

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**  
**CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**GABRIEL HERNANDEZ MACHADO DE SOUZA**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**FLORIANÓPOLIS**

**2018**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**

**CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

**CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**EFEITO DO CIMENTO À BASE DE ALUMINATO DE CÁLCIO  
ASSOCIADO AO CARBONATO DE CÁLCIO  
NANOPARTICULADO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DO PINO  
DE FIBRA DE VIDRO A DENTINA RADICULAR**

Trabalho de conclusão de curso  
apresentado à Universidade Federal de  
Santa Catarina, como requisito para a  
graduação.

**Aluno:** Gabriel Hernandez Machado  
de Souza

**Orientador:** Prof. Dr. Lucas da  
Fonseca Roberti Garcia

**Co-orientador:** Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Renata  
Gondo Machado

**FLORIANÓPOLIS**

**2018**

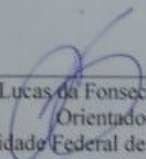
Gabriel Hernandez Machado de Souza

**EFEITO DO CIMENTO A BASE DE ALUMINATO DE CÁLCIO,  
ASSOCIADO AO CARBONATO DE CÁLCIO  
NANOPARTICULADO, NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE  
PINO DE FIBRA DE VIDRO A DENTINA RADICULAR.**

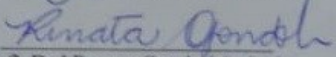
Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado, adequado para obtenção do título de cirurgião-dentista e aprovado em sua forma final pelo Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 04 de outubro de 2018.

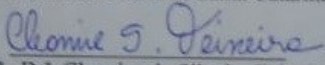
**Banca Examinadora:**

  
Prof., Dr. Lucas da Fonseca Roberti Garcia,  
Orientador

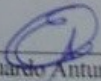
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof. Dr.ª Renata Gondo Machado,  
Co-Orientadora

Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof.ª, Dr.ª Cleonice da Silveira Teixeira,  
Membro

Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof., Dr. Eduardo Antunes Bortoluzzi,  
Membro

Universidade Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho à minha mãe, que me criou e educou com muito amor e sempre esteve presente em minhas conquistas, você é meu grande exemplo, te amo muito.

## AGRADECIMENTOS

Aos **meus pais**, obrigado pela dedicação e amor com que me criaram e educaram, pelos conselhos e exemplos na vida, minha gratidão eterna.

Ao meu orientador, **professor Lucas da Fonseca Roberti Garcia**, agradeço pelos conhecimentos que me foram passados, pela confiança depositada em mim e pela paciência e dedicação que o tornam um grande professor.

À minha co-orientadora, **professora Renata Gondo Machado**, agradeço pelo carinho e tempo dedicados a mim durante a minha graduação e execução deste trabalho, por ser uma professora exemplar, merecedora de muito respeito e admiração.

Aos **professores Sylvio Monteiro Junior e Nelson Makowiecky**, por serem exemplos de pessoas íntegras e de caráter, sempre respeitando e querendo o bem do próximo, sendo um modelo a ser seguido.

À minha grande amiga, **Joice de Amorim**, pessoa que esteve comigo nos meus momentos mais felizes, e foi responsável por outros tantos momentos semelhantes, tenho muito carinho por você.

Aos meus amigos e amigas, **André Poletto, Bruno Pizzi, Maksoel Stanguerlin, Felipe Sala, Tainá Schenal e Giulia Ortigara**, agradeço por dividirem e tornarem mais alegre esta fase incrível da minha vida, pelas conversas e risadas que dividimos, espero que nossa amizade dure eternamente.

Ao meu primo **Rodrigo Henrique Hernandez**, agradeço por sempre ter sido um grande exemplo, me mostrando, mesmo que sem perceber, o caminho certo a ser tomado.

À **minha família**, agradeço por sempre estarem comigo, me apoiando, me auxiliando, sendo um dos pilares da minha vida.

É melhor atirar-se à luta em busca de dias melhores, mesmo correndo o risco de perder tudo, do que permanecer estático, como os pobres de espírito, que não lutam, mas também não vencem, que não conhecem a dor da derrota, nem a glória de ressurgir dos escombros. Esses pobres de espírito, ao final de sua jornada na Terra não agradecem a Deus por terem vivido, mas desculpam-se perante Ele, por terem apenas passado pela vida.

(Bob Marley)

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do selamento de perfurações radiculares com cimento à base de aluminato de cálcio (EndoBinder), associado ao carbonato de cálcio nanoparticulado (CCNP), na resistência de união de pinos de fibra de vidro a dentina radicular. Cinquenta e seis incisivos bovinos tiveram seus canais tratados endodonticamente, preparados para pino, e divididos aleatoriamente em 4 grupos (n= 14), de acordo com o cimento utilizado no preenchimento das perfurações (G1= MTA HP, G2= EndoBinder, G3= EndoBinder + CCNP) e o grupo controle (G4= sem perfurações). Em seguida, os grupos foram subdivididos de acordo com o protocolo utilizado para cimentação dos pinos de fibra de vidro com cimento resinoso auto-condicionante (n=7): RelyX Ultimate + condicionamento ácido total (G1a, G2a, G3a e G4a) e RelyX Ultimate (G1b, G2b, G3b e G4b). Finalizada a cimentação dos pinos de fibra de vidro, as raízes foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável, e seccionadas em discos de dentina/pino/cimento resinoso com 1,3 mm de espessura. Dois discos de cada terço radicular (cervical e médio) foram submetidos ao teste de *push-out* em Máquina Universal de Ensaio (Instron, Modelo 4444 - 0,5 mm/min) para avaliar a resistência de união do pino de fibra a dentina. Após tratamento estatístico (Teste de Kruskal-Wallis, post-hoc de Bonferroni), os Grupos 2a e 2b apresentaram diferença significativa ( $p=0,02$  e  $p=0,004$ , respectivamente) entre os terços cervical e médio, sendo que o terço cervical apresentou maiores valores de resistência de união. Quando os terços radiculares não foram considerados, houve diferença estatística significativa entre o Grupo 2b, que apresentou os

menores valores de resistência, e os Grupos 2a ( $p=0,027$ ) e G3a ( $p=0,018$ ), que apresentaram os maiores valores de resistência de união. Concluiu-se que a adição do CCNP ao cimento de aluminato de cálcio para selamento das perfurações não promoveu aumento na resistência de união dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular.

**Palavras-chave:** Cimento de aluminato de cálcio. MTA. Pino de fibra de vidro. Resistência de união. Cimento resinoso.



## ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the effect of the root canal perforations sealing with calcium aluminate-based cement (EndoBinder), associated with nanoparticulate calcium carbonate, in the bond strength of fiberglass posts to root dentin. Fifty-six bovine incisors had their endodontically treated canals, pinned, and randomly divided into 4 groups (n = 14), according to the cement used to fill the perforations (G1 = HP MTA, G2 = EndoBinder, G3 = EndoBinder + CCNP) and the control group (G4 = without perforations). Then, the groups were subdivided according to the protocol used to fix the fiberglass posts with self-adhesive resin cement (n=7): RelyX Ultimate + total acid etching (G1a, G2a, G3a and G4a) and RelyX Ultimate (G1b, G2b, G3b and G4b). After fiberglass posts fixation, the roots were included in self-curing acrylic resin and sectioned in 1.3 mm thick dentin /post/ resin cement discs.. Two discs from each root third (cervical and middle) were submitted to the Universal Test Machine (Instron, Model 4444 - 0.5 mm/min) *push-out* test to evaluate the bond strength of the fiber post to dentin. After statistical treatment (Test Kruskal-Wallis, post-hoc de Bonferroni), Groups 2a and 2b had significant difference (p=0.02 and p=0.004, respectively) between the cervical and middle thirds, with cervical third presenting higher values of bond strength. When the root thirds were not considered, there was significant statistical difference among Group 2b, which had the lowest bond strength values, and Groups 2a (p=0.027) and 3a (p=0.018), which had the highest bond strength values. It was concluded that the addition of the nanoparticulate calcium carbonate to the calcium aluminate-based

cement for root canal perforations sealing did not promote increase in the bond strength of the fiberglass posts to the root dentin.

**Keywords:** Calcium aluminate cement. MTA. Fiberglass post. Bond strength. Resin cement.

## LISTA DE IMAGENS

Imagem 1- Representação gráfica dos valores médios de resistência de união ao <i>push-out</i> dos grupos avaliados em relação aos terços radiculares. ....	32
--	----

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Composição dos cimentos biocerâmicos e resinosos utilizados neste estudo.....	22
Tabela 2- Valores médios e desvio padrão da resistência de união ao <i>push-out</i> frente aos diferentes cimentos biocerâmicos e protocolos de cimentação dos pinos, considerando-se os terços radiculares.....	30
Tabela 3- Valores médios e desvio padrão da resistência de união ao <i>push-out</i> frente aos diferentes materiais seladores e protocolos de cimentação dos pinos.....	31

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

**MTA:** Mineral Trióxido Agravado

**CCNP:** Carbonato de Cálcio Nanoparticulado

**G:** Grupo

**Mm:** Milímetro

**mL:** Mililitro

**g:** Gramas

**RC:** Resina Composta

**mW:** Milliwatt

**cm<sup>2</sup>:** Centímetro Quadrado

**nm:** Nanometro

**n<sup>o</sup>:** Número

**RPM:** Rotações por Minuto

**Min:** Minuto

**N:** Newton

**Mpa:** Megapascal

**$\sigma$ :** Tensão em Megapascal

**F:** Força em Newton

**A:** Área em mm

**$\pi$ :** Constante

**r:** Raio do Canal Radicular

**h:** Espessura do Disco de Dentina

**RU:** Resistencia de União

**p:** Probabilidade de Significância

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
1.1	Objetivos.....	19
1.1.1	Objetivo Geral.....	19
1.1.2	Objetivos Específicos .....	19
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>20</b>
2.1	Seleção dos Dentes.....	20
2.2	Preparo biomecânico e Obturação .....	20
2.3	Reparo das perfurações e cimentação dos pinos .....	21
2.4	Confecção das amostras para o teste de <i>push-out</i> .....	26
2.5	Análise estatística.....	27
<b>3.</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>29</b>
<b>4.</b>	<b>DISCUSÃO .....</b>	<b>33</b>
<b>5.</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>38</b>
<b>6.</b>	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>39</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Quando um dente apresenta grande perda de estrutura em sua porção coronária e necessita ser restaurado, pinos de fibra de vidro podem ser utilizados como retentores intraradiculares (NICOLA *et al.*, 2016), uma vez que cimentados, são capazes de atuar como uma unidade única com a dentina (BALKAYA; BIRDAL, 2013), devido ao módulo de elasticidade semelhante (PANITIWAT; SALIMEE, 2017). Assim, as forças oclusais incidentes sobre o dente restaurado podem ser dissipadas satisfatoriamente (MOURA *et al.*, 2017), diminuindo o índice de fraturas decorrentes desse tipo de tratamento (PEREIRA *et al.*, 2016).

A técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro é sensível devido à complexidade anatômica do sistema de canais radiculares (D'ARCANGELO *et al.*, 2008). A utilização de sistemas adesivos de múltiplos passos é muitas vezes um desafio aos profissionais devido ao difícil acesso a áreas profundas do canal radicular, como o terço apical (REZENDE *et al.*, 2016). Além da presença constante de umidade do substrato dentinário que impede uma adequada polimerização do cimento resinoso (CHERSONI *et al.*, 2005). Dessa forma, a utilização de cimentos resinosos auto-condicionante tem se popularizado ao longo dos anos, uma vez que tais limitações da técnica de cimentação podem ser evitadas (SARKIS-ONOFRE *et al.*, 2014; PEREIRA *et al.*, 2016).

Por outro lado, acidentes como perfurações podem ocorrer durante o preparo do canal radicular para recebimento de um

pino de fibra de vidro, sendo necessário o seu selamento com um cimento específico para tal procedimento (PEREIRA *et al.*, 2016).

O Mineral Trióxido Agregado (MTA) foi desenvolvido no início da década de 1990, na Universidade de Loma Linda (CA, EUA), como cimento retrobturador e para o selamento de perfurações radiculares e de furca (CAMILLERI, 2008). Sua biocompatibilidade e bioatividade (SILVA *et al.*, 2016), aliadas a importantes propriedades físico-químicas, como a liberação de  $Ca^{++}$ , atividade antimicrobiana e expansão durante a presa (PARIROKH & TORABINEJAD, 2010), conferem ao cimento um excelente desempenho clínico, uma vez que esse é capaz de induzir a deposição de tecido mineralizado (TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; PARIROKH; TORABINEJAD, 2010), e promover adequado selamento das áreas perfuradas acidentalmente (EL-KHODARY *et al.*, 2015; TAWIL *et al.*, 2015).

O MTA possui composição semelhante ao cimento Portland, com exceção do óxido de bismuto, que é adicionado à sua formulação para conferir radiopacidade (LEYE BENOIST *et al.*, 2012). Além das aplicações clínicas citadas anteriormente, tal cimento tem sido utilizado em diversas outras situações, como capeamento pulpar direto (BORTOLUZZI *et al.*, 2006), apicificação (BÜCHER *et al.*, 2016) e obturação do sistema de canais radiculares (SCELZA *et al.*, 2016).

Apesar das vantagens apresentadas pelo MTA frente a outros biomateriais utilizados até então, esse apresenta diversas características negativas que comprometem, de certa forma, seu desempenho (TAWIL *et al.*, 2015). O elevado tempo de presa



(TAHA *et al.*, 2016), a solubilidade acima dos níveis recomendados pela ANSI/ADA (GARCIA *et al.*, 2015), a falta de adesividade, o manchamento das estruturas dentais (RAMOS *et al.*, 2016), e a dificuldade de manipulação (BUTT *et al.*, 2014), associada à sua consistência arenosa (BER *et al.*, 2007), são algumas das inconveniências que mais chamam atenção dos clínicos e pesquisadores. Essas lacunas deixadas pelo MTA estimulam a busca por novos biomateriais que preencham os requisitos necessários que um adequado cimento selador deve possuir (GARCIA *et al.*, 2015).

Dessa forma, novos cimentos à base de agregados minerais têm sido desenvolvidos, destacando-se um à base de aluminato de cálcio, chamado EndoBinder (Binderware, São Carlos, SP, Brasil - Patente nº PI0704502-6), com aplicação clínica semelhante ao MTA, porém, sem suas desvantagens (JACOBOVITZ *et al.*, 2009). Entre as vantagens do EndoBinder pode-se notabilizar a sua biocompatibilidade (AGUILAR *et al.*, 2012; HUCK *et al.*, 2017), indução de deposição de tecido mineralizado (GARCIA *et al.*, 2015) atividade antimicrobiana e liberação de  $\text{Ca}^{++}$  (PIRES-DE-SOUZA *et al.*, 2013), adequada radiopacidade (AGUILAR *et al.*, 2011), resistência mecânica (GARCIA *et al.*, 2011) e estabilidade de cor, não promovendo o manchamento dos tecidos dentais (GARCIA *et al.*, 2013). Entretanto, da mesma forma que o MTA, o EndoBinder possui características negativas de manipulação que comprometem seu desempenho (GARCIA *et al.*, 2011).

Aditivos diversos têm sido propostos e incorporados aos cimentos à base de agregado mineral visando melhorar seu desempenho laboratorial e clínico (BORTOLUZZI *et al.*, 2006).

Dentre esses aditivos, os materiais carbonáticos se destacam por já serem utilizados há algum tempo na construção civil (NEVILLE, 1995). Esses são adicionados aos cimentos e concretos, com o intuito de melhorar a trabalhabilidade da massa hidratada através de alterações em sua densidade, permeabilidade, exsudação e capilaridade (NEVILLE, 1995). Estudos recentes têm utilizado o CCNP como aditivo do MTA e do cimento Portland (CAMILETTI *et al.*, 2013, SUPIT & SHAIKH 2014, BERNARDI *et al.*, 2017), reportando aceleração da fase inicial de hidratação dos cimentos, com melhoras significativas na manipulação e propriedades mecânicas destes (CAMILETTI *et al.*, 2013, SUPIT & SHAIKH 2014, BERNARDI *et al.*, 2017).

Pereira *et al.* (2016) reportaram que a resistência de união de pinos de fibra de vidro é afetada negativamente quando a dentina perfurada acidentalmente durante o preparo para receber o pino é tratada com MTA. Os autores demonstraram que as características de manipulação do MTA, associada à sua dificuldade de aplicação, ocasionaram a presença de partículas dispersas do cimento em áreas adjacentes à perfuração, contribuindo significativamente para a diminuição dos valores de resistência de união dos pinos de fibra, independente do cimento resinoso utilizado.

Poucas são as informações referentes ao efeito da utilização de novos cimentos, como EndoBinder, na resistência de união de pinos de fibra de vidro cimentados após o selamento de perfurações radiculares (PEREIRA *et al.*, 2016). Ainda, a ação de aditivos, como o CCNP, sobre as características de manipulação dessa classe de

cimentos precisa ser melhor compreendida, uma vez que interferem diretamente no desempenho dos cimentos.



## **1.1 OBJETIVOS**

### **1.1.1 Objetivo Geral**

Avaliar o efeito do selamento de perfurações radiculares com cimento à base de aluminato de cálcio (EndoBinder), associado ao CCNP, na resistência de união de pinos de fibra de vidro a dentina.

### **1.1.2 Objetivos Específicos**

Avaliar o efeito dos cimentos utilizados no reparo das perfurações, na resistência de união de pinos de fibra de vidro à superfície dentinária dos terços cervical e médio do canal radicular.

Avaliar o efeito do selamento da perfuração com EndoBinder, associado ou não ao CCNP, quando utilizados cimentos resinoso auto-condicionante, com e sem condicionamento ácido total, para fixação de pinos de fibra de vidro.

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 Seleção dos dentes**

Foram utilizados neste estudo 56 incisivos bovinos hígidos, com um único canal, reto, e com ápice formado. O tamanho da amostra foi calculado com auxílio do programa Sealed Envelope (Sealed Envelope Ltd., <https://sealedenvelope.com/>), obtendo-se o número mínimo de 7 amostras por grupo experimental para um poder de 80%, e erro tipo I (nível de significância) de 5%.

Inicialmente, os dentes foram imersos em solução de Cloramina T a 0,5% por 48 horas para desinfecção, e em seguida lavados em água corrente por 24 horas. Decorrido este período, os dentes foram radiografados para avaliação das características morfológicas do canal radicular. Dentes que apresentaram calcificações ou áreas de reabsorção interna foram descartados.

### **2.2 Preparo biomecânico e obturação**

Inicialmente, a coroa dos dentes foi seccionada próximo à junção amelocementária utilizando disco diamantado (KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) acoplado em baixa-rotação (MRS 400 - Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), padronizando-se o comprimento das raízes em 21 mm. O comprimento de trabalho foi determinado a partir da introdução de uma lima tipo K (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) até a sua visualização no forame apical, seguido de recuo em 1,0 mm. Devido à grande amplitude dos canais radiculares, estes tiveram os terços cervical e médio preparados no sentido coroa-ápice com brocas Gates-Glidden nº 5, 4 e 3 (Dentsply-

Maillefer) sucessivamente, montadas em baixa rotação (MRS 400 - Dabi Atlante). O terço apical foi preparado com lima tipo K #50 (Dentsply-Maillefer), no comprimento de trabalho (20 mm). Como solução irrigadora foram utilizados 3 mL de solução de hipoclorito de sódio a 2,5% (Fórmula e Ação, São Paulo, Brasil) a cada troca de instrumento, seguido de aplicação de 3 mL de EDTA a 17% (Biodinâmica, Iporã, Paraná, Brasil) por 3 minutos para remoção da smear layer, e irrigação final com 3 mL de solução de hipoclorito de sódio a 2,5%.

Após a secagem dos canais radiculares com cânulas de sucção e pontas de papel absorvente estéreis (Dentsply-Maillefer), esses foram obturados por meio da técnica da condensação lateral, utilizando cones de guta-percha (Dentsply-Maillefer) e cimento endodôntico MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil). Em seguida, a entrada dos canais foi selada com cimento de óxido de zinco (BIODINÂMICA, Iporã, Paraná, Brasil), e os dentes foram armazenados em estufa à 37°C e 100% de umidade por sete dias.

### **2.3 Reparo da perfuração e cimentação do pino de fibra de vidro**

Os materiais que foram utilizados neste estudo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Composição dos cimentos biocerâmicos e resinosos utilizados neste estudo.

<b>Materiais</b>	<b>Composição</b>	<b>Fabricante</b>
EndoBinder	Pó: Óxido de alumínio, óxido de cálcio, dióxido de silício, óxido de magnésio, óxido de ferro e óxido de zinco Líquido: Água destilada.	Binderware, São Carlos, São Paulo, Brasil.
MTA HP	Pó: Silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, óxido de cálcio, tungstato de cálcio. Líquido: Água e plastificante.	Angelus, Londrina, Paraná, Brasil.
RelyX Ultimate	Pasta Base: monômeros de metacrilato, carga silanada radiopaca, componentes iniciadores, estabilizantes, aditivos reológicos. Pasta Catalisadora: Monômeros de metacrilato, carga alcalina radiopaca, componentes iniciadores, estabilizantes, pigmentos, agente fluorescência ativador para adesivo Scotchbond Universal.	3M, Sumaré, São Paulo, Brasil.
Single Bond Ultimate	Monômero de fosfato MDP, resina de dimetacrilato, 2-hidroxiethyl metacrilato (HEMA), copolímero Vitrebond, carga, etanol, água, iniciador, silano.	3M, Sumaré, São Paulo, Brasil.



Decorrido o período de armazenamento das amostras, as raízes foram inseridas individualmente em moldes fabricados em silicone de adição (Express XT, 3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) para simular o osso alveolar e a condição clínica. Em seguida, foi realizada a remoção do material obturador e o preparo do espaço para cimentação do pino de fibra de vidro com brocas específicas do sistema utilizado (Power Post, BM4, Maringá, Paraná, Brasil). O preparo foi estendido em 2/3 (21mm) do comprimento da raiz (terços cervical e médio) no sentido apical. Os espécimes foram distribuídos aleatoriamente em 04 grupos (n=14). Nos 03 primeiros grupos foi criada uma perfuração a partir do canal até a face vestibular do terço cervical da raiz. As perfurações foram realizadas com broca esférica #1 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil), introduzida com angulação de 45° até alcançar a parte externa. Logo após, os cimentos biocerâmicos utilizados para o preenchimento das perfurações foram manipulados de acordo com as orientações de seus respectivos fabricantes, e as amostras distribuídas aleatoriamente da seguinte forma (n=14):

Grupo 1<sup>a</sup> e 1b - MTA HP: O preenchimento das perfurações foi realizado com as raízes posicionadas em seus respectivos espaços no molde de silicona. Uma bola de algodão foi posicionada apicalmente a perfuração, evitando que o cimento reparador

obliterasse o canal radicular. Cada embalagem do cimento contém duas capsulas de pó e dois sachês de líquido, sendo necessário misturar o conteúdo de ambas por 40 segundos, até a homogeneização completa do cimento. O cimento foi inserido nas perfurações com o auxílio de um aplicador específico para tal procedimento, sendo em seguida compactados com condensadores digitopalmares.

Grupo 2a e Grupo 2b - EndoBinder: o cimento foi manipulado em placa de vidro até obtenção de uma massa homogênea, de acordo com as orientações do fabricante, na proporção de 1 g de pó para 0,21 mL de água destilada.

Grupo 3a e Grupo 3b - EndoBinder + CCNP: 0,050 g de CCNP foram incorporados a 0,950 g do pó de EndoBinder em uma placa de vidro. O pó resultante foi manipulado com 0,16 mL de água destilada associada a 0,05 mL de propilenoglicol. A quantidade de água destilada para manipulação do cimento de aluminato de cálcio foi calculada em função da quantidade de propilenoglicol utilizado para manipulação da pasta de CCNP, resultando na mesma quantidade de líquido utilizado nos Grupos 2a e 2b.

Todo o procedimento de selamento das perfurações foi realizado com auxílio de microscópio operatório (D.F. Vasconcellos, Valença, Rio de Janeiro, Brasil). Após o reparo das perfurações, os dentes foram acondicionados em recipiente plástico contendo esponjas umedecidas para mantê-los em ambiente com 100% de umidade. Decorrido o período equivalente a três vezes o tempo de presa dos cimentos, os procedimentos de cimentação dos pinos foram realizados da seguinte forma: inicialmente, os canais radiculares foram limpos com solução de hipoclorito de sódio a 1% (Fórmula e Ação), e secos com

cones de papel absorvente (Dentsply-Maillefer). Pinos de fibra de vidro #0,5, #1, #2 e #3 (Power Post, BM4, Maringa, Paraná, Brasil) foram selecionados de acordo com o diâmetro dos canais radiculares e introduzidos nestes para confirmar se o comprimento do preparo estava adequado. Devido a amplitude dos canais dos dentes bovinos, e ausência de pinos que se adaptem perfeitamente ao diâmetro dos canais, houve a necessidade de anatomização dos pinos com resina composta. Para este procedimento os pinos foram inicialmente tratados com ácido fosfórico à 37% (Condac 37, Joinville, Santa Catarina, Brasil), seguido de lavagem abundante em água e aplicação de uma camada de agente silano (Maquira, Maringá, Paraná, Brasil). O silano foi aplicado e friccionado em todas as faces do pino por 60 segundos, seguido pela aplicação de duas camadas de adesivo (Single Bond universal, 3M, Sumaré, São Paulo, Brasil), também friccionado por todas as faces do pino por 20 segundos. Logo após, uma camada de resina composta de cor A1 (Opallis, FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) foi aplicada sobre o pino, e o conjunto pino + resina foi levado ao interior do canal previamente lubrificado com gel hidrossolúvel, e fotoativado por 5 segundos, removido e inserido novamente no canal, e fotoativado por mais 30 segundos (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Austria, intensidade  $\geq 1200 \text{ mW/cm}^2$ , comprimento de onda entre 460 e 480 nm). A fotoativação final ocorreu fora do canal, por mais 60 segundos. Após a fotoativação final, os pinos de fibra de vidro passaram novamente por tratamento com agentes adesivos, da forma já descrita anteriormente.

Em metade das amostras (G1a, G2a, G3a e G4a) foi realizado condicionamento ácido total (ácido fosfórico à 37%) das paredes dentinárias, seguido de lavagem abundante com água, secagem do canal

com cone de papel absorvente, e aplicação de duas camadas de sistema adesivo de passo único (Single Bond universal, 3M, Sumaré, São Paulo, Brasil). O excesso de adesivo foi removido com papel absorvente, o solvente foi volatilizado com jato de ar, seguido de fotoativação por 40 segundos (Bluephase N). O cimento resinoso auto-condicionante (Cimento Resinoso RelyX Ultimate, Sumaré, São Paulo, Brasil) foi dispensado sobre uma placa de vidro e misturado por 10 segundos, sendo levado ao canal radicular com espiral lentulo #40 (Dentsply-Maillefer). Uma fina camada de cimento foi aplicada sobre o pino, e este foi inserido no interior do canal. Após a remoção do excesso de cimento, foi realizada uma fotoativação final por 60 segundos (Bluephase N) com os dentes inclusos no molde de silicona para restringir a incidência da luz ao sentido coroa-ápice.

Na outra metade das amostras (G1b, G2b, G3b e G4b), não foi realizado condicionamento ácido total, e a aplicação de sistema adesivo sobre as paredes dentinárias do canal radicular foi realizada da mesma forma já descrita. Os pinos foram cimentados com cimento resino auto-adesivo (Cimento Resinoso RelyX Ultimate), conforme descrito anteriormente.

#### **2.4 Confeção das amostras para o teste de *push-out***

Finalizada a cimentação dos pinos de fibra de vidro, as raízes foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável (Jet, Clássico, São Paulo, São Paulo, Brasil), formando blocos de resina. Os blocos foram então acoplados à cortadora metalográfica (SYJ - 150 Digital Diamond Low Speed Saw 4, MTI Crystal, Richmond, CA, EUA), e cortados transversalmente com disco diamantado dupla face n° 11-4243 (Buehler,

Lake Bluff, Illinois, EUA), acionado a uma velocidade de 300 RPM, sob abundante refrigeração por água. Foram obtidos discos de 1,3 mm de espessura, sendo selecionados para o teste de *push-out* dois discos por terço. Somente discos dos terços cervical e médio foram utilizados, pois o preparo para o pino não atingiu o terço apical.

Cada um dos discos foi posicionado em Máquina Universal de Ensaio (Instron, Modelo 4444, Instron Corp., Canton, Massachusetts, Estados Unidos) e submetido à força de compressão de 0,5 mm/min, até o deslocamento do conjunto pino de fibra de vidro/cimento resinoso das paredes do canal radicular. A força aplicada para o deslocamento foi registrada em Newton (N) e transformada em MegaPascal (MPa), para isso o valor em N foi dividido pela área lateral (SL). A SL foi obtida pela seguinte fórmula:  $\pi(R + r)\sqrt{h^2 + (R - r)^2}$  onde, SL = área lateral do canal, R = medida do raio do canal em sua porção coronal, r = medida do raio do canal em sua porção apical, e h = é a espessura da secção transversal da raiz.

## 2.5 Análise estatística

Os valores obtidos no teste de *push-out* foram submetidos a análise estatística. Para a comparação entre os terços cervical e médio de cada grupo, os dados apresentaram normalidade pelo teste Shapiro-Wilco ( $p < 0,05$ ), desta forma, foram submetidos ao Teste de T de Student para amostras independentes ( $p < 0,05$ ). Para comparação entre os grupos, os dados do terço cervical foram submetidos ao teste ANOVA de um fator e *post-hoc* de Tukey ( $p < 0,05$ ) para os dados que apresentaram normalidade. Já os dados do terço médio, por não

apresentarem distribuição normal, foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis e *post-hoc* de Games Howell ( $p < 0,05$ ). Os dados de comparação dos grupos, independentemente dos terços, foram submetidos ao teste Kruskal-Wallis e teste *post-hoc* de Bonferroni ( $p < 0,05$ )

### 3. RESULTADOS

Os valores médios de resistência de união ao *push-out* dos diferentes grupos estão descritos na Tabelas 2 e 3. Na Tabela 2, observamos os valores médios dos grupos por terço. Somente os Grupos 3 e 4 apresentaram diferença estatística significativa ( $p=0,02$  e  $p=0,004$ , respectivamente) entre os terços cervical e médio, sendo que o terço cervical apresentou maiores valores de resistência de união. Na comparação entre os grupos, houve diferença estatística significativa para o terço cervical ( $p=0,014$ ) e médio ( $p=0,036$ ). No terço cervical, o Grupo 3 apresentou os maiores valores de resistência, diferindo estatisticamente do Grupo 8 ( $p=0,018$ ). Já para o terço médio, o Grupo 5 apresentou os maiores valores de resistência de união, diferindo estatisticamente do Grupo 4 ( $p=0,023$ ).

Tabela 2 - Valores médios e desvio padrão da resistência de união ao *push-out* (Mpa) frente aos diferentes cimentos biocerâmicos e protocolos de cimentação dos pinos, considerando-se os terços radiculares.

<b>Grupos</b>	<b>Cervical</b>	<b>Médio</b>
<b>G1a</b>	10,85±5,13 <sup>A,ab</sup>	8,20±6,33 <sup>A,ab</sup>
<b>G1b</b>	12,47±5,35 <sup>A,ab</sup>	10,29±6,05 <sup>A,ab</sup>
<b>G2a</b>	15,77±6,66 <sup>A,a</sup>	10,07±5,39 <sup>B,ab</sup>
<b>G2b</b>	10,70±4,46 <sup>A,ab</sup>	5,83±3,73 <sup>B,a</sup>
<b>G3a</b>	14,28±4,87 <sup>A,ab</sup>	11,89±4,92 <sup>A,b</sup>
<b>G3b</b>	10,42±3,44 <sup>A,ab</sup>	9,05±5,40 <sup>A,ab</sup>
<b>G4a</b>	12,81±5,13 <sup>A,ab</sup>	10,85±4,81 <sup>A,ab</sup>
<b>G4b</b>	9,25±4,25 <sup>A,b</sup>	8,44±3,17 <sup>A,ab</sup>

*\*letras MAIÚSCULAS iguais nas linhas indicam que não há diferença estatística entre os terços radiculares (Teste de T de Student,  $p < 0,05$ ).*

*\*letras MINÚSCULAS iguais nas colunas indicam que não há diferença estatística entre os grupos (Teste ANOVA de um fator, post-hoc de Tukey; Teste de Kruskal-Wallis, post-hoc de Games-Howell,  $p < 0,05$ ).*



Na Tabela 3, observamos os valores de resistência de união por grupo, independentemente da separação por terços. Pode-se observar que houve diferença estatística significativa entre o Grupo 4, que apresentou os menores valores de resistência, em relação ao Grupo 3 ( $p=0,027$ ) e 5 ( $p=0,018$ ), que apresentaram os maiores valores de resistência de união.

Tabela 3 – Valores médios e desvio padrão da resistência de união ao *push-out* (Mpa) frente aos diferentes materiais seladores e protocolos de cimentação dos pinos.

<b>Grupos</b>	<b>RU</b>
<b>G1a</b>	9,52±5,81 <sup>AB</sup>
<b>G1b</b>	11,38±5,71 <sup>AB</sup>
<b>G2a</b>	12,92±6,61 <sup>A</sup>
<b>G2b</b>	8,27±4,74 <sup>B</sup>
<b>G3a</b>	13,08±4,95 <sup>A</sup>
<b>G3b</b>	9,74±4,50 <sup>AB</sup>
<b>G4a</b>	11,83±4,98 <sup>AB</sup>
<b>G4b</b>	8,84±3,70 <sup>AB</sup>

\*RU – Resistência de União

\*letras MAIÚSCULAS iguais na coluna indicam que não há diferença estatística entre os grupos (Teste de Kruskal-Wallis, post-hoc de Bonferroni,  $p<0,05$ ).

Na Figura 1, podemos observar a correlação entre os valores médios de resistência para os grupos avaliados e os terços radiculares. Observa-se que não há interação entre a resistência de união e os terços radiculares ( $p=0,60$ ).

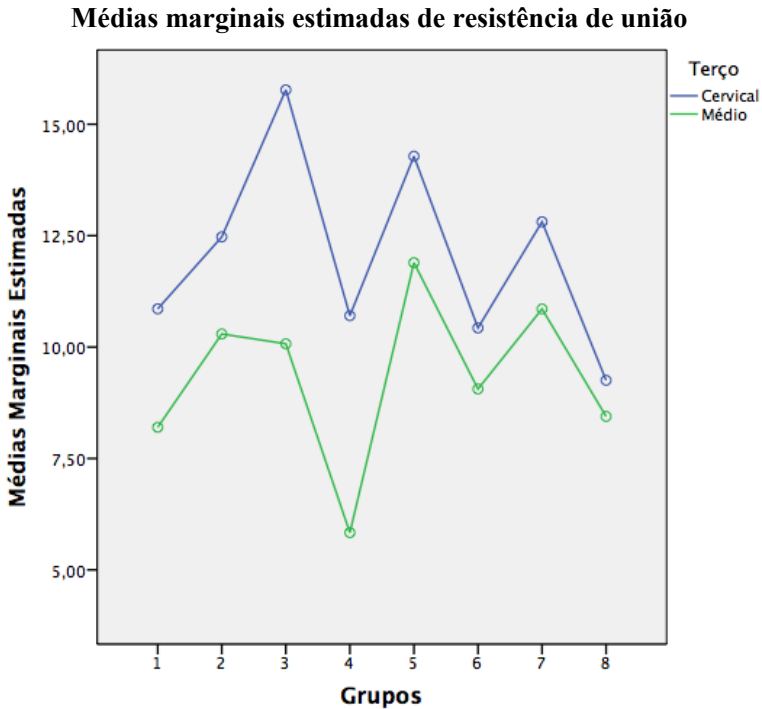


Figura 1 - Representação gráfica dos valores médios de resistência de união ao *push-out* dos grupos avaliados em relação aos terços radiculares.

## 6. DISCUSSÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência de união de pinos de fibra de vidro a dentina radicular, frente a simulação de uma perfuração iatrogênica realizada no terço cervical da raiz, reparada com três cimentos biocerâmicos diferentes: Endobinder, Endobinder contendo CCNP e MTA HP. Além disso, outra variável acrescentada ao estudo foi a utilização de cimento resinoso auto-condicionante, com e sem condicionamento ácido total da dentina.

Partiu-se da hipótese de que as diferentes variáveis empregadas neste estudo afetariam a resistência de união dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular. Com base nos resultados obtidos, pode-se afirmar que a hipótese testada foi aceita, uma vez que os diferentes cimentos biocerâmicos e os protocolos de cimentação alteraram a resistência de união dos pinos.

Cimentos à base de silicato de cálcio, como o MTA, e a base de aluminato de cálcio, como EndoBinder, possuem inconvenientes quanto às suas propriedades de manipulação e de aplicabilidade (KOGAN *et al.*, 2006). A consistência arenosa de ambos dificulta sua manipulação e assentamento no local a ser preenchido (KOGAN *et al.*, 2006). Por esse motivo, diversas pesquisas têm sido conduzidas no intuito de melhorar as características dessa classe de materiais por meio da incorporação de aditivos em sua composição (CAMILETTI *et al.*, 2013, SUPIT & SHAIKH 2014, BERNARDI *et al.*, 2017).

Bernardi *et al.* (2017) reportaram alterações significativas nas propriedades físico-químicas do MTA quando foi adicionado a sua composição CCNP, entre elas, o seu tempo de presa e trabalhabilidade.

Por esse motivo, a mesma quantidade de CCNP (0,050 g) foi adicionada ao EndoBinder no presente estudo. A premissa principal dessa iniciativa seria a de promover melhora na aplicabilidade do cimento na perfuração fabricada mecanicamente, a fim de evitar a contaminação da superfície dentinária adjacente a área selada (PEREIRA *et al.*, 2016). Mesmo quando a aplicação do cimento é realizada cuidadosamente pelo profissional, suas desfavoráveis características de manipulação levam à contaminação da dentina com partículas do cimento, comprometendo a efetiva hibridização do substrato, principalmente nos casos onde a cimentação de pinos de fibra de vidro é necessária (PEREIRA *et al.*, 2016).

Sabe-se que a presença de perfurações radiculares compromete a retenção efetiva de pinos de fibra, uma vez que a área de dentina disponível para criação de uma adequada camada híbrida é diminuída significativamente (PEREIRA *et al.*, 2016). Neste estudo, optou-se por fabricar as perfurações mecanicamente no terço cervical das raízes, por ser o terço onde são encontrados altos valores de resistência de união e onde comumente esse tipo de acidente acontece (PEREIRA *et al.*, 2016). Entretanto, apesar de não terem sido criadas perfurações no terço médio das raízes, a resistência de união dos pinos também foi avaliada nesta porção do conduto radicular. Devido à dificuldade de aplicação dos cimentos na perfuração fabricada no terço cervical, é comum que partículas dos materiais reparadores sejam encontradas distantes do local de sua aplicação, e não apenas na região onde se deseja o reparo (PEREIRA *et al.*, 2016). Dessa forma, os autores acreditam que a aplicação do teste de *push-out* nas amostras, onde uma análise

independente dos terços radiculares é permitida, foi a melhor opção para a realização deste experimento.

No presente estudo foram utilizados dentes bovinos recém extraídos. Estudos têm demonstrado cada vez mais as semelhanças morfológicas e de composição entre dentes humanos e bovinos (SCHMALZ *et al.*, 2001, KRIFKA *et al.*, 2008). Dentes bovinos têm sido utilizados como substitutos naturais de dentes humanos em pesquisas *ex vivo* devido à similaridade estrutural (SCHMALZ *et al.*, 2001, KRIFKA *et al.*, 2008, TANOMARU-FILHO *et al.*, 2014, SIVIERI-ARAÚJO *et al.*, 2015, PEREIRA *et al.*, 2016). Tanto o diâmetro, quanto o número de túbulos dentinários por mm<sup>2</sup> têm sido relatados como similares entre molares humanos e incisivos bovinos (SCHMALZ *et al.*, 2001, KRIFKA *et al.*, 2008). Além disso, a permeabilidade da dentina bovina próxima à região cervical também já foi reportada como semelhante à da dentina humana, garantindo resultados confiáveis aos estudos que os utilizam (SCHMALZ *et al.*, 2001, KRIFKA *et al.*, 2008).

Entretanto, devido ao diâmetro acentuado dos canais radiculares dos dentes bovinos, neste estudo, todos os pinos de fibra de vidro precisaram ser reanatomizados com resina composta. Tal procedimento foi necessário para evitar que a linha de cimentação fosse muito espessa (SARKIS-ONOFRE *et al.*, 2014). Desta forma, as amostras puderam ser padronizadas, seguindo a recomendação de que uma linha de cimentação delgada é fundamental para obtenção de resistência friccional entre o pino e a parede de dentina (SARKIS-ONOFRE *et al.*, 2014).

Quando os terços radiculares foram considerados na análise, a adição do CCNP ao EndoBinder apresentou melhores resultados em relação à sua versão sem o aditivo somente no terço médio. Entretanto, deve-se considerar que diferentes protocolos de cimentação foram utilizados nestes grupos. Especificamente no grupo supracitado, foi realizado condicionamento ácido total da dentina, seguido da aplicação de agentes adesivos. O condicionamento ácido pode ter promovido limpeza mais profunda do substrato dentinário, eliminando possíveis partículas do cimento que poderiam porventura contaminar as paredes do canal radicular, comprometendo os valores de resistência de união (PEREIRA *et al.*, 2016).

Já quando os terços radiculares não foram considerados, o mesmo grupo EndoBinder com CCNP (cimento auto-condicionante com condicionamento total) apresentou resultados superiores em relação à forma convencional do EndoBinder sem condicionamento total, entretanto, com resultados semelhantes para a forma convencional do EndoBinder com condicionamento ácido total da dentina. Desta forma, mais uma vez presume-se que o protocolo de cimentação teve maior influência sobre a resistência de união dos pinos de fibra de vidro do que a adição do CCNP ao cimento EndoBinder.

Silva *et al.* (2016) demonstraram valores de resistência de união ao *push-out* superiores para o MTA HP em comparação à sua versão anterior, o MTA Branco da Angelus. Para os autores, a substituição do óxido de bismuto como agente radiopacificador pelo tungstato de cálcio poderia explicar os melhores resultados obtidos por este cimento em comparação ao seu predecessor. Sabe-se que o tungstato de cálcio não interfere na liberação de íons cálcio pelo cimento como ocorre com o

óxido de bismuto, promovendo melhora significativa na capacidade biomineralizadora do MTA (HUFFMAN *et al.*, 2009). Além disso, a alta plasticidade do MTA HP facilita a aplicação do cimento em áreas de difícil acesso, afetando de forma positiva sua adaptação marginal às paredes do canal radicular, promovendo assim, uma maior força de adesão. Apesar desta melhora nas propriedades de aplicação do MTA HP (SILVA *et al.*, 2016), os resultados do presente estudo demonstraram que, pelo menos quanto ao selamento de perfurações, seu desempenho foi semelhante ao do cimento de aluminato de cálcio testado, independentemente da adição do CCNP e dos protocolos de cimentação adotados.

Segundo os achados de Pereira *et al.* (2016), o selamento de perfurações com MTA-Angelus afeta a resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina radicular, diferentemente dos achados do presente estudo. Porém, é válido enfatizar, que no estudo de Pereira *et al.* (2016) foi utilizado uma versão anterior do MTA, além da realização de um teste de *pull-out*. Neste estudo, além da utilização da versão de alta plasticidade do MTA, foi realizado um teste de *push-out*, que consiste no microcissalhamento por extrusão do material presente no interior do canal radicular. Tais resultados controversos demonstram a relevância clínica do assunto, e que esse tema deve ser ainda mais explorado pelos pesquisadores, avaliando diferentes cimentos biocerâmicos e métodos de cimentação de pinos de fibra de vidro.

## **7. CONCLUSÃO**

Apesar das limitações deste estudo, pôde-se concluir que a associação do CCNP ao Endobinder não promoveu o aumento na resistência de união do pino de fibra de vidro à dentina radicular após o selamento das perfurações. Por outro lado, o reparo das perfurações com os cimentos biocerâmicos também não comprometeu a resistência de união dos pinos fibra de vidro. O aumento da resistência de união está associado a um protocolo de cimentação que seja capaz de promover o condicionamento efetivo do substrato dentinário .



## 8. REFERÊNCIAS

1. Aguilar FG, Roberti Garcia LF, Pires-de-Souza Fde C. Biocompatibility of new calcium aluminate cement (EndoBinder). **J Endod**, v. 38(3), p.367-71, Mar. 2012.
2. Aguilar FG, Garcia Lda F, Rossetto HL, Pardini LC, Pires-de-Souza Fde C. Radiopacity evaluation of calcium aluminate cement containing different radiopacifying agents. **J Endod**, v. 37(1), p. 67-71, Jan. 2011.
3. Balkaya MC, Birdal IS. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. **J Prosthet Dent**, v. 109(5), p. 296-303. May, 2013.
4. Ber BS, Hatton JF, Stewart GP. Chemical modification of proroot mta to improve handling characteristics and decrease setting time. **J Endod**, v. 33(10), p.12314, Oct. 2007.
5. Bernardi A, Bortoluzzi EA, Felipe WT, Felipe MC, Wan WS, Teixeira CS. Effects of the addition of nanoparticulate calcium carbonate on setting time, dimensional change, compressive strength, solubility and pH of MTA. **Int Endod J**, v. 50(1), p.97-105, Jan. 2017.

6. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Garcia RB, de Moraes IG, Bernardineli N. Sealing ability of MTA and radiopaque Portland cement with or without calcium chloride for root-end filling. **J Endod** v. 32(9), p. 897-900, Sep. 2006.
7. Bücher K, Meier , Diegritz C, Kaaden C, Hickel R, Kühnisch J. Long-term outcome of MTA apexification in teeth with open apices. **Quintessence Int**, v. 47(6), p. 473-82, 2016.
8. Butt N, Talwar S, Chaudhry S, Nawal RR, Yadav S, Bali A. Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. **Indian J Dent Res**, v. 25(6), p. 692-7, Nov-Dec. 2014.
9. Camilleri, J. The chemical composition of mineral trioxide aggregate. **J Conserv Dent**, v. 11(4), p. 141–143, Oct-Dec. 2008.
10. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. **Dent Mater**, v. 29(5), p.580-93, Mat. 2013.
11. D'Arcangelo C, D'Amario M, Vadini M, Zazzeroni S, De Angelis F, Caputi S. An evaluation of luting agent application technique effect on fibre post retention. **J Dent**, v. 36(4), p. 235-40, Apr. 2008.

12. El-Khodary HM, Farsi DJ, Farsi NM, Zidan AZ. Sealing ability of four calcium containing cements used for repairing furcal perforations in primary molars: an in vitro study. **J Contemp Dent Pract**, v. 16(9), p. 733-9. Sep. 2015.
13. Garcia Lda F, Aguilar FG, Rossetto HL, Sabino MG, Pires-de-Souza Fde C. Staining susceptibility of new calcium aluminate cement (EndoBinder) in teeth: a 1-year in vitro study. **Dent Traumatol**, v. 29(5), p.383-8, Oct. 2013.
1. 14. Garcia Lda F, Chinelatti MA, Rossetto HL, Pires-de-Souza Fde C. Solubility and disintegration of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifying agents. **J Endod**, v. 40(2), p. 261-5, Feb. 2014.
14. Garcia Lda F, G. Aguilar FG, Sabino MG, Rossetto HL and Pires-de-Souza Fde C. Mechanical and microstructural characterization of new calcium aluminate cement (EndoBinder) **Adv Appl Ceram**, v. 110(8), p. 469-75. Aug.
15. Huck C, Barud HD, Basso FG, Costa CA, Hebling J, Garcia Lda F. Cytotoxicity of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifiers. **Braz Dent J**, v. 28(1), p. 57-64, Jan-Feb. 2017.

16. Huffman BP, Mai S, Pinna L, Weller RN, Primus CM, Gutmann JL, Pashley DH, Tay FR. Dislocation resistance of ProRoot Endo Sealer, a calcium silicate-based root canal sealer, from radicular dentine. **Int Endod J**, v. 42(1), p. 34-46, Jan. 2009.
17. Jacobovitz M, Vianna ME, Pandolfelli VC, Oliveira IR, Rossetto HL, Gomes BP. Root canal filling with cements based on mineral aggregates: an in vitro analysis of bacterial microleakage. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 108(1), p. 140-4, Jul. 2009.
18. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. **J Endod**, v. 32(6), p. 569-72. Jun, 2006.
19. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel--human vs. bovine primary teeth in vitro. **Dent Mater**, v. 24(7), p. 888-94, Jul, 2008.
20. Leye Benoist, Gaye Ndiaye F, Kane AW, Benoist HM, Farge P. Evaluation of mineral trioxide aggregate (MTA) versus calcium hydroxide cement (Dycal®) in the formation of a dentine bridge: a randomised controlled trial. **Int Dent J**, v. 62(1), p. 33-9, 2012

21. Moura AS, Pereira RD, Rached FJ Junior, Crozeta BM, Mazzi-Chaves JF, Souza-Flamini LE, Cruz AM Filho. Influence of root dentin treatment on the push-out bond strength of fibre-reinforced posts. **Braz Oral Res**, v. 10, p. 31:29, Apr. 2017.
22. Nicola S, Alberto F, Riccardo MT, Allegra C, Massimo SC, Damiano P, Mario A, Elio B. Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. **J Dent**, v. 53, p. 82-7, Oct. 2016.
23. Panitiwat P, Salimee P. Effect of different composite core materials on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with FRC posts. **J Appl Oral Sci**, v. 25(2), p. 203-210, Mar-Apr, 2017.
24. Pariookh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review. Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. **J Endod**, v. 36(1), p. 16-27, 2010.
25. Pereira RD, Brito-Júnior M, Faria-E-Silva AL, Guimarães KR, Mendes Lde O, Soares CJ, Sousa-Neto MD. Does MTA affect fiber post retention in repaired cervical root canal perforations. **Braz Oral Res**, v. 30(1), p. 83-89, Jun. 2016.

26. Pires-de-Souza Fde C, Moraes PC, Garcia Lda F, Aguiar FG, Watanabe E. Evaluation of pH, calcium ion release and antimicrobial activity of a new calcium aluminate cement. **Braz Oral Res**, v. 27(4), p. 324-30, Jul-Aug. 2013.
27. Ramos JC, Palma PJ, Nascimento R, Caramelo F, Messias A, Vinagre A, Santos JM. 1-year in vitro evaluation of tooth discoloration induced by 2 calcium silicate-based cements. **J Endod**, v. 42(9), p. 1403-7, Sep. 2016.
28. Rezende EC, Gomes GM, Szesz AL, da Silveira Bueno CE, Reis A, Loguercio AD. Effects of dentin moisture on cementation of fiber posts to root canals. **J Adhes Dent**, v. 18(1), p. 29-34, 2016.
29. 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 meta-analysis of in vitro studies. **Oper Dent**, v. 39(1): p. 31-44, Jan-Feb. 2014.
30. Scelza MZ, Campos CA, Scelza P, Adeodato CS, Barbosa IB, de Noronha F, Montalli V, Napimoga M, de Araújo VC, Alves GG. Evaluation of inflammatory response to endodontic sealers in a bone defect animal model. **J Contemp Dent Pract**, v. 17(7), p. 536-41, Jul. 2016.

31. Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. **J Endod**, v. 27(1): p. 23-30, jan. 2001.
32. Silva EJ, Carvalho NK, Zanon M, Senna PM, DE-Deus G, Zuolo ML, Zaia AA. Push-out bond strength of MTA HP, a new high-plasticity calcium silicate-based cement. **Braz Oral Res**, v. 14;30(1), p.84-88, jun. 2016.
33. Sivieri-Araujo G, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Bortoluzzi EA, Jorge ÉG, Reis JM. Fracture resistance of simulated immature teeth after different intra-radicular treatments. **Braz Dent J**, v. 26(3), p. 211-5, May-Jun. 2015.
34. Taha NA, Safadi RA, Alwedaie MS. Biocompatibility evaluation of EndoSequence root repair paste in the connective tissue of rats. **J Endod**, v. 42(10), p. 1523-8, Oct. 2016.
35. Tanomaru-Filho M, Sivieri-Araujo G, Guerreiro-Tanomaru JM, Bortoluzzi EA, Jorge EG, Abi-Rached FO, Reis JM. Resistance of teeth with simulated incomplete rhizogenesis with intraradicular post or root canal filling. **J Contemp Dent Pract**, v. 15(4), p. 413-6, Jul. 2014
36. Tawil PZ, Duggan DJ, Galicia JC. MTA: A clinical review. **Compend Contin Educ Dent**, v. 36(4), p. 247-52, Apr. 2015.

37. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. **J Endod**, v. 25(3), p. 197-205, Mar. 1999.



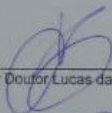
## ANEXO 1 – Ata de Apresentação

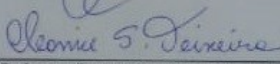



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
CURSO DE ODONTOLOGIA  
DISCIPLINA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DE ODONTOLOGIA


### ATA DE APRESENTAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aos quatro dias do mês de outubro de dois mil e dezoito, às duas horas e trinta minutos, em sessão pública no Auditório do Centro de Ciências da Saúde desta Universidade, na presença da Banca Examinadora presidida pelo Professor Lucas da Fonseca Roberti Garcia e pelos examinadores Cleonice da Silveira Teixeira e Eduardo Antunes Bortoluzzi, o aluno Gabriel Hernandez Machado de Souza apresentou o Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação intitulado "Efeito do cimento a base de aluminato de cálcio, associado ao carbonato de cálcio nanoparticulado na resistência de união de pino de fibra de vidro a dentina radicular" como requisito curricular indispensável à aprovação na Disciplina de Defesa do TCC e a integralização do Curso de Graduação em Odontologia. A Banca Examinadora, após reunião em sessão reservada, deliberou e decidiu pela APROVAÇÃO do referido Trabalho de Conclusão do Curso, divulgando o resultado formalmente ao aluno e aos demais presentes, e eu, na qualidade de presidente da Banca, lavrei a presente ata que será assinada por mim, pelos demais componentes da Banca Examinadora e pela aluna orientanda.

  
\_\_\_\_\_  
Professor Doutor Lucas da Fonseca Roberti Garcia

  
\_\_\_\_\_  
Professora Doutora Cleonice da Silveira Teixeira

  
\_\_\_\_\_  
Professor Doutor Eduardo Antunes Bortoluzzi

  
\_\_\_\_\_  
Gabriel Hernandez Machado de Souza