless of the third evaluated. R2-NC and SU-RU-NC showed the lowest union strength values in the middle and apical thirds ($p < 0.05$). AS-RA, regardless of the fiber post customization, and R2-NC showed respectively the highest and lowest dentin penetrability in relation to the other protocols ($p < 0.05$). The customization of fiber pins favors the bond strength of resin cements, regardless of chemical composition and dentin penetrability, in the root space prepared for the post.

Keywords: Dental cements. Post and core technique. Endodontics.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 PROPOSIÇÃO	12
3 PUBLICAÇÕES	13
3.1 Publicação 1	13
3.2 Publicação 2	35
4 CONCLUSÃO	50
REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentários simboliza mais um dos contrastes da desigualdade social, pois diminui a função mastigatória. Quando observamos um elemento dentário com tratamento endodôntico e grande perda de sua estrutura, decidimos por um tratamento restaurador para assegurar sua permanência no arco dentário¹.

O objetivo da indicação de retentores intrarradiculares é claramente definido pela necessidade da reconstrução coronária², em grande parte dos dentes tratados endodonticamente.

Os pinos de fibra de vidro têm alta resistência a impacto, fadiga, amortecimento de vibrações e capacidade de absorção de choques³. A confecção de pinos pré-fabricados traz vantagens com relação ao tempo de tratamento, uma vez que a fase laboratorial não acontece⁴. Com seu uso é possível estabelecer adequado padrão de distribuição de tensões ao remanescente radicular⁵. O espaço para o pino é obtido pelo esvaziamento parcial do canal radicular, permanecendo aproximadamente 5 mm de material obturador no interior do conduto⁶.

Estudos clínicos demonstram elevado número de falhas após alguns anos em restaurações de coroas sobre pinos intrarradiculares⁷. Essas falhas provavelmente ocorreram por uma degradação do cimento que envolve os pinos e por extenuação devido a carga funcional⁸.

A cimentação é parte vital no processo de retenção, vedação marginal e durabilidade de restaurações indiretas. Nas duas últimas décadas, os cimentos resinosos continuaram a evoluir com os avanços na odontologia adesiva⁹. A linha de cimentação poderá ser espessa, caso não ocorra uma correta acomodação do pino, o que pode originar ocorrências de bolhas e falhas que diminuem a retenção, bem como um menor grau de resistência coesiva do cimento¹⁰.

Buscando uma melhor adaptação dos pinos em canais amplos e com grande desgaste, uma das técnicas propostas é a utilização de pinos customizados, através do reembasamento e da moldagem do conduto radicular realizado com resina composta e pinos de fibras de vidro pré-fabricados¹¹. A escolha do sistema de cimentação depende das propriedades físicas e biológicas, bem como das características de manipulação do cimento associado às particularidades do material restaurador¹².

Os cimentos resinosos duais (foto e quimicamente ativados) apresentam-se vantajosos, apesar de sua aplicação exigir uma sequência cuidadosa do profissional, mas que assegura um conjunto bem adaptado¹³. Estudos in vitro recentes mostraram que cimentos resinosos autoadesivos são eficazes na retenção de pinos de fibra de vidro no interior de canais radiculares^{14,15}. Esses cimentos autoadesivos apareceram para eliminar reduções de performance por incompatibilidade química com sistemas adesivos simplificados, associados aos cimentos e polimerização química ou dual. Eles possuem propriedades superiores quando comparados a outros agentes de cimentação, diminuem o tempo clínico de trabalho, a sensibilidade pós-operatória e o risco de erros inerentes à técnica de cimentação¹⁶. É sua grande resistência coesiva que os torna úteis quando se deseja a união micromecânica de coroas cerâmicas condicionadas por ácido¹⁷.

Dessa forma, pensou-se em avaliar os efeitos de pinos de fibra anatomizados com resina sobre a interface adesiva entre a dentina e alguns sistemas de cimentação resinoso.

2 PROPOSIÇÃO

Frente ao exposto, este estudo teve como objetivo avaliar a influência da anatomização de pinos de fibra com resina e três materiais usados para cimentação (Relyx Arc, Relyx U200 e Relyx Ultimate) sobre a interface adesiva entre o substrato dentinário e sistema de cimentação resinoso por meio do teste de *push out*, já descrito na literatura como um método confiável para a avaliação da resistência de união de pinos de fibra cimentados à dentina intrarradicular, e também verificar a penetrabilidade dentinária do sistema de cimentação por meio de microscopia confocal e padrão de falha adesiva.

3 PUBLICAÇÕES

3.1 Publicação 1

Efeito da customização de pinos de fibras sobre a interface adesiva entre o substrato dentinário e sistema de cimentação resinoso*

INTRODUÇÃO

O pino de fibra de vidro é uma alternativa para substituir os pinos metálicos na restauração de dentes tratados endodonticamente, pois o seu módulo de elasticidade é similar ao da dentina radicular e dos cimentos resinosos, além de proporcionar melhor efeito estético, evitando o risco de descoloração da estrutura dentária pelos subprodutos derivados da corrosão das ligas metálicas¹⁻³.

Por outro lado, como os pinos de fibra apresentam diferenças morfológicas em relação à anatomia do canal radicular, há a tendência de proporcionar uma maior espessura da linha de cimento resinoso, devido à pobre relação espacial entre ambos⁴. Com isso, poderá ocorrer uma maior contração de polimerização (*shrinkage*) e redução do grau de conversão e, conseqüentemente também a redução dos valores de resistência de união entre o sistema de cimentação e a dentina radicular^{5,6}.

A customização dos pinos de fibra com resina composta foi proposta para reduzir a espessura da linha de cimento, minimizando o risco de deslocamento axial devido à sua melhor adaptação no canal radicular e aumento da retenção friccional com a superfície dentinária⁷⁻⁹.

Entretanto, ainda que essa retenção friccional seja um dos fatores fundamentais para a estabilidade intrarradicular dos pinos de fibra^{10,11}, outros procedimentos também colaboram para essa finalidade, tais como o desenho geométrico do espaço para pino, estratégia utilizada no tratamento endodôntico e o sistema de cimentação a ser utilizado¹²⁻¹⁶.

A escolha do sistema de cimentação exerce significativa influência sobre o sucesso clínico dos pinos de fibra em dentes tratados endodonticamente^{1,17,18}. Os cimentos resinosos convencionais, associados com o sistema adesivo *etch-and-rinse* ou *self-etching*, e os autoadesivos são os sistemas mais utilizados na cimentação de

* De acordo com as regras da revista Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.

pinos de fibra^{19,20}. Excepcionalmente, em alguns casos pontuais, os cimentos de ionômero de vidro também podem ser utilizados^{1, 17}.

O sistema adesivo *etch-and-rinse* de três passos (Adper Scotchbond Multi-Purpose) é um dos mais eficazes na adesão com o substrato dentinário²¹. Entretanto seus passos clínicos devem ser criteriosamente realizados, pois qualquer negligência operacional poderá desencadear efeitos negativos sobre a interface adesiva²². Uma vez que, diversos cimentos resinosos são recomendados para serem utilizados com estes sistemas adesivos, consequentemente se ocorrer algum comprometimento na adesão com a dentina radicular, poderá também ocasionar severos prejuízos sobre a retenção e longevidade clínica dos pinos de fibra^{1,14}.

Os sistemas de cimentação autoadesivos foram introduzidos na Odontologia com o propósito de minimizar estes efeitos negativos¹⁵. Como o mecanismo de adesão destes sistemas está relacionado com a ligação de monômeros fosfatados ácidos com a hidroxiapatita do substrato dentinário^{14,23}, não é necessário o uso dos sistemas adesivos¹⁵. Por outro lado, sua eficiência clínica também está diretamente relacionada com as condições clínicas da superfície dentinária do espaço para pino, tais como presença de sujidade e tipo de tratamento endodôntico previamente executado²³.

Por sua vez, o sistema adesivo universal quando utilizado com o cimento resinoso convencional engloba a camada de *smear layer* na interface adesiva, reduzindo a problemática que ocorre com os cimentos autoadesivos, como anteriormente descrito, e minimizando a possível ocorrência de erros frequentes quando os sistemas adesivos *etch-and-rinse* são utilizados²⁴.

Diante das considerações anteriormente descritas, nós observamos que existem dúvidas a respeito dos efeitos da interação entre o tipo de sistema de cimentação e a customização dos pinos de fibra no canal radícula sobre a interface adesiva. Ou seja, ainda é questionável qual o melhor sistema de cimentação em casos de customização dos pinos de fibra e vice-versa.

OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos da customização de pinos de fibra sobre a resistência de união, padrão de falha adesiva e penetrabilidade dentinária dos sistemas de cimentação convencional (Adper Scotchbond Multi-Purpose associado ao Relyx ARC e Scotchbond Universal associado ao Relyx Ultimate) e autoadesivo (Relyx U200), na dentina dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino, respectivamente por meio de teste de resistência de união (*push-out bond strength*), microscopia confocal a laser. Na hipótese nula foi determinada que a customização de pinos de fibra não exercem efeitos sobre a interface adesiva entre os sistemas de cimentação de pinos de fibra e a dentina do espaço preparado para pino.

MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética de Uso em Animais da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista (CEUA-23/2019). Sessenta incisivos bovinos, com anatomia radicular semelhante e desprovidos de alterações morfológicas e estruturais foram selecionados e mantidos em solução de timol a 0,1%, a 4 °C.

Preparo do espaço para pino

As raízes foram padronizadas com 15 mm a partir do ápice radicular. Os canais radiculares foram inicialmente acessados com a #15K file (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, BR), com movimentos de negociação endodôntica em toda a extensão radicular. Em seguida, após a abertura foraminal radicular estar selada com resina cianocrilato (Super Bonder; Loctite, São Paulo, SP, BR), foram instrumentados até o instrumento F5 (ProTaper; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), conforme a técnica recomendada pelo fabricante. A irrigação foi realizada com 5 mL de hipoclorito de sódio a 2.5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, BR) a cada troca de instrumento.

Após a irrigação final com 3 mL de EDTA a 17% (Biodinâmica, Ibiaporã, PR, BR), por 3 min, e 5 mL de NaOCl a 2,5%, os canais radiculares foram aspirados, secos com pontas de papel absorvente e obturados com guta percha F5 (ProTaper; Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, BR) e cimento à base de resina epóxi (AH Plus; Dentsply

Detrey, Konstanz, Alemanha), pela técnica do cone único²⁵. As raízes foram armazenadas em estufa, a 37 °C, por 7 dias.

Após esse período, o preparo intrarradicular foi realizado com instrumento rotatório (Whitepost DC#2; FGM, Joinville, SC, BR), em baixa rotação e sem refrigeração, proporcionando um espaço uniforme, com 11 mm de extensão, para o pino de fibra. Imediatamente após, o canal radicular foi irrigado com 5 mL de água destilada e seco com ponta de papel absorvente.

Protocolos avaliados

Inicialmente, todos os pinos de fibra foram limpos com etanol a 95% (Rinse-N-Dry; Racine, WI, USA) e duas camadas de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, BR) foram aplicadas em toda a sua extensão. Após o preparo radicular para pino, os espécimes foram aleatoriamente divididos em seis protocolos (n = 10, cada), de acordo com o sistema de cimentação utilizado e a customização do pino de fibra no espaço para pino:

AS-RA-NC: A dentina radicular foi condicionada com ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, SC, BR) por 15 s, lavada com água destilada por 30 s e seca com pontas de papel absorvente. Em seguida, o primer e o adesivo (Adper Scotchbond; 3M ESPE, ST Louis, WI, USA) foram aplicados em toda a extensão do espaço para pino, com auxílio de uma escova para limpeza de condutos (MKLife; Porto Alegre, RD. BR), com 500 rpm. Em seguida, o sistema adesivo foi fotoativado com dispositivo LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA), com potência de 1.200 mW/cm², por 10 s. Imediatamente após, o cimento Relyx ARC (3M ESPE, St. Louis, Mn, USA) foi misturado e inserido no espaço para pino com um dispositivo de inserção (Precision; Maquira, Maringá, PR, BR) e o pino de fibra devidamente posicionado no canal radicular. O conjunto foi submetido à fotoativação (Valo; South Jordan, UT, USA), na potência de 1.200 mW/cm², por 40 s, em cada posição (bucal, vestibular, mesial, distal e oclusal);

R2-NC: A dentina radicular foi lavada com 5 mL de água destilada, e seca com pontas de papel absorvente, mantendo a superfície discretamente umedecida. Em seguida, o cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200) foi misturado e inserido no espaço para pino com o dispositivo de inserção (Precision; Maquira, Maringá, PR), o

pino de fibra posicionado no canal radicular e o conjunto submetido à fotoativação, de modo similar ao descrito no protocolo anterior;

SU-RU-NC: A dentina radicular foi lavada com 5 mL de água destilada e seca com pontas de papel absorvente. Duas camadas do sistema adesivo Universal (Scotchbond Universal; 3M ESPE, St. Louis, Mn, USA) foram ativamente aplicadas na dentina, por 20 s cada, com uma escova para limpeza de condutos, de forma idêntica ao descrito anteriormente. Em seguida, o excesso foi removido com uma ponta de papel absorvente, seguido por discreto jato de ar. Imediatamente após, o cimento Relyx Ultimate (3M ESPE, St. Louis, Mn, USA) foi inserido no canal radicular com um dispositivo de inserção (Precision; Maquira, Maringá, PR, BR), o pino de fibra posicionado no canal radicular e o conjunto submetido à fotoativação similar ao descrito nos protocolos anteriores;

Em AS-RA-C, R2-C e SU-RU-C, as cimentações foram similares aos seus respectivos sistemas de cimentação, porém nestes protocolos os pinos de fibra foram previamente customizados. Inicialmente, eles foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, SC, BR) por 15 s, lavados por 15 s e secos com jato de ar.

Na sequência, foram aplicadas duas camadas de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, BR) sobre toda a superfície do pino de fibra, secas com discretos jatos de ar e aplicado uma camada do adesivo *etch-and-rinse* de dois passos (Adper Single Bond 2; 3M ESPE, St. Louis, Mn, USA), que foi fotoativado com um dispositivo LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA), na potência de 1.200 mW/cm², por 15 s.

Após o espaço preparado para pino estar devidamente lubrificado com um gel de glicerina hidrossolúvel (K-Y Gel; Reckitt Benckiser, Slough, UK), o pino de fibra foi envolto por um único incremento de resina composta (Z350 XT CT; 3M ESPE, Sumaré, SP, BR) e inserido no canal radicular. O conjunto foi fotoativado por 10 s, com dispositivo LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA).

O pino de fibra customizado foi removido do canal radicular e novamente submetido à fotoativação por 40 s, em cada uma de suas superfícies. O espaço preparado para pino foi irrigado com 10 mL de água destilada para remover o gel hidrossolúvel e seco com pontas de papel absorvente.

A rodamina B (Synth, São Paulo, SP, BR) foi incorporada no primer do Adper Scotchbond Multi-Purpose e no adesivo Scotchbond Universal e diretamente na mistura do cimento Relyx U200, na proporção de 0,01% (em massa), conforme

descrito por Bim Júnior et al.²⁶, para a posterior avaliação na microscopia confocal a laser (CLSM).

As raízes permaneceram imersas em água destilada, trocada a cada 2 dias, por 6 meses, a 37 °C, até o momento de serem submetidas aos testes de resistência de união e penetrabilidade dentinária.

A Tabela 1 demonstra a composição dos cimentos resinosos e sistemas adesivos utilizados nos protocolos de cimentação.

Tabela 1. Composição dos cimentos resinosos e sistemas adesivos utilizados nos protocolos de cimentação.

Materiais	Fabricante	Composição
Adper Scotchbond Multi-Purpose	3M ESPE, St Louis, USA	Primer: água, HEMA, copolímero de acrílico e ácido itacônico
Relyx ARC	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	Bis-GMA, TEGDMA, enchimento silanizado de zircônia/sílica 68% de polímero de dimetacrilato funcionalizado, trifenil antimônio
Relyx U200	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	Base: pó de vidro tratado com silano, ácido 2-propenóico, éster 2-metil 1,1'-[1-(hidroximetil)-1,2-etanodil], TEGDMA, persulfato de sódio e t-butil per-3,5,5-trimetil-hexanoato. Catalisador: Pó de vidro tratado com silano, dimetacrilato substituído, sílica silanizada, p-tolueno sulfonato de sódio, ácido 1-benzil-5-fenilbárico, sais de cálcio, dimetacrilato de 1,12-dodecano, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio
Scotchbond Universal	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	Monômero de fosfato MDP, resinas de dimetacrilato, HEMA, copolímero de ácido polialcenóico modificado com metacrilato, enchimento, etanol, água, iniciadores, silano
Relyx Ultimate	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	Monômeros de metacrilato, cargas silanizadas radiopacas, componentes iniciadores, estabilizadores e aditivos reológicos, cargas alcalinas radiopacas, pigmentos, corante de fluorescência, ativador polimerizante escuro para SU.

Legenda: Bis-GMA, metacrilato de bisfenol-glicidil; HEMA, 2-hidroxietilmetacrilato, MDP, 10-metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato; TEGDMA, dimetacrilato de trietilenoglicol.

Avaliação da resistência de união

Após o período de 6 meses, os espécimes foram verticalmente posicionados e centralizados em uma matriz de PVC (21,3 mm de diâmetro × 20,0 mm de comprimento). A fim de manter a correta verticalização das raízes no interior das matrizes, as mesmas tiveram seus ápices radiculares fixados com cera em uma placa de vidro e o posicionamento conferido com um paralelômetro (BioArt B2, São Carlos, SP, BR).

As matrizes foram preenchidas com resina poliéster (Maxi Rubber, Diadema, SP, BR), mantendo 1,0 mm do segmento cervical da raiz fora da inclusão. Todo o conjunto permaneceu intacto por 24 h, até que ocorresse a completa polimerização da resina. Após a desinclusão das matrizes de PVC, os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo, utilizando um disco diamantado adaptado em máquina de corte para tecidos duros (Isomet; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA), sob intensa refrigeração.

Três secções foram obtidas, com espessura de 2.0 mm + 0.1, dos terços apical, médio e cervical do espaço para pino de cada raiz. As secções cervical, média e apical foram obtidas respectivamente a partir de 1,0, 5,0 e 8,0 mm da face cervical da raiz. As irregularidades das secções foram removidas com lixa d'água com granulação #1200 (Norton, São Paulo, SP, BR) e lavadas em câmara ultrassônica com água destilada, por 5 min.

Os pinos de fibra de vidro cimentados no espaço protético de cada um dos terços das raízes foram submetidos ao teste de resistência de união (*push-out*) em máquina de ensaio eletromecânica (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), calibrada na velocidade de 0,5 mm/min, até que ocorresse a completa ruptura do conjunto pino de fibra/sistema de cimentação da dentina do canal radicular. Os diâmetros do *punch* utilizados foram de 1,2, 0,9, e 0,5 mm, respectivamente para os terços cervical, médio e apical dos espécimes obtidos do espaço preparado para pino.

Os valores da força (F) necessária para que ocorresse deslocamento do conjunto foi obtida em N (Newton) e, posteriormente transformada em resistência de união (MPa), por meio da fórmula: $MPa = F/AD$, onde AD corresponde à área de adesão.

A área de adesão foi calculada utilizando a seguinte fórmula: $AD = \pi \cdot (R + r) \cdot g$, onde R = raio cervical do canal radicular, em mm; r = raio apical do canal radicular,

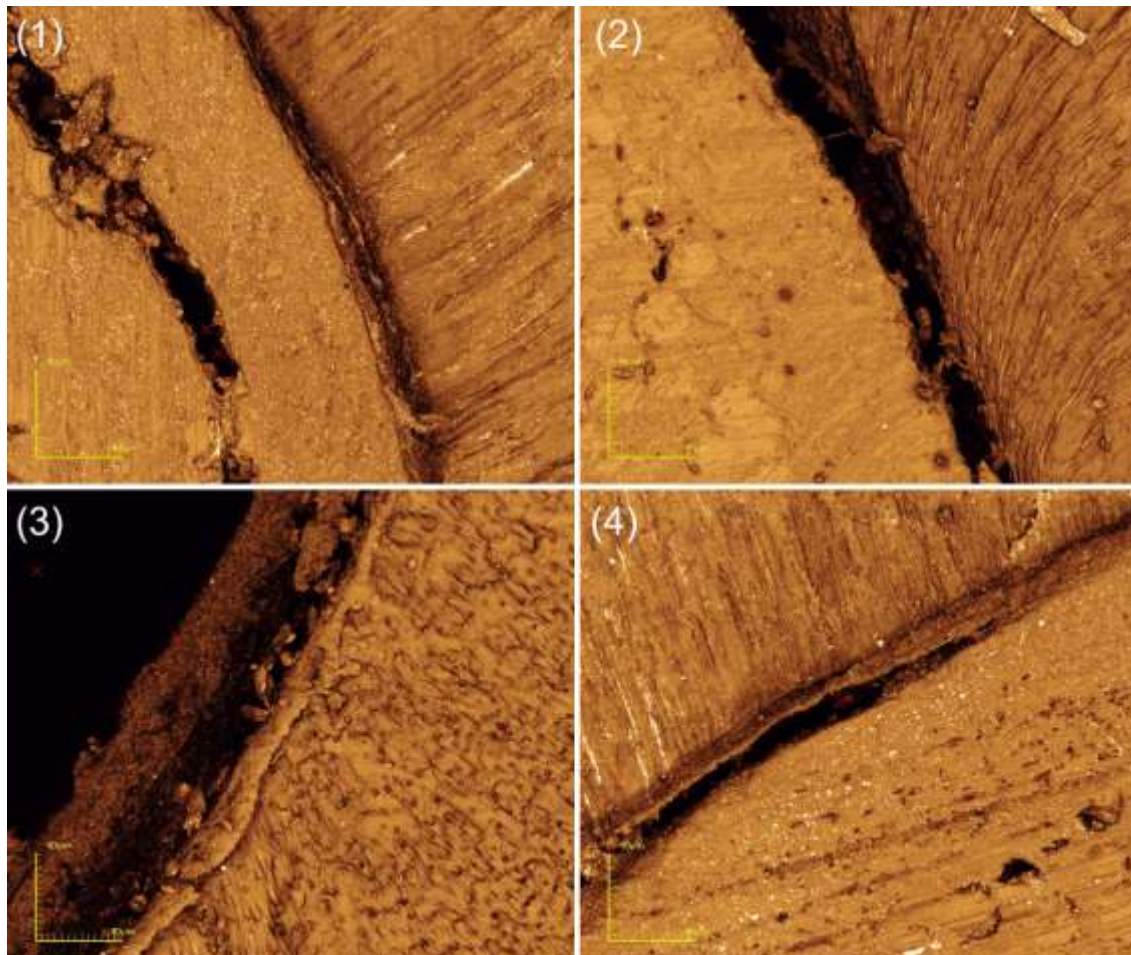
em mm; g = geratriz do cone invertido, em mm. Os diâmetros cervical e apical dos canais radiculares foram obtidos individualmente por meio da mensuração utilizando estereomicroscópio, com magnificação de 20x (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha). O valor de g foi obtido a partir da equação: $g = \sqrt{(R - r)^2 + (2,0)^2}$.

Avaliação do padrão de falha adesiva

Após a conclusão da avaliação da resistência de união, a face cervical de cada uma das fatias analisadas no teste de resistência de união foram polidas com alumina (Arotec, Cotia, SP, BR), sequencialmente com a granulometria 0,3 e 0,05 μm , com disco de veludo flocado (FVL; Arotec, Cotia, SP, BR), em politriz (Aropol VV; Arotec, Cotia, SP, BR) sob irrigação constante. Em seguida, os espécimes foram lavados, em cuba ultrassônica, por 5 min.

O perímetro da interface de adesão entre o sistema de cimentação e a dentina radicular foi dividido em quatro quadrantes e uma imagem de cada quadrante foi obtida com microscópio confocal a laser (Lext OLS4100; Olympus, Shinjuku, Tóquio, Japão), na magnificação de 1024x. O padrão de falha adesiva demonstrado nos quatro quadrantes de cada espécime foi analisado e classificado conforme descrito por Ramos et al.¹⁴: tipo 1 (adesiva 1), ocorre na interface entre pino de fibra e cimento resinoso; tipo 2 (adesiva 2), ocorre na interface entre sistema de cimentação e dentina; tipo 3 (coesiva), no sistema de cimentação; tipo 4 (mista), combinação de 2 ou mais tipos de falhas adesivas. A Fig. 1 demonstra o padrão de falha obtida por meio de microscopia confocal a laser.

Figura 1. Imagem representativa do padrão de falha adesiva: (1) tipo 1, adesiva 1, entre o pino de fibra e o cimento resinoso; (2) tipo 2, adesiva 2, entre o sistema de cimentação e a dentina; (3) tipo 3, coesiva, no interior do sistema de cimentação e (4) tipo 4, mista, combinação de 2 ou mais tipos de falha adesiva. Escala: 40 μ m.



Avaliação da penetrabilidade dentinária

Após a análise em CLSM, os espécimes foram analisados em microscópio confocal a laser (LSM5; Zeiss, Jena, GER). Uma imagem foi obtida de cada quadrante do perímetro total da interface de adesão entre o sistema de cimentação e a dentina radicular, com magnificação de 10X. Em cada quadrante foram realizadas dez mensurações da extensão de penetração do sistema de cimentação nos túbulos dentinários, por meio do programa Image J (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA). A média aritmética das medidas obtidas entre os quadrantes foi definida como a média de cada um dos espécimes analisados.

Análise estatística

Os resultados obtidos nas análises de resistência de união e penetrabilidade dentinária dos sistemas de cimentação de pinos de fibra e a dentina radicular foram submetidos aos testes de ANOVA *two-way* e Tukey ($\alpha = 0,05$). Os dados obtidos referentes ao padrão de falhas adesivas foram descritos em frequência da incidência em cada um dos terços do espaço preparado para pino.

RESULTADOS

Avaliação da resistência de união

Os protocolos com os pinos de fibra customizados (AS-RA-C, R2-C e SU-RU-C) demonstraram os maiores valores de resistência na dentina do espaço para pino, independentemente do terço analisado e do sistema de cimentação utilizado ($p < 0,05$), mas demonstraram valores similares entre si ($p > 0,05$).

Por outro lado, os protocolos R2-NC e SU-RU-NC demonstraram os menores valores de resistência de união, nos terços médio e apical do espaço para pino, em relação aos demais protocolos ($p < 0,05$). Mas, no terço cervical, os valores foram similares ao do protocolo AS-RA-NC ($p > 0,05$).

A Tabela 2 demonstra a média aritmética e desvio padrão dos valores de resistência de união do sistema de cimentação na dentina dos terços do espaço radicular preparado para pino, em função da customização dos pinos de fibra.

Tabela 2. Média e desvio padrão (em MPa) dos valores de resistência de união dos protocolos de cimentação, em função do terço do espaço para pino e cimentos resinosos utilizados.

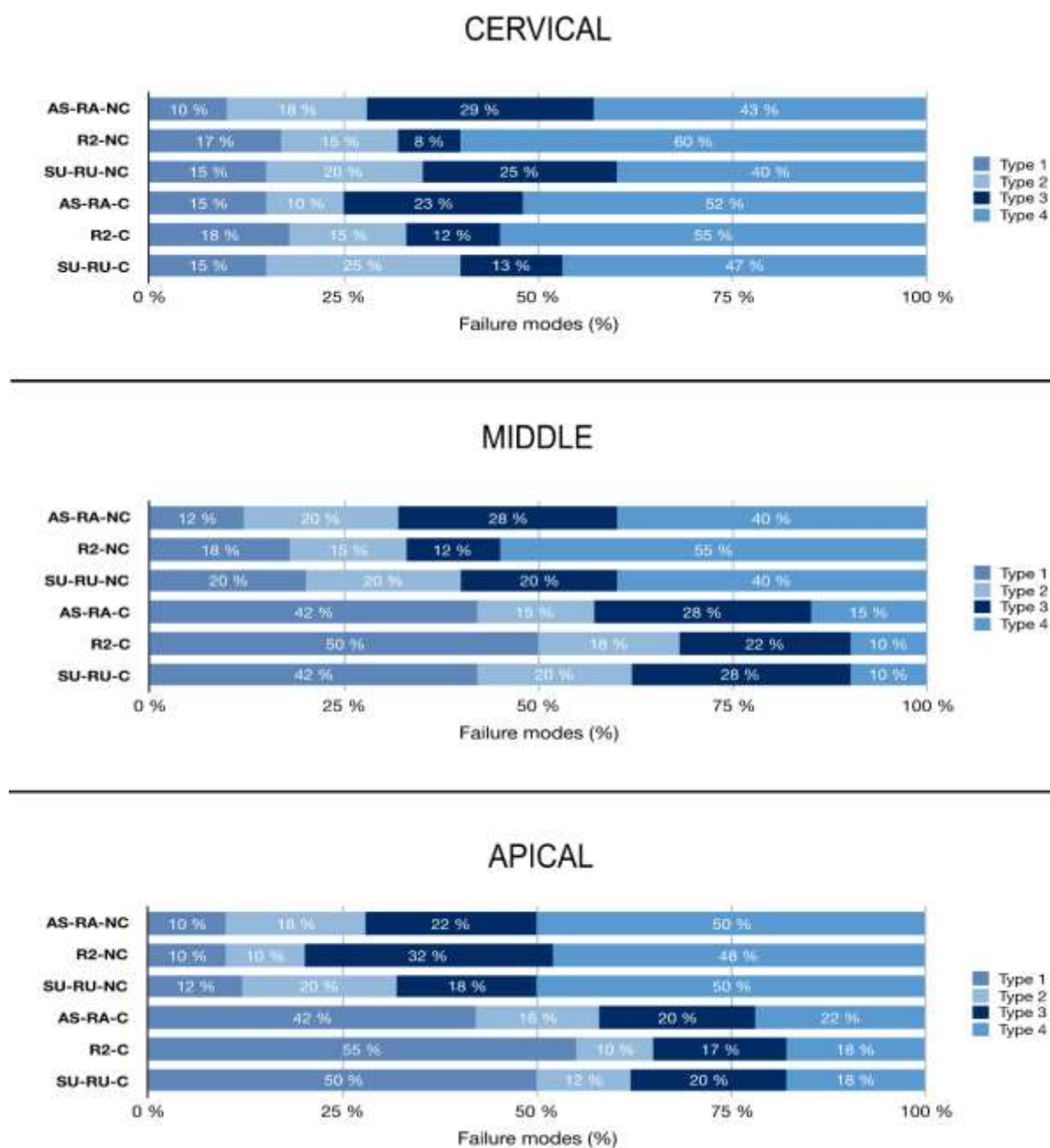
	AS-RA-NC	R2-NC	SU-RU-NC	AS-RA-C	R2-C	SU-RU-C
Cervical	5,58 ± 0,39 ^b	5,07 ± 0,73 ^b	5,27 ± 0,54 ^b	7,66 ± 0,36 ^a	7,32 ± 0,58 ^a	7,39 ± 0,40 ^a
Médio	5,52 ± 0,57 ^b	4,66 ± 0,64 ^c	4,73 ± 0,35 ^c	7,46 ± 0,67 ^a	7,29 ± 0,60 ^a	7,25 ± 0,29 ^a
Apical	5,50 ± 0,36 ^b	4,49 ± 0,72 ^c	4,43 ± 0,93 ^c	7,21 ± 0,61 ^a	7,08 ± 0,47 ^a	7,13 ± 0,66 ^a

^{a,b,c} Diferentes letras na mesma linha indicam diferenças significativas no padrão de resistência ($p < 0,05$). AS, Adper Scotchbond Multi-Purpose; RA, Relyx ARC; R2, Relyx U200; SU, Scotchbond Universal; RU, Relyx Ultimate; NC, não customizado; C, customizado.

Avaliação do padrão de falha adesiva

A análise das imagens obtidas em CLSM demonstrou a maior incidência de padrão de falha tipo 4 (mista), para os protocolos em que os pinos de fibra não foram customizados, independentemente do terço do espaço para pino e sistema de cimentação avaliado. Por outro lado, para os protocolos em que os pinos de fibra foram customizados, a falha tipo 4 (mista) foi a mais frequente no terço cervical, ao passo que, a falha tipo 1 (entre o pino de fibra e o cimento resinoso) foi a de maior incidência nos terços médio e apical. A Fig. 2 demonstra a prevalência do padrão de falha adesiva em todos os protocolos avaliados.

Figura 2. Incidência do tipo de padrão de falha adesiva, em função dos protocolos de cimentação de pino de fibra e terços do espaço para pino.



Avaliação da penetrabilidade dentinária

Os protocolos AS-RA, independentemente da customização dos pinos de fibra, demonstraram a maior penetrabilidade na dentina do espaço para pino, independentemente do terço avaliado ($p < 0,05$). Em contrapartida, o protocolo com o cimento Relyx U200 associado ao pino de fibra não customizado SU-RU-NC demonstrou a menor penetrabilidade dentinária em relação aos demais protocolos ($p < 0,05$), porém quando avaliados com os pinos de fibra customizados, os valores de penetrabilidade dentinária foram similares aos demonstrados pelos protocolos com o sistema de cimentação com o Scotchbond Universal e Relyx Ultimate ($p > 0,05$).

A Tabela 3 demonstra a média e desvio padrão (em micrômetros) dos valores da penetrabilidade dos protocolos de cimentação, em função do terço do espaço para pino e sistemas de cimentação utilizados.

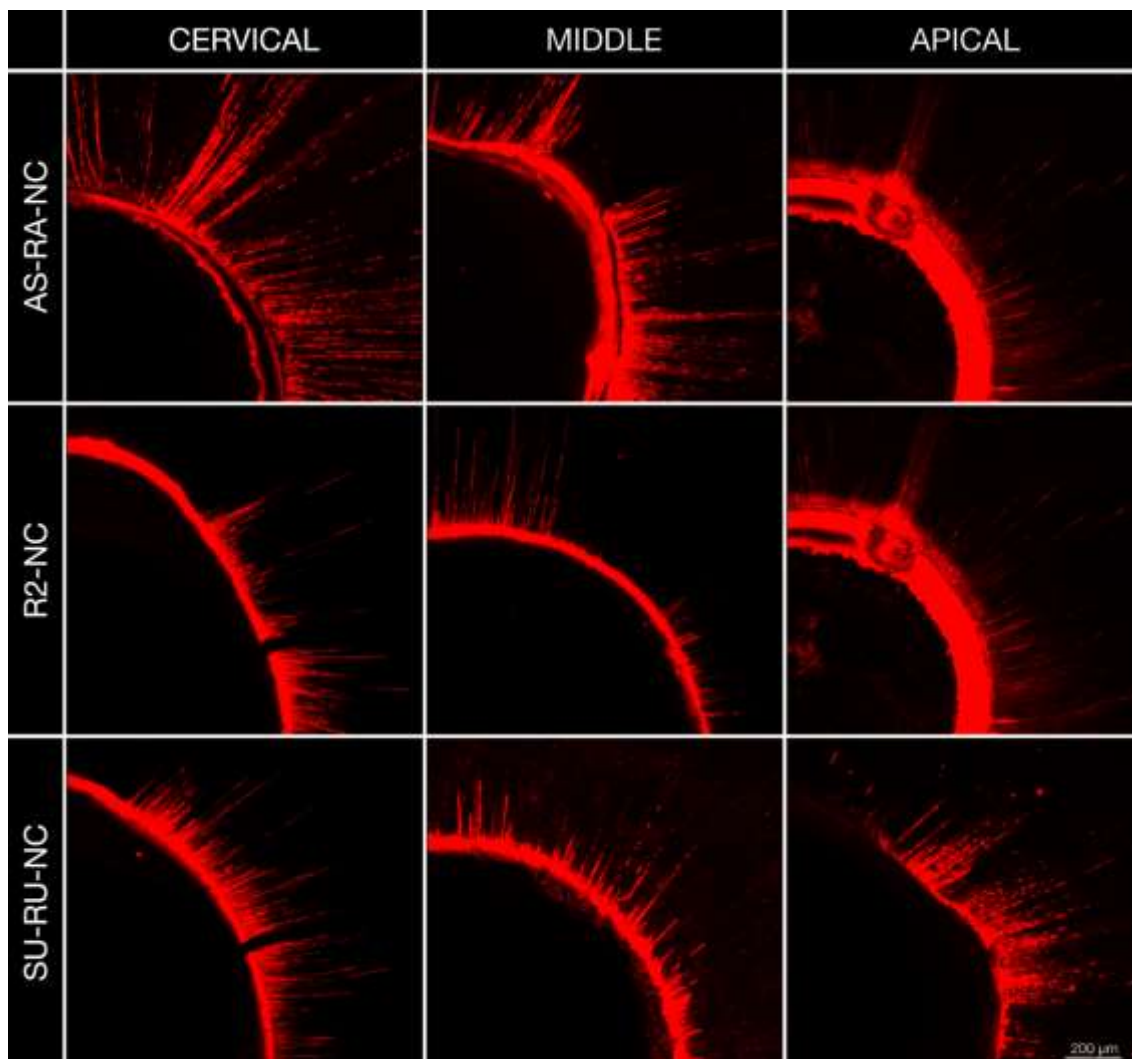
As Figs. 3 e 4 demonstram imagem representativa da penetrabilidade dentinária dos sistemas de cimentação nos terços do espaço preparado para pino, respectivamente nos pinos de fibra não customizados e customizados.

Tabela 3. Média e desvio padrão (em micrômetros) dos valores da penetrabilidade dos protocolos de cimentação, em função do terço do espaço para pino e sistemas de cimentação utilizados.

	AS-RA-NC	R2-NC	SU-RU-NC	AS-RA-C	R2-C	SU-RU-C
Cervical	383,22 ^a (27,08)	123,27 ^c (14,80)	217,17 ^b (20,85)	377,70 ^a (16,72)	209,45 ^b (10,52)	216,60 ^b (14,18)
Médio	376,97 ^a (12,95)	84,09 ^c (13,06)	208,82 ^b (9,22)	375,89 ^a (13,92)	203,74 ^b (11,06)	207,20 ^b (12,85)
Apical	369,87 ^a (11,30)	82,57 ^c (10,98)	206,74 ^b (6,21)	370,84 ^a (9,05)	199,81 ^b (12,77)	203,88 ^b (11,45)

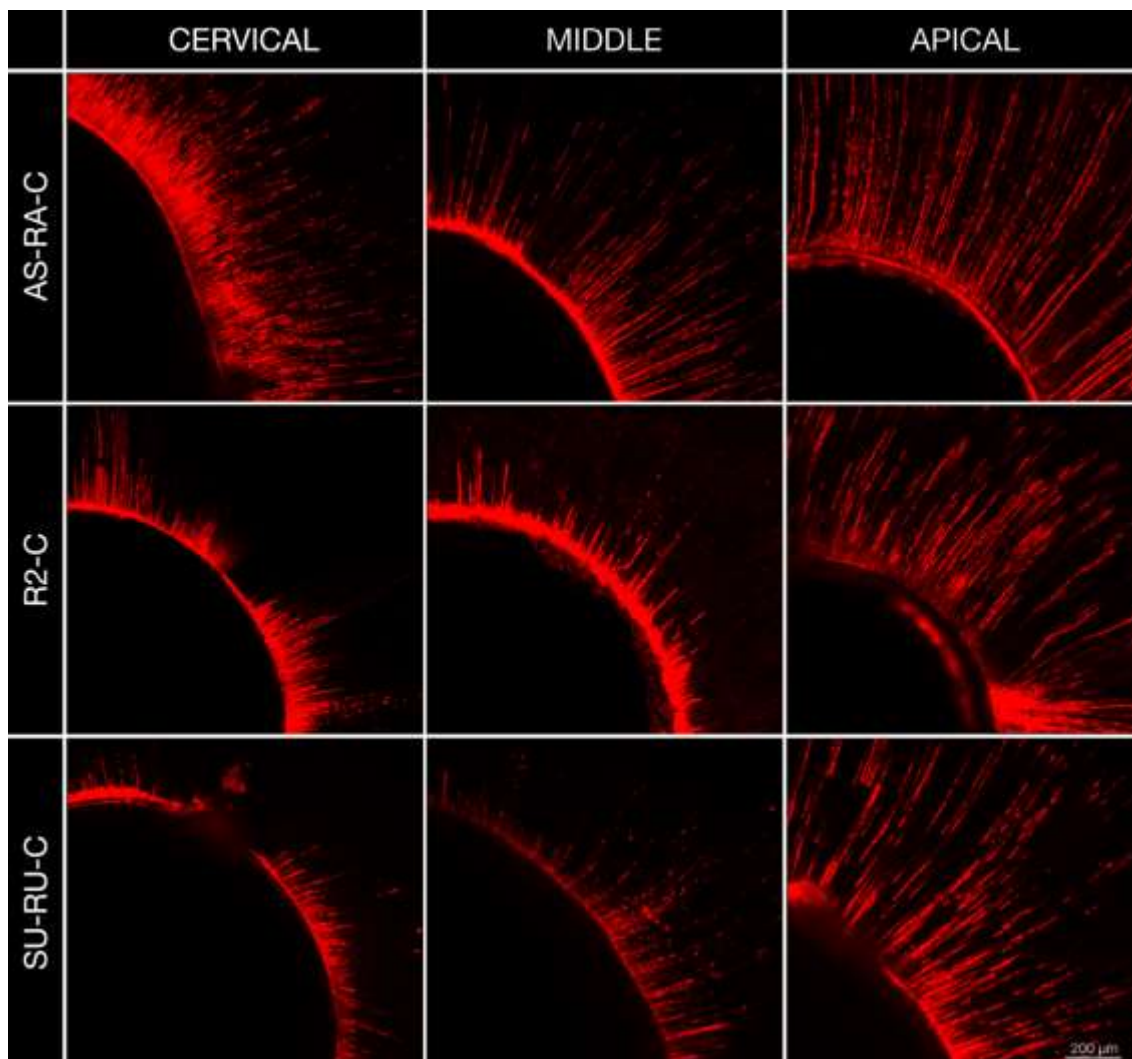
^{a,b,c} Diferentes letras na mesma linha indicam diferenças significativas no padrão de resistência ($p < 0,05$). AS, Adper Scotchbond Multi-Purpose; RA, Relyx ARC; R2, Relyx U200; SU, Scotchbond Universal; RU, Relyx Ultimate; NC, não customizado; C, customizado.

Figura 3. Imagem representativa da penetrabilidade dentinária do sistema de cimentação na dentina do espaço para pino, em função do protocolo com pinos de fibra não customizados e terço radicular.



AS, Adper Scotchbond Multi-Purpose; RA, Relyx ARC; R2, Relyx U200; SU, Scotchbond Universal; RU, Relyx Ultimate; NC, não customizado. *Escala:* 100 µm.

Figura 4. Imagem representativa da penetrabilidade dentinária do sistema de cimentação na dentina do espaço para pino, em função do protocolo com pinos de fibra customizados e terço radicular.



AS, Adper Scotchbond Multi-Purpose; RA, Relyx ARC; R2, Relyx U200; SU, Scotchbond Universal; RU, Relyx Ultimate; NC, não customizado. Escala: 100 µm.

DISCUSSÃO

A customização de pinos de fibra exerceu efeito positivo sobre a resistência de união dos sistemas de cimentação com os cimentos resinosos convencional, com adesivo *etch-and-rinse* ou universal, e autoadesivo. Portanto a hipótese nula foi rejeitada.

A magnitude da adesão entre os materiais odontológicos e a dentina radicular é rotineiramente avaliada por meio do teste de *push-out bond strength*^{15,27-29}. Muito embora este teste não represente a completa realidade do comportamento clínico dos cimentos resinosos, ainda é um dos métodos mais consagrados para a avaliação da

adesão dos materiais odontológicos^{1,21,30,31}. Essa consideração é devida a algumas variáveis que influenciam os resultados, tais como a rigidez do material submetido à avaliação, posicionamento dos espécimes em relação ao eixo de aplicação da força de deslocamento e/ou diâmetro do *punch* e do canal radicular³¹.

O resultado do teste de *push out* pode ser prejudicado caso ocorra a deformação do material em análise³⁰. Entretanto essa variável deve ser desconsiderada em nosso estudo, pois o conjunto formado pelo sistema de cimentação e o pino de fibra são adequadamente rígidos e praticamente não sofrem deformação plástica durante a avaliação da resistência de união.

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 união³¹. 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^{28,29}. 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 0,01 mm).

O diâmetro do *punch* preferencialmente deve ocupar entre 50 a 83% do diâmetro do canal radicular^{31, 32}. A fim de evitar qualquer influência sobre os valores de resistência de união, nós utilizamos *punch* com diâmetros diferentes e compatíveis para cada segmento do espaço para pino, respectivamente 1,2, 0,9 e 0,5 mm para os terços cervical, médio e apical. Com isso, evitamos qualquer atrito com a dentina radicular e/ou a pontual deformação plástica do material em avaliação.

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^{15, 26}. Em nosso estudo, utilizamos o sistema de cimentação convencional, com adesivos *etch-and-rinse* (Adper Scotchbond Multi-Purpose) e o Universal (Scotchbond Universal), e o autoadesivo.

A rodamina foi incorporada no sistema adesivo, na proporção de 16 µL para 0,4 mL do primer (Adper Scotchbond Multi-Purpose) ou no adesivo universal

(Scotchbond Universal) e 0,1% (em massa/massa) no cimento autoadesivo (Relyx U200), para a análise em microscopia confocal^{1,21,23}. 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 odontológicos resinosos^{33,34}.

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^{34,35}. Identicamente, a opção pela escolha da microscopia confocal a laser de superfície (Lext OLS4100) para a obtenção das imagens utilizadas na análise do padrão de falha adesiva também foi devido às mesmas problemáticas descritas na CLSM.

Após o período de imersão dos espécimes por seis meses em água destilada, os sistemas de cimentação com os pinos customizados demonstraram valores de resistência de união similares entre si. Nós podemos atribuir este resultado principalmente devido a dois fatores: a. maior retenção friccional dos pinos de fibra e b. menor espessura da linha de cimento^{9,34,35}.

Uma vez que a customização reduz o espaço entre a parede dentinária do canal radicular e o pino de fibra, ocorre um maior contato e atrito entre as superfícies⁷, incrementando a retenção e os valores de resistência de união dos sistemas de cimentação^{10,11}, conforme observado em nossos resultados.

Por outro lado, existe uma relação direta entre a espessura da linha de cimento e a incidência de microporosidades e também com o stress de polimerização dos cimentos resinosos^{34,36}. Se houver uma linha de cimento espessa entre a parede dentinária e o pino de fibra, maior será a incidência de bolhas na interface adesiva, ocasionando consequentemente falhas de adesão^{7,34}. Fundamentado nesta observação, justificamos os maiores valores de resistência de união obtidos quando os pinos de fibra foram customizados, independentemente do terço do espaço para pino ou do sistema de cimentação avaliado.

Uma vez que, o cimento resinoso demonstra menor stress de polimerização (*shrinkage*) quando o pino de fibra foi previamente customizado, devido ao menor volume de material e linha de cimento presente^{34,36,37}, os valores de resistência de

união obtidos no presente estudo também estão relacionados com esta propriedade, compartilhando com os resultados obtidos por D'Arcangelo et al.³⁸, mesmo que os sistemas de cimentação foram diferentes, tanto em relação à estratégia de adesão como na composição química, conforme observado na Tabela 2.

Os sistemas de cimentação convencional demonstraram maior penetrabilidade dentinária que os autoadesivos, pois nestes materiais a incorporação do corante fluorescente foi realizada na substância com maior fluidez, tais como no primer (Adper Scotchbond Multi-Purpose) ou diretamente no adesivo Universal (Scotchbond Universal). Entretanto, esta propriedade não demonstrou uma correlação direta com a retenção dos pinos de fibra no canal radicular, conforme também observado por Lorenzetti et al.¹. A maior penetrabilidade dentinária observada para o sistema adesivo *etch-and-rinse* de 3 passos foi devida à baixa tensão superficial do primer, em relação ao sistema autocondicionante de 1 passo (Universal) e, principalmente ao sistema de cimentação autoadesivo (Relyx U200)^{14,15}.

Sendo assim, a customização representa uma excelente alternativa para minimizar os riscos de deslocamento axial dos pinos de fibra, permitindo maior longevidade clínica dos procedimentos restauradores de dentes tratados endodonticamente. Entretanto nós recomendamos estudos futuros para complementação dos resultados, a avaliação em relação ao tipo de resina a ser utilizada na customização, momento e tipo de fotoativação do sistema de cimentação, a fim de um maior aprimoramento da técnica proposta.

CONCLUSÃO

A customização dos pinos de fibra proporciona os maiores valores de resistência de união na dentina do espaço preparado para pino, independentemente do terço avaliado, penetrabilidade dentinária e tipo de sistema de cimentação utilizado.

REFERÊNCIAS

1. Lorenzetti CC, Bortolatto JF, Ramos ATPR, Shinohara AL, Saad JRC, Kuga MC. 2019. The effectiveness of glass ionomer cement as a fiber post cementation system in endodontically treated teeth. *Microsc Res Techniq.* 82:1191-1197.
2. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. 2010. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an *in vitro* and finite element study. *J Prosthet Dent.* 104, 379-388.
3. Veríssimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. 2014. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 111, 234-246.
4. Freitas TL, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. 2019. Effect of glass fiber post adaptation on push-out bond strength to root dentin. *Braz Dent J.* 30:350-355.
5. Pulido CA, Oliveira Franco AP, Gomes GM, Bittencourt BF, Kalinowski HJ, Gomes JC, Gomes OM. 2016. An *in situ* evaluation of the polymerization shrinkage, degree of conversion, and bond strength of resin cements used for luting fiber posts. *J Prosthet Dent.* 116, 570-576.
6. Portigliatti RP, Tumini JL, Bertoldi Hepburn AD, Aromando RF, Olmos JL. 2017. Correspondence between fiber post and drill dimensions for post canal preparation. *Am J Dent.* 30, 295-298.
7. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. 2005. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent.* 7:235-240.
8. Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. 2010. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod* 36, 1543-1546.
9. Farina AP, Chiela H, Carlini-Junior B, Mesquita MF, Miyagaki DC, Randi Ferraz CC, Vidal CM, Cecchin D. 2016. Influence of cement type and relining procedure on push-out bond strength of fiber posts after cyclic loading. *J Prosthodont.* 25, 54-60.
10. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. 2005. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod.* 31, 891-894.

11. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, et al. 2006. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 32, 1174-1177.
12. Cury AH, Goracci C, Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, et al. 2006. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod.* 32, 537-540.
13. Victorino KR, Kuga MC, Duarte MA, Cavenago BC, Só MV, Pereira JR. 2016. The effects of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts. *J Conserv Dent.* 19, 96-100.
14. Ramos ATPR, Garcia Belizário L, Venção AC, Fagundes Jordão-Basso KC, Souza Rastelli AN, Andrade MF, et al. 2018. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface of fiber posts cementation protocols. *J Endod.* 44, 173-178.
15. Belizário LG, Kuga MC, Hungaro Duarte MA, Só MVR, Keine KC, Pereira JR. 2019. Effect of fiber postspace irrigation with different peracetic acid formulations on the bond strength and penetration into the dentinal tubules of self-etching resin cement. *J Prosthet Dent.* 122, 46.e1-46.e7.
16. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. 2007. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent.* 35, 827-835.
17. Pereira JR, Rosa RA, Só MV, Afonso D, Kuga MC, Honório HM, et al. 2014. Push-out bond strength of fiber posts to root dentin using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci.* 22, 390-396.
18. 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 Prosthet Dent.* 118, 493-499.
19. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, 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, E31-44.
20. Maroulakos G, He J, Nagy WW. 2018. The post-endodontic adhesive interface: theoretical perspectives and potential flaws. *J Endod.* 44, 363-371.
21. Ramos ATPR, Belizário LG, Jordão-Basso KCF, Shinohara AL, Kuga MC. 2018. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface using two fiber posts cementation systems. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 24, 136-141.

22. Silva e Souza MH Jr, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza PA, Góes MF. 2010. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J App Oral Sci.* 18, 207-214.
23. Pereira KF, Vencão AC, Magro MG, Belizário LG, Porto TS, Andrade MF, et al. 2019. Effect of endodontic retreatment on the bond strength of resin cements to root canal dentin. *Am J Dent* 32, 147-151.
24. Ubaldini ALM, Benetti AR, Sato F, Pascotto RC, Medina Neto A, Baesso ML, et al. 2018. Challenges in luting fibre posts: Adhesion to the post and to the dentine. *Dent Mat.* 34, 1054-1062.
25. Rodrigues A, Bonetti-Filho I, Faria G, Andolfatto C, Berbert FLCV, Kuga MC. 2012. Percentage of gutta-percha in mesial canals of mandibular molars obturated by lateral compaction or single cone techniques. *Microsc Res Tech.* 75, 1229-1232.
26. Bim Júnior O, Cebim MA, Atta MT, Machado CM, Francisconi-Dos-Rios LF, Wang L. 2017. Determining optimal fluorescent agent concentrations in dental adhesive resins for imaging the tooth/restoration interface. *Microsc Microanal.* 23, 122-130.
27. Aranda-Garcia AJ, Kuga MC, Vitorino KR, Chávez-Andrade GM, Duarte MA, Bonetti-Filho I, et al. 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. *Microsc Res Tech.* 76, 533-537.
28. Guiotti FA, Kuga MC, Duarte MA, Sant'Anna AJ, Faria G. 2014. Effect of calcium hydroxide dressing on push-out bond strength of endodontic sealers to root canal dentin. *Braz Oral Res.* 28, 1-6.
29. Magro MG, Kuga MC, Aranda-Garcia AJ, Victorino KR, Chávez-Andrade GM, Faria G, Keine KC, Só MV. 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. *Int Endod J.* 48, 478-483.
30. Sudsangiam S, van Noort R. 1999. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent.* 1, 57-67.
31. Pane ES, Palamara JE, Messer HH. 2013. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *J Endod.* 39, 669-673.
32. Nagas E, Uyanik O, Durmaz V, Cehreli ZC. 2011. Effect of plunger diameter on the push-out bond values of different root filling materials. *Int Endod J.* 44, 950-955.

33. D'Alpino PH, Pereira JC, Svizero NR, Rueggeberg FA, Pashley DH. 2006. Factors affecting use of fluorescent agents in identification of resin-based polymers. *J Adhes Dent.* 8, 285-292.
34. Souza NC, Marcondes ML, Breda RV, Weber JB, Mota EG, Spohr AM. 2016. Relined fiberglass post: an *ex vivo* study of the resin cement thickness and dentin-resin interface. *Braz Oral Res.* 18;30(1), pii: S1806-83242016000100274.
35. Bitter K, Paris S, Mueller J, Neumann K, Kielbassa AM. 2009. Correlation of scanning electron and confocal laser scanning microscopic analyses for visualization of dentin/adhesive interfaces in the root canal. *J Adhes Dent.* 11, 7-14.
36. Özcan E, Çetin AR, Tunçdemir AR, Ülker M. 2013. The effect of luting cement thicknesses on the push-out bond strength of the fiber posts. *Acta Odontol Scand.* 71, 703-709.
37. Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Bottino MA, Souza ROA. 2018. Do Mechanical Advantages Exist in Relining Fiber Posts with Composite Prior to its Cementation? *J Adhes Dent.* 20, 511-518.
38. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. 2007. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 98, 193-198.

3.2 Publicação 2

Effect of post space irrigation with 1% peracetic acid in comparison with other solutions on bond strength and dentin penetrability using a self-adhesive cementation system*

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the effects of surface treatments with 1% peracetic acid (PA), SmearClear, or QMix solution on the post space root dentin compared to 2.5% sodium hypochlorite (NaOCl) on bond strength and dentin penetration using a self-adhesive cementation system. **Material and Methods:** Forty human-canine roots were endodontically treated and the post space was prepared. The specimens were randomised into four groups (n = 10) based on the surface treatment protocol as follows: control – irrigation with 2.5% NaOCl solution, PA – irrigation with 1% PA, SmearClear – irrigation with SmearClear solution, and QMix – irrigation with QMix solution. The fibre posts were cemented using a self-adhesive resin system (Relyx U200). After six months, the specimens were cross-sectioned (one slice for each third – cervical, middle, and apical) and subjected to push-out and confocal laser microscopy tests. The fracture pattern was analysed using a stereomicroscope. One-way ANOVA and Tukey's tests were used to analyse the data ($\alpha = 0.05$). **Results:** PA and QMix presented the highest bond strength values compared to the other groups ($p < 0.05$), regardless of the third analysed. There was no significant difference between the penetrations of cement in the post space dentin by the groups ($p = 0.75$). The control group had the highest incidence of adhesive-type failures. **Conclusion:** Treatment with 1% PA and QMix provided greater bond strength than the other irrigation protocols. However, they had no impact on the penetrability of the dentin of the post space by the self-adhesive resin cement.

Keywords: Fiberglass post. Adhesive interface. Self-adhesive. Tooth dentin.

* De acordo com as regras da revista Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.

INTRODUCTION

Endodontically treated teeth are characterised by loss of coronal structure and decreased mechanical strength of the intraoral chewing forces¹. In a recent meta-analysis, fibre posts were associated with higher overall survival rates than metal posts when used to restore endodontically treated teeth with extensive coronal destruction². Several characteristics favour the clinical choice of fibre posts; they include the more conservative removal of dentin, the aesthetic advantages, and greater treatment agility since their cementation does not require a laboratory step^{3,4}.

Self-adhesive resin cement, such as RelyX U200 (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA), was introduced to reduce the sensitivity of the conventional three-step adhesive technique and prevent errors arising from the clinical protocol. Self-adhesive resin cement is as effective as conventional resin cement.⁵ However, self-etching resin cement requires careful irrigation of the post space with solutions, which do not interfere with the bond strength and increase its penetrability in the dentinal tubules. Satisfactory adhesion of the posts to the root dentin is achieved when the smear layer is safely removed; residues can impair adhesion⁶.

Chelating solutions play an important role in removing debris and the smear layer⁷. QMix (Dentsply Sirona Endodontics, Tulsa, OK, USA) is a commercial product indicated for irrigation and intracanal cleaning; it is designed to remove the inorganic smear layer and disinfect the root canal system. The chemical composition of QMix combines the chelating properties of ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA) and the substantive and antimicrobial properties of chlorhexidine gluconate⁸. In addition, it is composed of a mixture of an antimicrobial agent from bisbiguanide, calcium from polyamine carboxylic acid, saline, and a surfactant⁹. It was previously demonstrated that QMix, as a cleaning solution, showed less decalcification and erosion than 17% EDTA¹⁰. However, further studies should be carried out to ascertain this.

SmearClear (Sybron Endo, Orange, CA, USA) is a commercial product, which was introduced to aid the removal of the smear layer. It is a 17% EDTA solution combined with cationic (cetrimide) and anionic surfactants to improve its antibacterial effectiveness and clinical performance⁷. However, evidence on its positive impact on dentin adhesion is controversial^{7,11}.

Peracetic acid (PA) is a promising alternative for dissolving the smear layer and disinfecting the root canal system¹². It demonstrates sporicidal, bactericidal, virucidal, and fungicidal activities at low concentrations. It breaks down into safe by-products

and oxygen, and it reduces smear layer formation as effectively as EDTA¹³. A recent study showed that 1% PA alone provided a reduction in microhardness and roughness of the root canal dentin similar to what was observed for EDTA and sodium hypochlorite (NaOCl). However, 1% PA caused less dentin erosion than EDTA and sodium hypochlorite¹². Studies on the use of 1% PA as a single endodontic irrigating solution in the preparation of the post space are limited. Furthermore, various endodontic irrigating solutions should be thoroughly compared to provide consistent evidence.

Therefore, the objective of this *ex vivo* study was to evaluate the effect of surface treatment with 1% PA on the bond strength between the root dentin and fibre posts cemented with self-adhesive resin cement and verify the penetrability of cement in the intratubular dentin after post space treatment. The PA was also compared with other irrigation solutions. The null hypotheses of this study were as follows: (a) H01 – endodontic irrigation solutions used for post space preparation do not affect the bond strength between root dentin and fibre posts cemented with self-adhesive resin, and (b) H02 – endodontic irrigation solutions used in post space preparation have no influence on the penetrability of the self-adhesive cement in the intratubular root dentin.

MATERIAL AND METHODS

Sample preparation

This study was approved by the Animals Studies Ethics Committee of the Araraquara School of Dentistry. Forty bovine incisors with similar root anatomy and extracted for periodontal reasons were selected. Periapical radiographs were acquired in the mesiodistal and buccolingual directions to select teeth with single canals. Teeth with immature apexes, root caries, root fractures, cracks, lacerations, sharp curvatures, canal calcifications, or endodontic treatment were excluded; these features were identified with the aid of a stereomicroscope (SMX800, Nikon Co., NY, USA) under 20× magnification. The specimens were stored in a 0.1% thymol solution at 4 °C until use. After being rinsed with distilled water, teeth were cross-sectioned using a diamond disk under water cooling (Isomet 2000; Buehler Ltd., Lake Buff, IL, USA). All roots were standardised to a length of 17 mm.

A single surgeon prepared the instrumentation of the root canals. Canal patency was performed with a 10 size K-file (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Jura-Nord Vaudois,

Switzerland) and Path-File instruments 1, 2, and 3 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Jura-Nord Vaudois, Switzerland). The working length (WL) of the canals was standardised to 16 mm. The root canals were prepared using the Universal ProTaper System (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Jura-Nord Vaudois, Switzerland). First, the cervical and middle thirds of the roots were prepared using instruments S1, SX, and S2. Subsequently, S1, S2, F1, F2, F3, F4, and F5 files were sequentially used in the WL. Finally, the canals were irrigated with 5 mL of 2.5% NaOCl (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brazil). The foraminal openings were sealed with composite resin to prevent the extrusion of NaOCl during the irrigation procedures. After canal preparation, the specimens were irrigated with 5 mL of 17% EDTA (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brazil) for 3 min, and they were subsequently rinsed with 5 mL of 2.5% NaOCl and completed with 5 mL of saline solution using Navitip needles (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT) taken up to 3 mm short of the WL.

All the root canals were dried with F5 paper points (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Jura-Nord Vaudois, Switzerland) and filled using the single cone technique (F5 gutta-percha point, Dentsply Maillefer) and an epoxy resin-based sealer (AH Plus; Dentsply De Trey, Konstanz, Baden-Württemberg, Germany). The endodontic sealer was mixed following the manufacturer's instructions and placed at the WL using a 400-rpm Lentulo spiral (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Jura-Nord Vaudois, Switzerland) for 5 s. The excess gutta-percha in the coronal portion was removed with a flame-heated plugger, and the access cavity was sealed (Coltosol, Coltene, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). All roots were stored in artificial saliva (School of Pharmaceutical Sciences, UNESP, Araraquara, SP, Brazil) at 37 °C for 7 days. Afterward, they were placed in plastic matrices as previously described by Victorino et al.¹⁴.

After 24 h, the root canal filling was partially removed using the Largo 1 to 4 drill sequence (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Jura-Nord Vaudois, Switzerland), in alternation with saline solution irrigation, at a length of 11 mm. Post space preparation was performed using the White Post #2 burr (White Post DC, FGM, Joinville, SC, Brazil) at 11 mm. Periapical radiographs were performed to verify that the root filling was correctly removed.

Treatment with irrigation solutions

Samples were randomised into four groups ($n = 10$) based on the irrigation solution used during post space preparation: 2.5% NaOCl (control group), 1% PA (Peresal, Profilática, Araucária, PR, Brazil), SmearClear (Kerr, Orange, CA, USA), and QMix (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA). The post space was irrigated and aspirated with 5 mL of the tested solution for 1 min, and the solution remained inside the root canal for 3 min in Group 2.5% NaOCl and Group 1% PA, 1 min in Group SmearClear, and 2 min in Group QMix, following the manufacturer's recommendations. Subsequently, the post spaces were rinsed with 5 mL of saline solution and dried with 0.48-mm-diameter capillary tips (Capillary Tips; Ultradent, South Jordan, UT, USA) and F5 paper points.

Fibre posts #2 (White Post DC, FGM, Joinville, SC, Brazil) were cleaned with 70% ethyl alcohol, coated with silane (Prosil, FGM, Joinville, SC, Brasil), and put out to dry for 1 min to allow solvent evaporation.

Fibre post cementation

The Rhodamine B dye (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA), in the proportion of 0.1% (m/m), was mixed with the self-adhesive resin cement (RelyX U200, 3M ESPE, St. Paul, USA) to provide fluorescence which would enable confocal laser microscopy assessment. The cement was handled according to the manufacturer's specifications and inserted into the post space using Automix tips (3M ESPE, St. Paul, USA). The post was positioned in the post space by manual pressure. The excess resinous cement was removed with a microbrush and cured for 40 s using an LED light-curing unit (LED Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, AL, Liechtenstein) with an intensity of 1200 mW/cm². The light guide tip of the light-curing unit was placed perpendicular to the post. Specimens were stored in distilled water at 37 °C for 7 days.

Bond strength and failure mode evaluation

After the immersion period, all roots were cross-sectioned using a diamond disk under water cooling in a cutting machine (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA). Three slices with a thickness of 2.0 ± 0.1 mm were obtained from each specimen. Cervical, middle and apical slices were obtained at 1, 5, and 8 mm, respectively, from the cervical root surface. Irregularities generated during the sectioning procedures

were removed with 1.200 water-wet sandpapers (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) in a polishing machine (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA).

A universal testing machine (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brazil) was used for the push-out test at a crosshead speed of 0.5 mm/min. The slices were inserted into a metal device with a central hole ($\varnothing = 3$ mm) larger than the diameter of the canal. The coronal face of the specimen was placed face down and a metallic cylinder ($\varnothing$ extremity = 0.8 mm) advanced a load onto the pole from the apical to the coronal direction. The bond strength values (σ) were obtained in MPa: $\sigma = F/A$, where F is the load for breaking the sample (n) and A is the bonded area (mm²). To determine the bonded interface area, the following formula was used: $A = \pi g (R_1 + R_2)$, where $\pi = 3.14$, g = slant height, R_1 = smaller base radius, and R_2 = larger base radius. To determine the slant height, the following formula was used: $g^2 = h^2 + (R_2 - R_1)^2$ where h = section height. R_1 and R_2 were deduced from the internal diameters of the minor and major bases, respectively. The diameters and section heights were measured using a digital caliper (Starrett 727, Starrett, Itu, SP, Brazil).

Dentin slices were analysed under a stereomicroscope (Zeiss Stemi SV6) at 20× magnification to categorise the failure modes, following the classification by Elnaghy¹⁵: Type 1 – adhesive failure at the fibre post/cement interface; Type 2 – cohesive failure inside the cement; Type 3 – adhesive failure at the dentin/cement interface; and Type 4 – mixed failure occurs in combination.

Intratubular cement penetration

After the push-out test, intratubular cement penetration was examined using an Olympus FluoView Confocal Laser 1000 microscope (Olympus Corporation, Tokyo, Japan). Cervical, middle, and apical samples were assessed. The absorption and emission wavelengths for rhodamine B were 540 and 494 nm, respectively. Dentin samples were analysed using a 10× oil lens at 100× magnification. The image depth was 70 μ m and the dimension was 800 × 800 pixels. Adobe Photoshop software (Adobe Systems, San Jose, CA, USA) was used for image analysis as previously described¹⁶. Initially, the overall area of the image was obtained. Next, the lasso tool was used to outline and measure the canal area. By subtracting these values, the dentine area was obtained. Thus, the sealer-impregnated dentin area was outlined with the same tool, and the percentage of sealer penetration was calculated.

Statistical analysis

The SPSS statistical software was used for analysis (SPSS 12.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The normality of the data was verified using the Shapiro–Wilk test, which confirmed normal distribution of the data; $W = 0.842$ and $W = 0.832$ for bond strength and intratubular cement penetration, respectively. Thus, these outcomes were analysed using one-way ANOVA and Tukey's tests ($\alpha = 0.05$).

RESULTS

Bond strength and failure mode evaluation

For bond strength evaluation, one-way ANOVA indicated significant differences between the experimental groups in all post space thirds ($p < 0.05$). The 1% PA and QMix groups had the highest mean bond strength values when all thirds were grouped and evaluated ($p < 0.05$). In the cervical and middle thirds, 1% PA and QMix promoted higher bond strength values than 2.5% NaOCl and SmearClear ($p < 0.05$). In the apical third of the post space, QMix presented the highest bond strength values, followed by 1% PA ($p < 0.05$). The lowest bond strength was found in Group 2.5% NaOCl ($p < 0.05$). Table 1 shows the mean and standard deviation of the bond strength values for all groups in each post space third.

Table 1 – Mean and standard deviation of the bond strength values (MPa) for all groups in each post space third.

Groups	Cervical	Middle	Apical	Overall
2.5% NaOCl	$1.77^b \pm 0.86$	$2.46^b \pm 1.22$	$1.61^c \pm 0.35$	$1.95^b \pm 0.93$
1% peracetic acid	$3.85^a \pm 1.40$	$4.15^a \pm 1.59$	$3.26^b \pm 0.55$	$3.75^a \pm 1.28$
Smear Clear	$1.94^b \pm 0.62$	$2.14^b \pm 1.10$	$2.81^b \pm 0.43$	$2.29^b \pm 0.83$
QMix	$4.44^a \pm 1.44$	$4.61^a \pm 1.45$	$4.22^a \pm 0.67$	$4.42^a \pm 1.21$

Different superscript letters indicate statistically significant differences between groups and thirds (5% significance level; one-way ANOVA and Tukey tests).

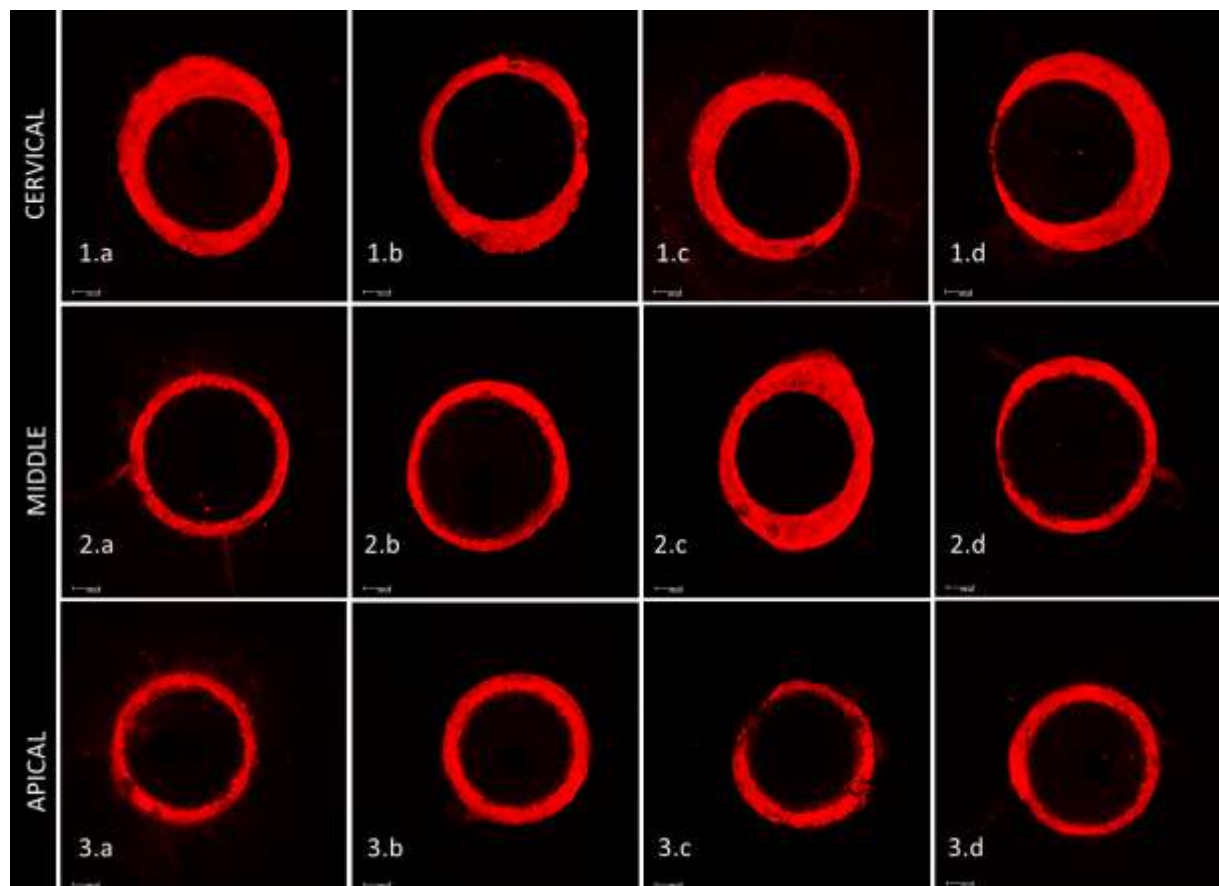
Adhesive failures between dentin and cement ($n = 34$), and post and cement ($n = 33$) were predominant, followed by mixed failures ($n = 28$) and cohesive failures of the cement ($n = 25$). Additionally, numerous adhesive failures occurred at the dentin-cement interface in Group 2.5% NaOCl (Table 2).

Table 2 – Failure mode presented in each experimental group after push-out test.

	2.5% NaOCl	Smear Clear	1% peracetic acid	QMix	Overall
Adhesive post/cement	5	6	10	12	33
Cohesive of the cement	3	6	6	10	25
Adhesive dentin/cement	15	8	6	5	34
Mixed	7	10	8	3	28
	30	30	30	30	120

Intratubular cement penetration

After the assessment of intratubular cement penetration, one-way ANOVA revealed no differences between the groups, irrespective of the post space third evaluated ($p = 0.85$) (Fig. 1).

Figure 1 – Photomicrographs of the cervical, middle and apical thirds based on surface treatment.

1. Cervical third: (1.a) - 2.5% NaOCl; (1.b) - 1% peracetic acid; (1.c) - 17% EDTA; (1.d) - QMix solution; 2. Middle third: (2.a) 2.5% NaOCl; (2.b) 1% peracetic acid; (2.c) - 17% EDTA; (2.d) - QMix solution; 3. Apical third: (3.a) 2.5% NaOCl; (3.b) 1% peracetic acid; (3.c) - 17% EDTA; (3.d) - QMix solution. Scale: 200 μ m.

DISCUSSION

Considering the need for further studies related to this topic, the present study investigated the effect of different intracanal irrigants on the bond strength between root dentin and fibre posts cemented with self-adhesive resin cement and the intratubular cement penetration after post space irrigation with different solutions. Given the results, the first null hypothesis was rejected. The irrigant used for post space irrigation influenced the bond strength between the root dentin and fibre posts cemented with self-adhesive resin cement. On the other hand, the second null hypothesis was confirmed. The irrigant used for post space irrigation did not affect intratubular cement penetration.

The RelyX U200 manufacturer recommends irrigating the post space preparation with NaOCl before the fibre post cementation; however, the criteria used to choose this irrigant is not clear. Two recent studies have shown that post space irrigation with 2.5% NaOCl did not facilitate the best bond strength when compared to other alternative treatments^{6,17}. However, Barreto et al.⁷ found higher bond strength values when saline and 2.5% NaOCl were used, and they recommended these solutions for post space cleaning before post cementation when using self-adhesive cement. It must be highlighted that, in the cited study, the authors performed passive ultrasonic irrigation (PUI). In the present study, PUI was not performed. Furthermore, the irrigation solutions were used according to the manufacturer's recommendations, and, thus, the actual effect of the solutions on root dentin was assessed.

The literature reported that the effect of NaOCl on organic dentin compounds might promote collagen degradation and negatively affect the resistance of the fibre posts to root dentin¹⁸. In addition, Zhang et al.¹⁹ stated that, when dentin was exposed to high concentrations of NaOCl for long periods, its bonding and flexural strength were impaired. Therefore, the duration of dentin exposure to NaOCl and the concentration of NaOCl were negatively correlated with adhesive strength^{15,19,20}. In the present study, an intermediate concentration of NaOCl (2.5%) was used and the exposure duration was 3 min; this duration was enough to promote post space cleaning and collagen degradation since the values of bond strength were low in all evaluated post space thirds.

The QMix solution and PA showed the highest bond strength in the cervical and middle thirds of the post space; in the apical third, only QMix showed the best adhesive bonding results. This may be attributed to the chemical composition of QMix and its

mechanism of action and effect on dentin. QMix contains EDTA, chlorhexidine, and a detergent in its formulation; this guarantees its low surface tension and increases its wettability. It also facilitates its flow in the root canal in contact with the smear layer and the underlying dentin²¹; this activity is probably due to the mixture of chlorhexidine and the detergent²², resulting in the highest bond strength.

In the literature, there are reports of studies which aimed to evaluate the effect of active irrigation using ultrasound and neodymium: yttrium-aluminum-garnet (Nd:YAG) laser to remove the smear layer and debris after post space preparation^{7,23,24}. Some studies have shown better cleaning of the root canal walls when ultrasonic and Nd:YAG activation was performed, mainly in association with chelating solutions^{25,26}. On the other hand, some authors did not observe an improvement in the removal of the smear layer and debris when active irrigation was performed^{23,27}. This study evaluated only the chemical effect promoted by the chelating solutions, and it did not include another variable such as PUI or Nd:YAG laser.

Among the various descaling agents available, PA may be the best alternative to other chelating solutions. Peracetic acid contains and releases acetic acid, which is a weak chelating agent capable of reducing the smear layer with the same effectiveness as EDTA, for example^{12,13}. To the authors' best knowledge, only one study is available in the literature on the use of PA before post cementation and its impact on the bond strength fibre posts cemented with self-adhesive cement⁶. However, 1% PA had greater cytotoxic potential than 2.5% NaOCl, which is a disadvantage of this solution²⁸. Considering this, further investigations and comparisons between different solutions are encouraged to increase the evidence on this issue. A previous study showed that SmearClear does not facilitate better smear layer removal than EDTA alone²⁹, which is consistent with the findings of this study since SmearClear and 2.5% NaOCl presented statistically similar bond strength values. The duration of contact between the solutions and dentin recommended by the manufacturer was maintained to prevent erosion on the dentin surface.

Failure patterns were variable in all the groups. An interesting finding was that Group NaOCl had adhesive failures at the cement-dentin interface in 50% of the specimens. This may indicate an inadequate level of chemical bonding between the self-adhesive cement and root dentin caused by the degradation of collagen promoted by NaOCl¹⁸. It may be argued that Group NaOCl should have undergone final irrigation with 17% EDTA. However, this protocol aimed to create a negative control with a

remaining smear layer, since some studies have reported that EDTA dissolves the sparse “ghost mineral layer” in collagen and exposes and irreversibly damages the underlying dentin when it is used as a solvent for inorganic matter after preparation of the root canal with NaOCl³⁰. Therefore, it can be hypothesised that an irrigation protocol, which alternates between NaOCl and EDTA, causes more deleterious effects on dentinal tissues than unique solution protocols with disinfection and chelating activities, which could jeopardise the results of this study. This is the reason for choosing the 2.5% NaOCl solution.

Kuga et al.³¹ observed no differences in the associations between NaOCl and acid solutions over the depth of penetration into the root dentin. Confocal laser scanning microscopy (CLSM) is often used in endodontics to determine the degree of adaptation and dentin wall and dentinal tubule penetrations of the root canal filling³². According to the CLSM images of the present study, no correlation was observed between cement penetration and bond strength, even in the 2.5% NaOCl group, which can be related to the duration of exposure and the renovation-dependent character of this solution, as mentioned above. However, Barreto et al.⁷ showed that EDTA and NaOCl associated with ultrasound activation were promising solutions for cleaning root canals before cementing a fibre post with self-adhesive resin cement. Additional studies should be carried out to establish the relationship between the depth of the penetration of the self-adhesive resin cement and bond strength. In addition, further *in vivo* studies are required to assess the long-term effect of different post space treatments on the bond strength between adhesive materials and root dentin.

CONCLUSION

Peracetic acid at 1% and QMix facilitated the highest bond strength, while 2.5% NaOCl facilitated the lowest. The failure patterns varied, with high adhesive failures at the dentin-cement interface for NaOCl and SmearClear root surface treatment. The dentinal tubule penetration of the cement was not affected by the solution used to rinse the post space.

CLINICAL RELEVANCE

Peratic acid at 1% or QMix seems to be an adequate solution for root canal cleaning before post cementation due to having demonstrated better bond strength and similar dentinal tubule penetration.

REFERENCES

1. Keçeci AD, Heidemann D, Kurnaz S. Fracture resistance and failure mode of endodontically treated teeth restored using ceramic onlays with or without fiber posts – an *ex vivo* study. *Dent Traumatol*. 2016;32:328-335.
2. Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K. Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int*. 2019;50:8-20.
3. Başaran G, Göncü Başaran E, Ayna E, Değer Y, Ayna B, Tuncer MC. Microtensile bond strength of root canal dentin treated with adhesive and fiber-reinforced post systems. *Braz Oral Res*. 2019;33:e027.
4. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*. 2003;16:39-44.
5. Rodrigues RF, Ramos CM, Francisconi PA, Borges AF. The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: an *in vitro* study. *J Prosthet Dent*. 2015;113:220-227.
6. 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;122:46.e1-46.e7.
7. Barreto MS, Rosa RA, Seballos VG, Machado E, Valandro LF, Kaizer OB, Só M, Bier C. Effect of intracanal irrigants on bond strength of fiber posts cemented with a self-adhesive resin cement. *Oper Dent*. 2016;41:e159-e167.

8. Morgental RD, Singh A, Sappal H, Kopper PM, Vier-Pelisser FV, Peters OA. Dentin inhibits the antibacterial effect of new and conventional endodontic irrigants. *J Endod*. 2013;39:406-410.
9. Dai L, Khechen K, Khan S, Gillen B, Loushine BA, Wimmer CE, et al. The effect of QMix, an experimental antibacterial root canal irrigant, on removal of canal wall smear layer and debris. *J Endod*. 2011;37:80-84.
10. Aksel H, Serper A, Kalayci S, Somer G, Erisken C. Effects of QMix and ethylenediaminetetraacetic acid on decalcification and erosion of root canal dentin. *Microsc Res Tech*. 2016;79:1056-1061.
11. Andrabi SM, Kumar A, Mishra SK, Tewari RK, Alam S, Siddiqui S. Effect of manual dynamic activation on smear layer removal efficacy of ethylenediaminetetraacetic acid and Smear Clear: an *in vitro* scanning electron microscopic study. *Aust Endod J*. 2013;39:131-136.
12. Keine KC, Kuga MC, Coaguila-Llerena H, Palma-Dibb RG, Faria G. Peracetic acid as a single endodontic irrigant: effects on microhardness, roughness and erosion of root canal dentin. *Microsc Res Tech*. 2020;83:375-380.
13. Lottanti S, Gautschi H, Sener B, Zehnder M. Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. *Int Endod J*. 2009;42:335-343.
14. Victorino KR, Kuga MC, Duarte MA, Cavenago BC, Só MV, Pereira JR. The effects of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts. *J Conserv Dent*. 2016;19:96-100.
15. Elnaghy AM. Effect of QMix irrigant on bond strength of glass fibre posts to root dentine. *Int Endod J*. 2014;47:280-289.
16. Jardine AP, Rosa RA, Santini MF, Wagner M, Só MV, Kuga MC, Pereira JR, Kopper PM. The effect of final irrigation on the penetrability of an epoxy resin-based sealer into dentinal tubules: a confocal microscopy study. *Clin Oral Investig*. 2016;20:117-123.

17. Jitumori RT, Bittencourt BF, Reis A, Gomes JC, Gomes GM. Effect of root canal irrigants on fiber post bonding using self-adhesive composite cements. *J Adhes Dent*. 2019;21:537-544.
18. M Ferrari, F Mannocci, A Vichi, M C Cagidiaco, I A Mjör. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*. 2000;13:255-260.
19. Zhang K, Kim YK, Cadenaro M, Bryan TE, Sidow SJ, Loushine RJ, Ling J-Q, Pashley DH, Tay FR. Effects of different exposure times and concentrations of sodium hypochlorite/ethylenediaminetetraacetic acid on the structural integrity of mineralized dentin. *J Endod*. 2010;36:105-109.
20. Santos JN, Carrilho MR, De Goes MF, Zaia AA, Gomes BPFA, Souza-Filho FJ, et al. Effect of chemical irrigants on the bond strength of a self-etching adhesive to pulp chamber dentin. *J Endod*. 2006;32:1088-1090.
21. Stojcic S, Shen Y, Qian W, Johns on B, Haapasalo M. Antibacterial and smear layer removal ability of a novel irrigant. *QMiX. Int Endod J*. 2012;45:363-371.
22. Ballal NV, Tweeny A, Khechen K, Prabhu KN, Satyanarayan, Tay FR. Wettability of root canal sealers on intraradicular dentine treated with different irrigating solutions. *J Dent*. 2013;41:556-560.
23. Fundaoğlu Küçükekenci F, Küçükekenci AS. Effect of ultrasonic and Nd: Yag laser activation on irrigants on the push-out bond strength of fiber post to the root canal. *J Appl Oral Sci*. 2019;27:e20180420.
24. Akyuz Ekim SN, Erdemir A. Effect of different irrigant activation protocols on push-out bond strength. *Lasers Med Sci*. 2015;30:2143-2149.
25. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Ultrasound effects after post space preparation: An SEM study. *J Endod*. 2006;32:549-552.
26. Coniglio I, Magni E, Goracci C, Radovic I, Carvalho CA, Grandini S, et al. Post space cleaning using a new nickel titanium endodontic drill combined with different cleaning regimens. *J Endod*. 2008;34:83-86.

27. Gu XH, Mao CY, Kern M. Effect of different irrigation on smear layer removal after post space preparation. *J Endod*. 2009;35:583-586.
28. Viola KS, Rodrigues EM, Tanomaru-Filho M, Carlos IZ, Ramos SG, Guerreiro-Tanomaru JM, Faria G. Cytotoxicity of peracetic acid: evaluation of effects on metabolism, structure and cell death. *Int Endod J*. 2018;51 Suppl 4:e264-e277.
29. Lui JN, Kuah HG, Chen NN. Effect of EDTA with and without surfactants or ultrasonics on removal of smear layer. *J Endod*. 2007;33:472-475.
30. Gu LS, Huang XQ, Griffin B, Bergeron BR, Pashley DH, Niu LN, Tay FR. Primum non nocere – The effects of sodium hypochlorite on dentin as used in endodontics. *Acta Biomater*. 2017;61:144-156.
31. Kuga MC, Gouveia-Jorge É, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Bonetti-Filho I, Faria G. Penetration into dentin of sodium hypochlorite associated with acid solutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112:e155-e159.
32. Cavenago BC, Duarte MA, Ordinola-Zapata R, Marciano MA, Carpio-Perochena AE, Bramante CM. Interfacial adaptation of an epoxy-resin sealer and a self-etch sealer to root canal dentin using the System B or the single cone technique. *Braz Dent J* 2012;23:205-211.

4 CONCLUSÃO

O primeiro artigo conclui que a customização dos pinos de fibra proporciona os maiores valores de resistência de união na dentina do espaço preparado para pino, independentemente do terço avaliado, penetrabilidade dentinária e tipo de sistema de cimentação utilizado.

O segundo artigo conclui que o ácido peracético a 1% e o QMix facilitaram a maior força de ligação, enquanto que o NaOCl a 2,5% facilitaram a menor força de ligação. Os padrões de insucesso variaram, com falhas elevadas de adesividade na interface dentinária para o tratamento da superfície das raízes com NaOCl e SmearClear. A penetração do cimento no túbulo dentinário não foi afetada pela solução utilizada para enxaguar o pós-espaço.

REFERÊNCIAS*

1. Hung HC, Colditz G, Joshipura KJ. The association between tooth loss and the self-reported intake of selected CVD-related nutrients and foods among US women. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2005;33(3):167-73.
2. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J.* 2008;41(6):493-501.
3. Prado MAA, Kohl JCM, Nogueira RD, Geraldo-Martins VR. Retentores intrarradiculares, revisão de literatura. *J Health Sci.* 2014;16(1):51.
4. Pereira N, Cordeiro RK, Melo AMD, Melo FAZ. Pino de fibra de vidro associado a restauração classe IV e faceta direta em resina composta em dente anterior: relato de caso. *Rev Gestão Saúde.* 2017; 16(1): 21-9.
5. Soares CJ, Soares PV, Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *J Endod.* 2008;34(8):1015-9.
6. Clavijo VGR, Souza NC, Andrade MF, Susin AH. Pinos anatômicos: uma nova perspectiva clínica. *Dent Press Estet.* 2006;3(3):100-21.
7. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int.* 2004;35(8):657-67.
8. Pinzetta AL, Inoue RT, Feltrin PP. Avaliação radiográfica da proporção comprimento de pinos intra-radiculares em relação ao comprimento radicular em dentes suporte de próteses parciais fixas unitárias e compostas. *RGO-Revista Gaucha Odontol.* 2006;54(4):302-7.
9. Degang H, Roulet JF. *Minimal invasive dentistry with bonding.* 20 ed. Michigan: Quintessence Publishing; 1997.

* 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-normalizacaoatualizado.pdf>

10. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent*. 2005;7(3):235-40.
11. Menezes MS. Influência do cimento endodôntico na adesão do pino de fibra de vidro à dentina radicular [dissertação de mestrado]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2006.
12. Bottino MA. Estética em reabilitação oral “metal free”. São Paulo: Artes Médicas; 2000.
13. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to rootcanal walls: an SEM investigation. *Dent Mater*. 2001;17(5):422-9.
14. Silva, DH. O uso de cimentos resinosos em associação a pinos de fibra de vidro no selamento coronário de dentes tratados endodonticamente [trabalho de conclusão de curso]. Piracicaba: Universidade de Campinas; 2017.
15. Conde, DM, Rodrigues VP, Carvalho FSS, Bauer JR, Bramante SF, Linares SL, et al. Influence of relining post on the bond strength of resin cements. *J Contemp Dent Pract*. 2015;16(7):559-64.
16. Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and self-curing resin cement. *J Adhes Dent*. 2006;8:427-31.
17. Souza Junior EJ, Silva EJNL, Morante DM, Sinhorette MAC. Pino anatômico com resina composta: relato de caso. *Rev Odontol Bras Central*. 2012;21(58):534-7.

**Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos após a data de
defesa**

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 24 de julho de 2020.

Reinaldo Oliveira Lima