



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: ENDODONTIA

MARIANA TRAVI PANDOLFO

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM RIZOGÊNESE INCOMPLETA
REFORÇADOS COM CIMENTOS À BASE DE AGREGADOS MINERAIS
ASSOCIADOS AO CARBONATO DE CÁLCIO NANOPARTICULADO

Florianópolis, SC
2019

Mariana Travi Pandolfo

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM RIZOGÊNESE INCOMPLETA
REFORÇADOS COM CIMENTOS À BASE DE AGREGADOS MINERAIS
ASSOCIADOS AO CARBONATO DE CÁLCIO NANOPARTICULADO

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, para a obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Lucas da Fonseca Roberti Garcia

Coorientador: Prof. Dr. Eduardo Antunes Bortoluzzi

Florianópolis, SC
2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Pandolfo, Mariana Travi

Resistência à fratura de dentes com rizogênese
incompleta reforçados com cimentos à base de agregados
minerais associados ao carbonato de cálcio nanoparticulado
/ Mariana Travi Pandolfo ; orientador, Lucas da Fonseca
Roberti Garcia, coorientador, Eduardo Antunes Bortoluzzi,
2019.

47 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós
Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Odontologia. I. Garcia, Lucas da Fonseca Roberti.
II. Bortoluzzi, Eduardo Antunes. III. Universidade Federal
de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
IV. Título.

Mariana Travi Pandolfo

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM RIZOGÊNESE INCOMPLETA
REFORÇADOS COM CIMENTOS À BASE DE AGREGADOS MINERAIS
ASSOCIADOS AO CARBONATO DE CÁLCIO NANOPARTICULADO

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.(a) Dr(a). Cleonice da Silveira Teixeira
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Hebert Luis Rossetto
Universidade Federal de Pelotas

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Odontologia, área de concentração Endodontia.

Prof. Dr.(a) Elena Riet Correa Rivero
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Prof. Dr. Lucas da Fonseca Roberti Garcia
Orientador

Florianópolis, 01 de agosto de 2019.

*Dedico esta dissertação ao meu marido,
Carlos Henrique, por todo seu amor e
apoio nos momentos mais difíceis.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me guiar, iluminar e me dar tranquilidade para não desanimar com as dificuldades.

À minha mãe, por seu amor incondicional, carinho e suas orações. Ela que, com seu exemplo, me ensinou a colocar amor em tudo que faço. A você mãe, meu eterno amor e gratidão.

Ao meu pai, que sentiria imenso orgulho de mim por estar finalizando o mestrado e vibraria comigo por essa conquista. O que fica, para sempre, não importa em qual dimensão, é o amor. Minha maior saudade no mundo.

Ao meu marido Carlos Henrique, por ter me incentivado a fazer o mestrado, pelo seu amor, carinho e apoio incondicional. Ele que não mede esforços para me fazer feliz, nunca me deixa desanimar e é o melhor parceiro que alguém poderia ter. Obrigada por ser meu tudo e ainda corrigir minha dissertação. Meu profundo amor e admiração por você.

Ao professor orientador Lucas da Fonseca Roberti Garcia, por seu estímulo, respeito e dedicação durante a orientação. Obrigada por acreditar em mim, me apoiar em minhas decisões e estar disponível sempre que precisei. Você é exemplo de dedicação e competência em tudo que faz.

Ao professor coorientador Eduardo Antunes Bortoluzzi, por me incentivar, compartilhar comigo seus conhecimentos, e por ter me recebido de braços abertos na família Endo UFSC.

Às professoras Ana Maria Hecke Alves, Cleonice da Silveira Teixeira e Thais Mageste Duque, pela amizade, conselhos, convívio leve e alegre, e pelos valiosos ensinamentos compartilhados.

Aos meus colegas da pós-graduação Luiza, Pablo, Fernanda, Lorena, Morgane, Patrícia, Julia, Dilma, Luiz, Wesley e Daniela pela amizade, por dividirmos ensinamentos e compartilharmos novas experiências.

Em especial à minha colega e amiga Gabriela, pela imensa amizade, generosidade e ajuda (que não foi pouca) recebida nessa caminhada. Obrigada pela experiência compartilhada comigo, pela ajuda na metodologia, por levar minhas amostras para o RJ, por ser minha fotógrafa, por ouvir minhas inquietações e dizer com toda calma do mundo que tudo iria dar certo, por dividir comigo o chimarrão e os amendoins da sua avó, que adoçavam nossas tardes no laboratório. Sua competência e dedicação são notáveis. Meu profundo agradecimento a você.

Ao meu colega Lincon, meu parceiro desde o início dessa trajetória, pela amizade, cumplicidade e apoio.

Ao funcionário da UFSC Sérgio, por estar sempre disposto a ajudar e fazer pastéis de banana deliciosos para alegrar nossos dias no laboratório.

À Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) pela oportunidade de realizar este curso de mestrado, contribuindo para meu crescimento pessoal e profissional.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de estudo durante estes dois anos de mestrado.

À Universidade do Minho (UM) e às professoras Paula Vaz e Inês Côrte-Real por possibilitar a realização das análises no MEV e EDS, e por todo apoio que recebi enquanto estive em Portugal.

À Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO) e ao professor Emmanuel da Silva, pela gentileza em ceder o Laboratório de Biomateriais para a realização do ensaio de resistência, e ao técnico Douglas Muradas Luiz pela paciência e dedicação na execução do teste.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a execução desta pesquisa.

A vocês, muito obrigada.

PANDOLFO, MT. **Resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimentos à base de agregados minerais associados ao carbonato de cálcio nanoparticulado.** 2019. 44f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis/SC, 2019.

RESUMO

O tratamento endodôntico de dentes com rizogênese incompleta requer especial atenção devido ao alto risco de fratura radicular. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimento de aluminato de cálcio (EndoBinder) e Mineral Trióxido Agregado (MTA), associados ou não, ao carbonato de cálcio nanoparticulado (CCNP); e analisar o arranjo microestrutural desses materiais. Amostras dos cimentos e do CCNP (2 mm de espessura X 3 mm de diâmetro) foram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) quanto ao seu arranjo estrutural, e a análise química dos cimentos e suas associações foi realizada através de espectroscopia de Raio-X por energia dispersa (EDS). Para o teste de resistência à fratura foram utilizados 48 caninos de humanos simulando dentes com rizogênese incompleta em estágio 8 de Nolla. Após o preparo do canal radicular, as amostras foram distribuídas em 6 grupos (n=8): G1 (controle negativo) - sem preenchimento do canal radicular; G2 - *plug* apical com EndoBinder e obturação do canal radicular (AH Plus + guta-percha); G3 - *plug* apical com EndoBinder acrescido de 5% de CCNP e obturação do canal radicular; G4 - *plug* apical com MTA e obturação do canal radicular; G5 - *plug* apical com MTA acrescido de 5% de CCNP e obturação do canal radicular; e G6 (controle positivo) - obturação do canal radicular com MTA. A resistência à fratura foi determinada em máquina universal de ensaios (0,5 mm/min), e os dados analisados estatisticamente (ANOVA e Bonferroni, $\alpha=5\%$). A resistência à fratura do G3 foi significativamente maior do que G1 ($p<0,05$). Não houve diferença significativa na comparação das médias de resistência à fratura entre os demais grupos ($p>0,05$). MTA apresentou uma microestrutura formada por cristais de formato lamelar, e no EndoBinder, os cristais apresentaram formas mais quadrangulares, com distribuição mais homogênea pela microestrutura do cimento. Quando o CCNP foi adicionado aos cimentos, ambos apresentaram uma microestrutura mais regular e com menos poros, e o MTA, maior quantidade de cálcio. EndoBinder associado ao CCNP apresentou maior resistência à fratura, comparado ao controle negativo. Os demais tipos de reforço intrarradiculares realizados não aumentaram significativamente a resistência à fratura dos dentes imaturos simulados. A microestrutura dos cimentos apresentou-se mais regular após o acréscimo do CCNP.

Palavras-chave: Cimento de Silicato. Carbonato de Cálcio. Resistência à fratura.

PANDOLFO, MT. **Fracture resistance of immature teeth reinforced with mineral aggregates-based materials associated with nanoparticulate calcium carbonate.** 2019. 44f. Dissertation (Master in Odontology - Endodontics) - Program of Pos-Graduation in Odontology, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis/SC, 2019.

ABSTRACT

Endodontic treatment of immature permanent teeth requires special attention due to the high risk of root fracture. This study assessed the fracture resistance of immature teeth reinforced with calcium aluminate cement (EndoBinder) and Mineral Trioxide Aggregate (MTA), associated or not with nanoparticulate calcium carbonate (NPCC); and analyze the microstructural arrangement of materials. Samples of the cements and NPCC (2 mm in thickness X 3 mm in diameter) were analyzed under Scanning Electron Microscope (SEM) for their structural arrangement, and the chemical analysis of the cements and their associations was performed by Energy Dispersive Spectroscopy (EDS). For the fracture resistance test, 48 human canines simulating immature teeth in stage 8 of Nolla were used. After root canal preparation, the samples were distributed into 6 groups (n = 8), as follows: G1 (negative control) - no root canal filling; G2 - apical plug with EndoBinder and root canal filling (AH Plus + gutta-percha); G3 - apical plug with EndoBinder + 5% NPCC, and root canal filling; G4 - apical plug with MTA and root canal filling; G5 - apical plug with MTA + 5% of NPCC and root canal filling; and G6 (positive control) - root canal filling with MTA. The fracture resistance test was performed in an Universal Testing Machine (0.5 mm/min), and the data were analyzed by ANOVA and Bonferroni tests ($\alpha = 5\%$). The fracture resistance of G3 was significantly higher than G1 ($p < 0.05$). There was no significant difference among the other groups ($p > 0.05$). MTA presented a microstructure formed by crystals of lamellar format. EndoBinder crystals presented more quadrangular forms, with more homogeneous distribution by the microstructure of the cement. When the NPCC was added to the cements, both MTA and EndoBinder presented a more regular microstructure, with fewer pores. MTA had more calcium than EndoBinder. EndoBinder associated with NPCC presented higher fracture resistance in comparison with the negative control group. The other types of intraradicular reinforcement performed did not significantly increase the fracture resistance of simulated immature teeth. The microstructure of the cements was more regular after the addition of NPCC.

Keywords: Silicate Cement. Calcium Carbonate. Fracture Resistance.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 OBJETIVOS E HIPÓTESES	16
2.1 Objetivo Geral	16
2.2 Objetivos Específicos	16
2.3 Hipóteses	16
3 ARTIGO: VERSÃO EM PORTUGUÊS	17
Resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimentos à base de agregados minerais associados ao carbonato de cálcio nanoparticulado.....	17
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	39
REFERÊNCIAS	41
APÊNDICE A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa	45

1 INTRODUÇÃO

Lesões cariosas e traumatismo dentário podem levar à necrose pulpar de dentes com rizogênese incompleta, causando a interrupção de seu desenvolvimento radicular (JAMSHIDI et al., 2018). Como resultado, tem-se um dente com ápice aberto e finas paredes radiculares, com um amplo canal em forma divergente (SCHMOLDT et al., 2011; JAMSHIDI et al., 2018). Desse modo, o tratamento endodôntico de dentes com rizogênese incompleta requer especial atenção do cirurgião-dentista, uma vez que o risco de fratura radicular é potencializado (ÇIÇEK et al., 2017). Devido às características que esses dentes apresentam, protocolos endodônticos de rotina, tais como o preparo biomecânico e selamento apical, não podem ser realizados da forma convencional (TORABINEJAD et al., 2017). Nesse sentido, para que a obturação do canal radicular seja possível, é necessária a formação de uma barreira de tecido mineralizado que promova o fechamento apical, impedindo assim o extravasamento dos materiais obturadores para os tecidos periapicais (VALERA et al., 2015). Tal procedimento, denominado de apicificação, é realizado nos casos em que o tecido pulpar está necrosado e a formação do segmento radicular ainda está incompleta (BRITO-JÚNIOR et al., 2014).

Durante a apicificação, o adequado selamento apical é fundamental para o sucesso do tratamento (VALERA et al., 2015). O hidróxido de cálcio (Ca(OH)_2) foi utilizado por muitos anos como um material indutor de apicificação devido ao seu pH alcalino, a sua atividade antimicrobiana e a sua capacidade de estimular deposição de tecido mineralizado, promovendo o reparo apical (HAWKINS et al., 2015; GUVEN et al., 2016). Entretanto, tal material apresenta diversas desvantagens, como o longo tempo de tratamento necessário para que ocorra o fechamento apical, além da imprevisibilidade na formação da barreira de tecido mineralizado (TOPÇUOĞLU et al., 2014). Além do mais, existe o risco de reinfecção, devido à possibilidade de deslocamento do material obturador provisório entre as consultas (TANALP et al., 2011), e a diminuição da resistência mecânica da estrutura dentária (TUNA et al., 2011), levando à sua fratura (ELNAGHY; ELSAKA, 2015).

O enfraquecimento da estrutura dentária pelo uso prolongado do Ca(OH)_2 vem sendo demonstrado por diversos estudos científicos (ANDREASEN; FARIK; MUNKSGAARD, 2002; SAHEBI; MOAZAMI; ABBOTT, 2010; VALERA et al., 2015). Andreasen, Farik e Munksgaard (2002) relataram que o Ca(OH)_2 , quando utilizado por um período maior que 30 dias, produz um efeito negativo na resistência à fratura do segmento radicular. Sahebi, Moazami e Abbott (2010) também investigaram o efeito do Ca(OH)_2 na resistência da dentina perante força compressiva, verificando, após 30 dias, uma considerável redução na resistência mecânica

do dente. Essa evidência foi ainda sustentada por Valera et al. (2015), que avaliaram o efeito, em longo prazo, do uso do Ca(OH)_2 na resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta. Nesse estudo, após o preparo dos canais radiculares de incisivos bovinos com brocas Gattes-Glidden (#2, 3, 4 e 5) e limas manuais do tipo K, os canais foram preenchidos com uma pasta de Ca(OH)_2 (veiculado com propilenoglicol) e avaliados em diferentes períodos (15, 60, 90, 180 e 360 dias). Foi observada uma diminuição significativa da resistência à fratura, comprovando que o uso do Ca(OH)_2 no tratamento de dentes imaturos por longos períodos enfraquece ainda mais a raiz dentária.

A diminuição observada na resistência mecânica da estrutura radicular pode ser explicada por uma alteração ocorrida na matriz orgânica da dentina, fundamentalmente composta por proteínas, devido ao aumento do pH após a exposição ao Ca(OH)_2 (ANDREASEN; FARİK; MUNKSGAARD, 2002). Há uma reação entre a dentina e o Ca(OH)_2 , sintetizada no processo de desnaturação, que leva a uma redução de suas propriedades mecânicas (ANDREASEN; FARİK; MUNKSGAARD, 2002).

A alta incidência de fratura cervical da raiz de dentes imaturos fez com que materiais biocerâmicos fossem propostos como alternativas de tratamento, por serem mais resistentes mecanicamente e mais bioativos que o Ca(OH)_2 (TUNA et al., 2011). O precursor destes novos materiais foi o Mineral Trióxido Agregado (MTA), inicialmente desenvolvido para aplicação como cimento retrobturador e para o selamento de perfurações (TORABINEJAD; PITT-FORD, 1996). O MTA possui excelentes propriedades físico-químicas e biológicas, a resistência mecânica, a atividade antimicrobiana, a baixa citotoxicidade e a biocompatibilidade (PARIROKH; TORABINEJAD, 2010). Além disso, o adequado selamento apical e o menor tempo de tratamento, quando comparados ao Ca(OH)_2 , têm justificado o seu uso cada vez maior nas terapias que envolvam a apicificação de dentes imaturos (ÇIÇEK et al., 2017).

A capacidade desse material para reforçar a estrutura radicular de dentes com rizogênese incompleta já foi amplamente comprovada (HATIBOVIC-KOFMAN et al., 2008; AKSEL; ASKERBEYLI-ÖRS; DENIZ-SUNGUR, 2017; ÇIÇEK et al., 2017; LINSUWANONT; KULVITIT; SANTIWONG, 2018). Hatibovic-Kofman et al. (2008), em estudo *in vitro* com incisivos inferiores de ovelha, investigaram a hipótese de diminuição da resistência à fratura, ao longo do tempo, de dentes imaturos obturados com MTA e Ca(OH)_2 . Inicialmente, a polpa de incisivos de ovelha foi extirpada e os canais radiculares foram preenchidos com os materiais a serem testados. Após um ano de terapia de apicificação, os resultados apontaram que o MTA conferiu uma resistência maior à fratura quando comparado ao Ca(OH)_2 . Çiçek et al. (2017) também avaliaram a resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta, a partir da

realização de *plugs* apicais de MTA com diferentes espessuras (3 mm e 6 mm; e canais completamente preenchidos com MTA). Nos dentes em que foi realizado o *plug* apical, o restante do canal foi preenchido com guta-percha e cimento obturador. O MTA aumentou a resistência à fratura dos dentes imaturos, independente da espessura do *plug* apical. Outros estudos paralelos, em que o MTA foi utilizado na terapia de apicificação, afirmaram também que esse material aumenta a resistência à fratura de dentes que ainda não tiveram o seu desenvolvimento radicular completo (AKSEL; ASKERBEYLI-ÖRS; DENIZ-SUNGUR, 2017; LINSUWANONT; KULVITIT; SANTIWONG, 2018).

Por outro lado, o MTA possui uma série de limitações, como o seu elevado tempo de presa, (BORTOLUZZI et al., 2006; TAHA; SAFADI; ALWEDAIE, 2016), a dificuldade de manipulação e a consistência arenosa (BER; HATTON; STEWART, 2007; BUTT et al., 2014), o que faz com que ele se torne altamente instável e comprometa as suas características mecânicas (GARCIA et al., 2011). A alta solubilidade (GARCIA et al., 2014a) e o manchamento das estruturas dentais (BORTOLUZZI et al., 2007; RAMOS et al., 2016) são outras características indesejáveis apresentadas pelo material. Por esses motivos, novos cimentos à base de agregados minerais têm sido desenvolvidos e sugeridos como potenciais materiais para reforço de dentes imaturos (GUVEN et al., 2016; OK et al., 2016).

Dentre esses novos materiais biocerâmicos destaca-se o EndoBinder (Binderware, São Carlos, SP, Brasil - Patente nº PI0704502-6), cimento à base de aluminato de cálcio, de aplicação clínica semelhante ao MTA (JACOBOVITZ et al., 2009). Esse cimento foi desenvolvido com os objetivos de preservar as propriedades dos materiais biocerâmicos disponíveis e de possibilitar a sua utilização sem os inconvenientes de seus precursores (JACOBOVITZ et al., 2009). O EndoBinder é composto essencialmente por óxido de alumínio (Al_2O_3) e óxido de cálcio (CaO), que, após passarem pelo processo de calcinação, a temperaturas entre 1315°C e 1425°C , formam o aluminato de cálcio ($\text{Ca}(\text{AlO}_2)_2$) (GARCIA et al., 2011). Quantidades menores de outros óxidos minerais também compõem a formulação do cimento, como o óxido de silício (SiO_2), o óxido de magnésio (MgO) e o óxido de ferro (Fe_2O_3) (GARCIA et al., 2011). Ainda, a fim de conferir radiopacidade ao material, 20% de óxido de zinco (ZnO) é incorporado ao seu peso (AGUILAR et al., 2011).

O EndoBinder chama atenção por apresentar uma série de atributos desejáveis, como a sua comprovada biocompatibilidade *in vivo* e *in vitro* (AGUILAR; GARCIA; PIRES-DE-SOUZA, 2012; GARCIA et al., 2014b; HUCK et al., 2017), a atividade antimicrobiana e a liberação de íons Ca^{++} (PIRES-DE-SOUZA et al., 2013). Aguilar, Garcia e Pires-de-Souza (2012) avaliaram a biocompatibilidade do EndoBinder em tecido subcutâneo de ratos e

relataram uma satisfatória reação tecidual, argumentando que durante o processo de síntese do cimento há uma menor liberação de íons Ca^{++} , tornando-o menos irritante e citotóxico, sem, todavia, comprometer a sua capacidade antimicrobiana. Seguindo a mesma linha de pesquisa, Garcia et al. (2014b) também identificaram uma reação inflamatória dentro dos limites aceitáveis para o EndoBinder, reforçando a sua adequada compatibilidade biológica. Corroborando com esses resultados, Huck et al. (2017), em um estudo *in vitro* realizado com a cultura de células, apontaram inexistência de citotoxicidade no cimento de aluminato de cálcio.

A adequada radiopacidade (AGUILAR et al., 2011) e a capacidade de induzir deposição de tecido mineralizado (GARCIA et al., 2015) fazem, paralelamente, com que o EndoBinder seja uma alternativa promissora para o tratamento de dentes com rizogênese incompleta. Além disso, o cimento possui grande resistência mecânica uma vez que suas partículas apresentam forma e tamanho similares, promovendo uma melhor distribuição das tensões quando este é submetido à carga (GARCIA et al., 2011).

Assim como o MTA, no entanto, o cimento EndoBinder também possui deficiências em suas propriedades, como a difícil manipulação e inserção no canal radicular (GARCIA et al., 2011). Todavia, com o objetivo de solucionar esses inconvenientes, aditivos têm sido incorporados aos cimentos, notadamente no MTA, para melhorar as suas propriedades físico-químicas (BORTOLUZZI et al., 2009; BERNARDI et al., 2017).

O carbonato de cálcio nanoparticulado (CCNP) é um desses aditivos que, quando adicionado aos cimentos, acelera a sua fase de hidratação inicial, reduzindo o seu tempo de presa e melhorando as propriedades mecânicas dos mesmos (LIU et al., 2012; CAMILETTI; SOLIMAN; NEHDI, 2013). Esse aditivo consiste em um pó branco, com partículas de formato cúbico e dimensões entre 15 e 60 nm (BERNARDI et al., 2017). As partículas do CCNP apresentam características hidrofóbicas e propriedades lubrificantes, o que faz com que o material seja incorporado aos cimentos com grande facilidade (BERNARDI et al., 2017). Além disso, estudos têm observado uma melhora significativa na trabalhabilidade do cimento quando o CCNP é incorporado, devido ao aumento de sua fluidez (ELKHADIRI et al., 2002; CAMILETTI; SOLIMAN; NEHDI, 2013; BERNARDI et al., 2017). Bernardi et al. (2017) avaliaram o efeito da adição do CCNP ao MTA em algumas propriedades do cimento, como o tempo de presa, a alteração dimensional, a resistência à compressão, a solubilidade e o pH. Os autores concluíram que a adição do CCNP ao MTA acelerou o tempo de presa, reduziu a resistência à compressão e, após 30 dias, resultou em menor alteração dimensional, maior solubilidade e maior pH.

Diante do exposto, percebe-se que a ciência vem evoluindo no desenvolvimento de novos materiais, aperfeiçoando as técnicas em diversas áreas de conhecimento da odontologia, notadamente em relação a terapias de dentes imaturos (ZHABUAWALA et al., 2017). Um dos principais propósitos do tratamento endodôntico é a preservação do elemento dentário, visando a manutenção da função e da estética (TORABINEJAD et al., 2017). Alcançar esse objetivo em dentes imaturos representa um desafio, devido à fragilidade da estrutura radicular, o que os torna mais suscetíveis à fratura (JAMSHIDI et al., 2018). Apesar do tratamento de apicificação em dentes com rizogênese incompleta ter-se mostrado eficiente, a possibilidade de fratura radicular continua sendo um problema a ser enfrentado (JAMSHIDI et al., 2018; DANWITTAYAKORN et al., 2019). Vários materiais já foram investigados para reforçar a estrutura radicular de dentes imaturos, porém a capacidade desses materiais em fortalecer a raiz dentária permanece questionável (LINSUWANONT; KULVITIT; SANTIWONG, 2018). Inexistem pesquisas utilizando o EndoBinder, acrescido ou não de CCNP, como um reforço radicular de dentes imaturos, justificando-se, portanto, avaliar este cimento em relação à sua capacidade de aumentar a resistência à fratura de dentes que ainda não completaram o seu desenvolvimento radicular.

2 OBJETIVOS E HIPÓTESES

2.1 Objetivo Geral

Avaliar *in vitro* a resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimento de aluminato de cálcio (EndoBinder) e Mineral Trióxido Agregado (MTA) associados ou não ao carbonato de cálcio nanoparticulado (CCNP).

2.2 Objetivos Específicos

2.2.1 Avaliar em caninos humanos recém-extraídos, a partir de um modelo que simula rizogênese incompleta, o reforço da estrutura dentária com *plug* apical de cimento de aluminato de cálcio (EndoBinder) ou MTA, acrescidos ou não, com 5% de CCNP ao seu volume em peso.

2.2.2 Avaliar a microestrutura física e química dos cimentos EndoBinder e MTA antes de sua associação, e após a associação ao CCNP, através da visualização em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e espectroscopia de Raio-X por energia dispersa (EDS).

2.3 Hipóteses Nulas

2.3.1. A adição do CCNP nos diferentes cimentos à base de agregados minerais não alteraria a resistência à fratura dos dentes com rizogênese incompleta.

2.3.2. A adição do CCNP não alteraria a microestrutura física e química dos cimentos testados.

3 ARTIGO: VERSÃO EM PORTUGUÊS

Resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimentos à base de agregados minerais associados ao carbonato de cálcio nanoparticulado

Mariana Travi Pandolfo¹

1) Departamento de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

Resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimentos à base de agregados minerais associados ao carbonato de cálcio nanoparticulado

Resumo

Objetivo: Avaliar a resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimento de aluminato de cálcio (EndoBinder) e Mineral Trióxido Agregado (MTA), associados ou não, ao carbonato de cálcio nanoparticulado (CCNP); e analisar o arranjo microestrutural desses materiais. **Metodologia:** Amostras dos cimentos e do CCNP (2 mm de espessura X 3 mm de diâmetro) foram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) quanto ao seu arranjo estrutural, e a análise química dos cimentos e suas associações foi realizada através de espectroscopia de Raio-X por energia dispersa (EDS). Para o teste de resistência à fratura foram utilizados 48 caninos humanos simulando dentes com rizogênese incompleta em estágio 8 de Nolla. Após o preparo do canal radicular, as amostras foram distribuídas em 6 grupos (n=8): G1 (controle negativo) - sem preenchimento do canal radicular; G2 - *plug* apical com EndoBinder e obturação do canal radicular (AH Plus + guta-percha); G3 - *plug* apical com EndoBinder acrescido de 5% de CCNP e obturação do canal radicular; G4 - *plug* apical com MTA e obturação do canal radicular; G5 - *plug* apical com MTA acrescido de 5% de CCNP e obturação do canal radicular; e G6 (controle positivo) - obturação do canal radicular com MTA. A resistência à fratura foi determinada em máquina universal de testes (0,5 mm/min), e os dados analisados estatisticamente (ANOVA e Bonferroni - $\alpha=5\%$). **Resultados:** A resistência à fratura de G3 foi significativamente maior do que G1 ($p<0,05$). Não houve diferença significativa na comparação das médias de resistência à fratura entre os demais grupos ($p>0,05$). MTA apresentou uma microestrutura formada por cristais de formato lamelar, e no EndoBinder, os cristais apresentaram formas mais quadrangulares, com distribuição mais homogênea pela microestrutura do cimento. Quando o CCNP foi adicionado aos cimentos, ambos apresentaram uma microestrutura mais regular e com menos poros, e o MTA, maior quantidade de cálcio. **Conclusões:** O EndoBinder associado ao CCNP apresentou maior resistência à fratura, comparado ao controle negativo. Os demais tipos de reforço intrarradiculares realizados não aumentaram significativamente a resistência à fratura dos dentes imaturos simulados. A microestrutura dos cimentos se apresentou mais regular após o acréscimo do CCNP.

Palavras-chave: cimento de silicato, carbonato de cálcio, resistência à fratura.

Fracture resistance of immature teeth reinforced with mineral aggregates-based materials associated with nanoparticulate calcium carbonate

Abstract

Aim: This study assessed the fracture resistance of immature teeth reinforced with calcium aluminate cement (EndoBinder) and Mineral Trioxide Aggregate (MTA), associated or not, with nanoparticulate calcium carbonate (NPCC); and analyze the microstructural arrangement of materials. **Methodology:** Samples of the cements and NPCC (2 mm in thickness X 3 mm in diameter) were analyzed under Scanning Electron Microscope (SEM) for their structural arrangement, and the chemical analysis of the cements and their associations was performed by Energy Dispersive Spectroscopy (EDS). For the fracture resistance test, 48 human canines simulating immature teeth in stage 8 of Nolla were used. After root canal preparation, the samples were distributed into 6 groups (n = 8): G1 (negative control) - no root canal filling; G2 - apical plug with EndoBinder and root canal filling (AH Plus + gutta-percha); G3 - apical plug with EndoBinder + 5% NPCC and root canal filling; G4 - apical plug with MTA and root canal filling; G5 - apical plug with MTA + 5% of NPCC and root canal filling; and G6 (positive control) - root canal filling with MTA. The fracture resistance test was performed in an Universal Testing Machine (0.5 mm / min), and the data were analyzed by ANOVA and Bonferroni tests ($\alpha = 5\%$). **Results:** The fracture resistance of G3 was significantly higher than G1 ($p < 0.05$). There was no significant difference among the other groups ($p > 0.05$). MTA presented a microstructure formed by crystals of lamellar format. EndoBinder crystals presented more quadrangular forms, with more homogeneous distribution by the microstructure of the cement. When the NPCC was added to the cements, both MTA and EndoBinder presented a more regular microstructure, with fewer pores. MTA had more calcium than EndoBinder. **Conclusions:** EndoBinder associated with NPCC presented higher fracture resistance in comparison with the negative control. The other types of intraradicular reinforcement performed did not significantly increase the fracture resistance of simulated immature teeth. The microstructure of the cements was more regular after the addition of NPCC.

Keywords: silicate cement, calcium carbonate, fracture resistance.

Introdução

O tratamento endodôntico de dentes imaturos representa um desafio para o cirurgião-dentista, devido à ampla abertura apical e à fina espessura das paredes radiculares (Çiçek *et al.* 2017). Tais características tornam esses dentes mais suscetíveis à fratura, especialmente na região cervical (Jamshidi *et al.* 2018). Assim sendo, o preparo biomecânico e o selamento apical não podem ser realizados de forma convencional (Torabinejad *et al.* 2017) e a formação de uma barreira de tecido mineralizado próximo à abertura apical faz-se necessária (Valera *et al.* 2015). A apicificação é um dos tratamentos usualmente indicados nos casos de necrose pulpar e rizogênese incompleta (Brito-Júnior *et al.* 2014).

O hidróxido de cálcio (Ca(OH)_2) foi utilizado por muito tempo como o material de escolha para induzir a apicificação, devido ao seu pH alcalino e à atividade antimicrobiana (Guven *et al.* 2016). Esse material apresenta, entretanto, uma série de desvantagens, como o longo tempo de tratamento necessário para que ocorra o fechamento apical (Topçuoglu *et al.* 2014), o risco de reinfecção (Tanalp *et al.* 2011) e a diminuição de resistência mecânica da estrutura dentária (Tuna *et al.* 2011), levando à sua fratura (Elnaghy & Elsaka 2015). Vários estudos demonstraram que o Ca(OH)_2 , quando utilizado por longos períodos, altera a matriz orgânica da dentina, causando um enfraquecimento na estrutura radicular (Andreasen *et al.* 2002, Sahebi *et al.* 2010, Valera *et al.* 2015).

Na década de 1990, o Mineral Trióxido Agregado (MTA) foi proposto como um material alternativo ao Ca(OH)_2 , devido à adequada resistência mecânica e capacidade de selamento apical (Dikbas *et al.* 2013, Elnaghy & Elsaka 2015). As excelentes propriedades físico-químicas e biológicas, associadas ao menor tempo de tratamento, quando comparado ao Ca(OH)_2 , têm justificado o seu uso cada vez maior nas terapias que envolvam a apicificação de dentes imaturos (Çiçek *et al.* 2017).

Apesar de apresentar características favoráveis ao seu uso, o MTA também possui uma série de limitações, como o seu elevado tempo de presa (Bortoluzzi *et al.* 2006, Taha *et al.* 2016), a dificuldade de manipulação e consistência arenosa (Ber *et al.* 2007, Butt *et al.* 2014), a alta solubilidade (Garcia *et al.* 2014a) e o manchamento das estruturas dentais (Bortoluzzi *et al.* 2007, Ramos *et al.* 2016). Em vista disso, novos materiais biocerâmicos têm sido sugeridos como possibilidades promissoras para os procedimentos de apicificação (Ok *et al.* 2016).

Nos últimos anos, um novo cimento à base de aluminato de cálcio foi desenvolvido com o objetivo de preservar as propriedades e aplicações clínicas do MTA (Jacobovitz *et al.* 2009, Aguilar *et al.* 2011). Tal material, denominado EndoBinder, apresenta uma série de qualidades importantes, como a biocompatibilidade (Aguilar *et al.* 2012, Garcia *et al.* 2014b, Huck *et al.*

2017), a atividade antimicrobiana e liberação de íons Ca^{++} (Pires-de-Souza *et al.* 2013), a adequada radiopacidade (Aguilar *et al.* 2011), a resistência mecânica (Garcia *et al.* 2011) e a indução de deposição de tecido mineralizado (Garcia *et al.* 2015).

Por outro lado, algumas das deficiências encontradas no MTA, como a dificuldade de manipulação e inserção no canal radicular, também podem ser percebidas no cimento EndoBinder (Garcia *et al.* 2011). Visando resolver esses inconvenientes, aditivos têm sido associados aos cimentos, notadamente no MTA, para melhorar as suas características físico-químicas (Bortoluzzi *et al.* 2009, Bernardi *et al.* 2017).

O carbonato de cálcio nanoparticulado (CCNP) é um desses aditivos, que, quando incorporado aos cimentos, acelera a sua fase de hidratação inicial e melhora as propriedades mecânicas dos mesmos (Liu *et al.* 2012). Além disso, foi observado que se torna mais fácil a manipulação e utilização do cimento quando o CCNP é adicionado (Elkhadiri *et al.* 2002, Camiletti *et al.* 2013, Bernardi *et al.* 2017).

Ainda que o tratamento de apicificação apresente considerável eficácia na preservação do elemento dentário, a possibilidade de haver fratura radicular é alta (Tuna *et al.* 2011). Considerando que há informações limitadas a respeito de novos cimentos à base de agregados minerais, em especial a sua capacidade de fortalecimento de dentes imaturos, a presente pesquisa avaliou a resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimento EndoBinder e MTA, associados ou não ao CCNP, e analisou a estrutura física e química dos materiais (CCNP, EndoBinder e MTA) através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia de Raio-X por energia dispersa (EDS). As hipóteses nulas testadas foram de que a adição do CCNP aos diferentes cimentos à base de agregados minerais não influenciaria a resistência à fratura dos dentes com rizogênese incompleta bem como não modificaria a microestrutura física e química dos cimentos.

Materiais e Métodos

Cálculo amostral

Com o auxílio do programa Sealed Envelope (Sealed Envelope Ltda., <https://sealedenvelope.com/>) foi realizado o cálculo para uma análise com $\alpha = 0,05$ e potência de 80%. Desta forma, um mínimo de 8 dentes deveria ser alocado para cada um dos grupos testados.

Análise estrutural e química dos biomateriais

Uma amostra para cada material (CCNP, EndoBinder, EndoBinder + 5% de CCNP, MTA e MTA + 5% CCNP) foi confeccionada em uma matriz de aço inoxidável (2 mm de espessura X 3 mm de diâmetro) e submetida à avaliação em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) (Nova NanoSEM 200 - FEI, Hillsboro, Oregon, EUA). As superfícies das amostras foram revestidas com liga de ouro/paládio (80% em peso/20% em peso) e a estrutura de cada material foi analisada em ampliações de 7.000×, 15.000×, 25.000× e 50.000×. A análise química dos materiais foi realizada através de espectroscopia de Raio-X por energia dispersa (EDS) (EDAX - Pegasus X4M, Inc., Mahwah, NJ, EUA).

Seleção e preparo dos espécimes

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (parecer n. 2.766.031), foram selecionados para este estudo 48 caninos humanos (extraídos por motivos alheios a esta pesquisa) com dimensões similares, raízes completamente formadas, ápice fechado, único canal radicular reto e sem sinais de calcificação.

Os dentes foram inicialmente desinfetados em solução de cloramina T a 5%. A limpeza externa dos mesmos foi realizada com ultrassom (Profi Neo; Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Em seguida, passaram por uma segunda inspeção, sendo examinados com lupa em aumento de 4X. Dentes que apresentaram lesões cariosas, trincas ou fraturas foram excluídos da amostra final. Finalizada esta etapa, e para prevenir sua desidratação, os dentes foram acondicionados individualmente em frascos contendo água destilada, e armazenados em estufa a 37°C até serem utilizados.

Em seguida, as coroas e raízes dos dentes foram seccionadas 2 mm acima e 11 mm abaixo da junção amelocementária, respectivamente, utilizando disco diamantado dupla face (Fava, São Paulo, SP, Brasil) em baixa rotação (Modelo 605; Kavo, Joinville, Brasil), sob abundante refrigeração com água, para obtenção de espécimes com um comprimento total de 13 mm. O tecido pulpar, quando presente, foi removido com limas Hedstroem #60 (Dentsply-Malleifer, Ballaigues, Suíça) e a irrigação foi realizada com 2 ml de solução de hipoclorito de sódio a 1%. Para simular dentes com rizogênese incompleta, os canais radiculares foram inicialmente ampliados, em todo o seu comprimento, com brocas de Peeso (Dentsply-Malleifer, Ballaigues, Suíça) em baixa rotação, do nº 1 ao nº 6. A irrigação foi realizada com 2 ml de solução de hipoclorito de sódio a 1%, a cada troca de instrumento. Em seguida, as paredes na região apical foram desgastadas com a broca carbide nº 703 (JET carbide Burs, Beavers Dental

Products Ltda., Morrisburg, ON, Canadá) montada em peça de mão em baixa rotação, a fim de obter uma espessura de dentina remanescente em torno de 1,5 mm, reproduzindo assim a condição da formação radicular correspondente ao estágio 8 de Nolla, (Figura 1). Como irrigação final foi utilizado 5 mL de hipoclorito de sódio a 1%, seguido de 5 mL de EDTA a 17% (Biodinâmica, Ibiporã, Brasil) durante um minuto, e 5 mL de hipoclorito de sódio a 1% novamente. Em seguida, os canais radiculares foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply-Malleifer, Ballaigues, Suíça).

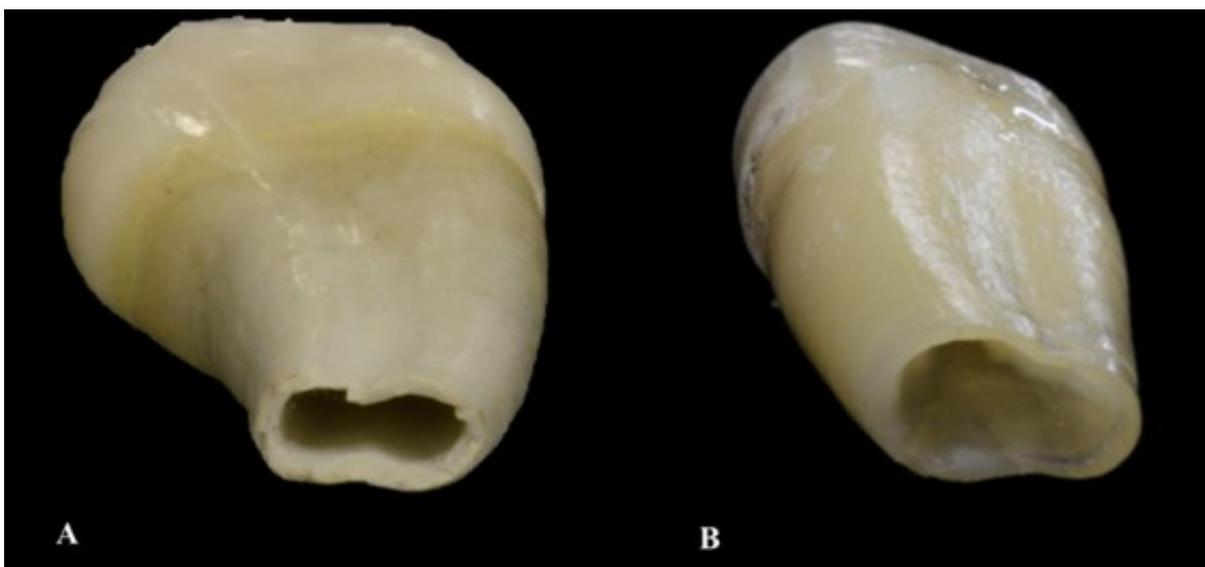


Figura 1. Exemplo de dente com desenvolvimento radicular correspondente ao estágio 8 de Nolla (A) e simulação de um dente com rizogênese incompleta realizada na pesquisa (B).

Grupos experimentais

Após o preparo, as amostras foram pesadas em balança analítica de precisão (Mettler PE 160; Mettler Toledo Brasil, Barueri, SP, Brasil) de forma a equilibrar os grupos experimentais através do peso de cada espécime, que em seguida foram distribuídas em 6 grupos experimentais (n=8).

Grupo 1 (controle negativo): não foi realizada confecção de *plug* apical ou obturação do canal radicular.

Grupo 2: confecção de *plug* apical com cimento de aluminato de cálcio (EndoBinder, Binderware, São Carlos, SP, Brasil) e obturação do restante do canal radicular.

O cimento EndoBinder foi manipulado sobre uma placa de vidro, na proporção de 1g de pó para 0,21 ml de água destilada, de acordo com as orientações do fabricante, até obter-se uma pasta homogênea e inserido no canal radicular com espiral lentulo (Dentsply-Malleifer,

Ballaigues, Suíça) compatível com o diâmetro interno do canal (Dentsply-Malleifer, Ballaigues, Suíça), montada em baixa rotação.

Em seguida, o cimento foi condensado no terço apical do canal radicular com um calcador, até obter-se um *plug* apical com espessura de 4 mm. A homogeneidade do *plug* apical foi confirmada através de radiografias periapicais nos sentidos vestibulolingual e mesiodistal. O restante do canal radicular foi obturado com o cimento endodôntico AH Plus (Dentsply-Herpo, Petrópolis, RJ, Brasil) e guta-percha termoplastificada (Dentsply-Malleifer, Ballaigues, Suíça). A técnica de obturação realizada foi a termoplastificada (Sistema Obtura® IIIMAX; Obtura Spartan, Earth City, MO, EUA). Novas radiografias foram realizadas para avaliar a qualidade das obturações dos canais radiculares.

Grupo 3: confecção de *plug* apical com EndoBinder acrescido de 5% de CCNP (Lagos Indústria Química, Arcos, MG, Brasil) ao seu peso, seguido de obturação do restante do canal radicular com guta-percha, como descrito no Grupo 2.

A pasta formada a partir da mistura de 0,050 g de CCNP com 0,05 mL de propilenoglicol (dispersante) foi incorporada ao cimento EndoBinder, que por sua vez foi manipulado na proporção de 0,950 g de pó para 0,19 mL de água destilada, e inserido no canal radicular como descrito anteriormente. O restante do canal radicular foi obturado com cimento endodôntico AH Plus e guta-percha termoplastificada.

Grupo 4: confecção de *plug* apical com MTA (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, PR, Brasil) e obturação do restante do canal radicular com guta-percha, como descrito nos grupos anteriores.

O cimento foi manipulado, de acordo com as recomendações do fabricante, na proporção de uma dose de pó para uma gota de água destilada, sobre uma placa de vidro e inserido no canal radicular com espiral lentulo, montada em baixa rotação. Em seguida, o cimento foi condensado no terço apical do canal radicular com um calcador, até obter-se um *plug* apical com espessura de 4 mm. Da mesma forma que nos grupos do cimento de aluminato de cálcio, a homogeneidade do *plug* apical fabricado com MTA foi confirmada através de radiografias periapicais nos sentidos vestibulolingual e mesiodistal. Um cone de papel úmido foi deixado no canal radicular, e os dentes foram armazenados em estufa a 37° por 12 horas, para permitir a completa tomada de presa do material. Após esse período, o restante do canal radicular foi obturado com cimento endodôntico AH Plus e guta-percha termoplastificada, pela técnica termoplástica. Novas radiografias foram realizadas para avaliar a qualidade das obturações dos canais radiculares.

Grupo 5: *plug* apical com MTA (Angelus) acrescido de 5% de CCNP ao seu peso, e obturação do restante do canal radicular.

A pasta formada a partir da mistura de 0,050 g de CCNP com 0,05 mL de propilenoglicol (dispersante) foi incorporada ao MTA, que por sua vez foi manipulado na proporção de 0,950 g para 0,28 mL de água destilada, e inserido no canal radicular como descrito anteriormente. Um cone de papel úmido foi deixado no canal radicular, e os dentes foram armazenados em estufa a 37° por 12 horas. O restante do canal radicular foi então obturado com cimento endodôntico AH Plus e guta-percha termoplastificada.

Grupo 6 (controle positivo): os canais radiculares foram obturados em todo o seu comprimento com MTA (Angelus) sem CCNP.

O cimento foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e inserido no canal radicular, como descrito nos grupos anteriores, até o limite da junção amelocementária.

Exceto o grupo 1, em que não foi realizada a obturação do canal radicular, nos demais grupos experimentais a restauração do acesso endodôntico foi realizada com sistema adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, Minnesota, EUA) e resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, Sumaré, Brasil). Finalizada esta etapa, as amostras foram armazenadas em estufa a 37°C por 48 horas. Todas as etapas deste trabalho foram realizadas por um único operador, previamente treinado e especialista em Endodontia.

A distribuição dos grupos experimentais, considerando-se os cimentos e as suas respectivas proporções pó/líquido podem ser vistos na Tabela 1.

Tabela 1. Distribuição dos grupos experimentais de acordo com o cimento e as respectivas proporções pó/líquido utilizadas.

Grupos	Cimentos	Proporção pó/líquido (água/propilenoglicol) *
1	Sem Obturação do CR	-
2	Plug apical EndoBinder + obturação do CR	1g/0,21mL
3	Plug apical EndoBinder + 5% CCNP + obturação do CR	0,950g/0,19mL + 0,050g/0,05mL
4	Plug apical MTA + obturação do CR	1g/0,33mL
5	Plug apical MTA + 5% de CCNP + obturação do CR	0,950g/0,28mL + 0,050g/0,05mL
6	CR completamente obturado com MTA	1g/0,33mL

*A quantidade de pó e água destilada utilizados para manipulação dos cimentos foram calculados em função da quantidade de CCNP e propilenoglicol, utilizado para manipulação da pasta de CCNP.

Teste de resistência à fratura

Previamente ao teste de resistência à fratura, foi realizada a simulação do ligamento periodontal de acordo com o método de Soares *et al.* (2005). Após a obturação e restauração dos espécimes, os mesmos foram imersos durante 2 segundos em cera de alta fusão (Galileo; Talladium, Inc., Valencia, FL, EUA), promovendo uma fina camada de 0,2 a 0,3 mm. Após o resfriamento da cera, as amostras foram incluídas em anéis de PVC (Tigre S/A, Joinville, SC, Brasil), com 25 mm de diâmetro e 20 mm de altura, com resina acrílica autopolimerizável incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga, SP, Brasil), mantida 2 mm abaixo da junção amelocementária. As amostras foram posicionadas mantendo o longo eixo do dente perpendicular à base do anel de PVC. Após a polimerização da resina, os espécimes foram retirados da inclusão e a camada de cera foi removida. Os alvéolos artificiais confeccionados na resina acrílica foram então preenchidos com uma fina camada de silicona de condensação (Optosil; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha), utilizando seringa de moldagem. Os espécimes foram então reposicionados no alvéolo e o excesso de material foi removido com uma lâmina de bisturi nº 12. Dessa forma, a silicona de condensação preencheu o espaço anteriormente ocupado pela cera, simulando assim o ligamento periodontal, com uma espessura de 02-03 mm.

As amostras foram então submetidas ao ensaio de resistência à fratura em Máquina Universal de Testes (EMIC DL200MF; EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Os espécimes foram fixados em um dispositivo com inclinação de 45° (Odeme Dental Research, Luzerna, SC, Brasil), o qual foi acoplado na parte inferior da máquina universal de testes (Melo *et al.* 2005). Dessa forma, os espécimes receberam uma carga na superfície vestibular, formando um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente, simulando assim, a posição do dente no arco dental. A força de compressão foi aplicada de forma contínua, a uma velocidade de 0,5mm/min, até que ocorresse a fratura da raiz. Os valores foram registrados em newtons (N).

Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o programa SPSS 21.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago, EUA). A sensibilidade foi estabelecida em 5% ($\alpha = 0,05$). A distribuição normal dos dados foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$), e a homogeneidade da amostra foi verificada através do teste de Levene. Análise de variância (ANOVA) de um fator foi utilizada para comparar os resultados entre os grupos, e o teste de Bonferroni foi empregado para analisar as diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,05$).

Resultados

Análise estrutural e química

Inicialmente, uma amostra pura de CCNP foi analisada em MEV para identificação de seu arranjo estrutural, e a presença das nanopartículas (Figura 2). Na análise em MEV foi possível observar uma série de acidentes que constituem a microestrutura dos cimentos testados, como a formação de diversos canais, poros e sulcos (Figura 3). Nas amostras de MTA foi visualizada uma microestrutura formada por cristais de formato lamelar. No EndoBinder, os cristais apresentaram formas mais quadrangulares, com distribuição homogênea pela microestrutura do cimento. Quando o CCNP foi adicionado aos cimentos, ambos apresentaram uma microestrutura com forma mais regular e menos poros. De modo geral, os cimentos apresentaram acidentes topográficos semelhantes em sua microestrutura, porém, esses achados foram menos pronunciados nas amostras de EndoBinder. Entretanto, quando o CCNP foi adicionado a ambos os cimentos, essas diferenças microestruturais diminuíram. A análise por EDS identificou os principais componentes de cada cimento (Figura 4). Os principais elementos químicos detectados no MTA foram O, Mg, Al, Si, S, Bi, K, Ca e Fe. Já no EndoBinder, os componentes identificados foram O, Al, Cl, Ca, Zn. Quando o CCNP foi incorporado ao MTA foi detectada uma maior quantidade de Ca em sua composição, quando comparado ao EndoBinder associado ao CCNP.

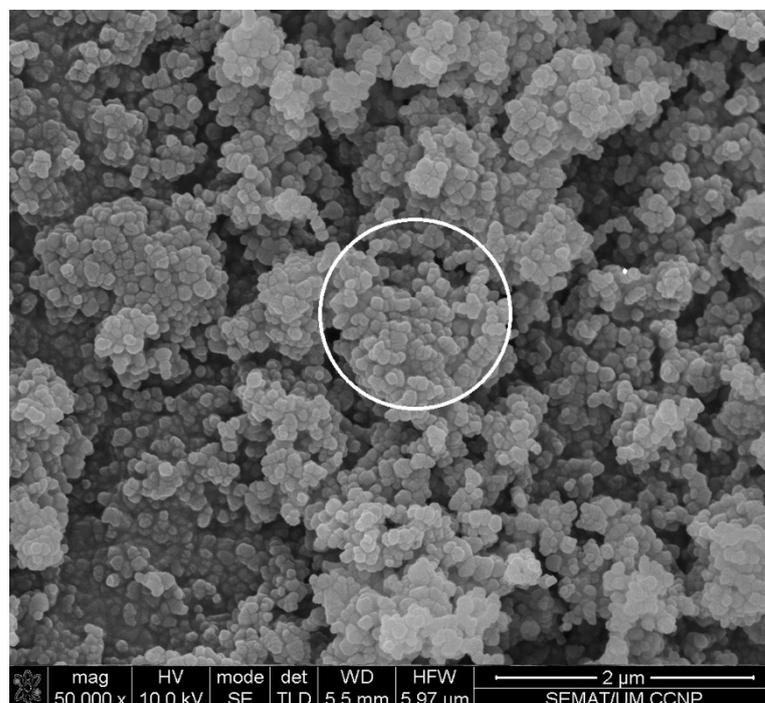


Figura 2. Micrografia representativa de amostra de CCNP. Observe os diversos aglomerados de nanopartículas que compõe o aditivo (círculo).

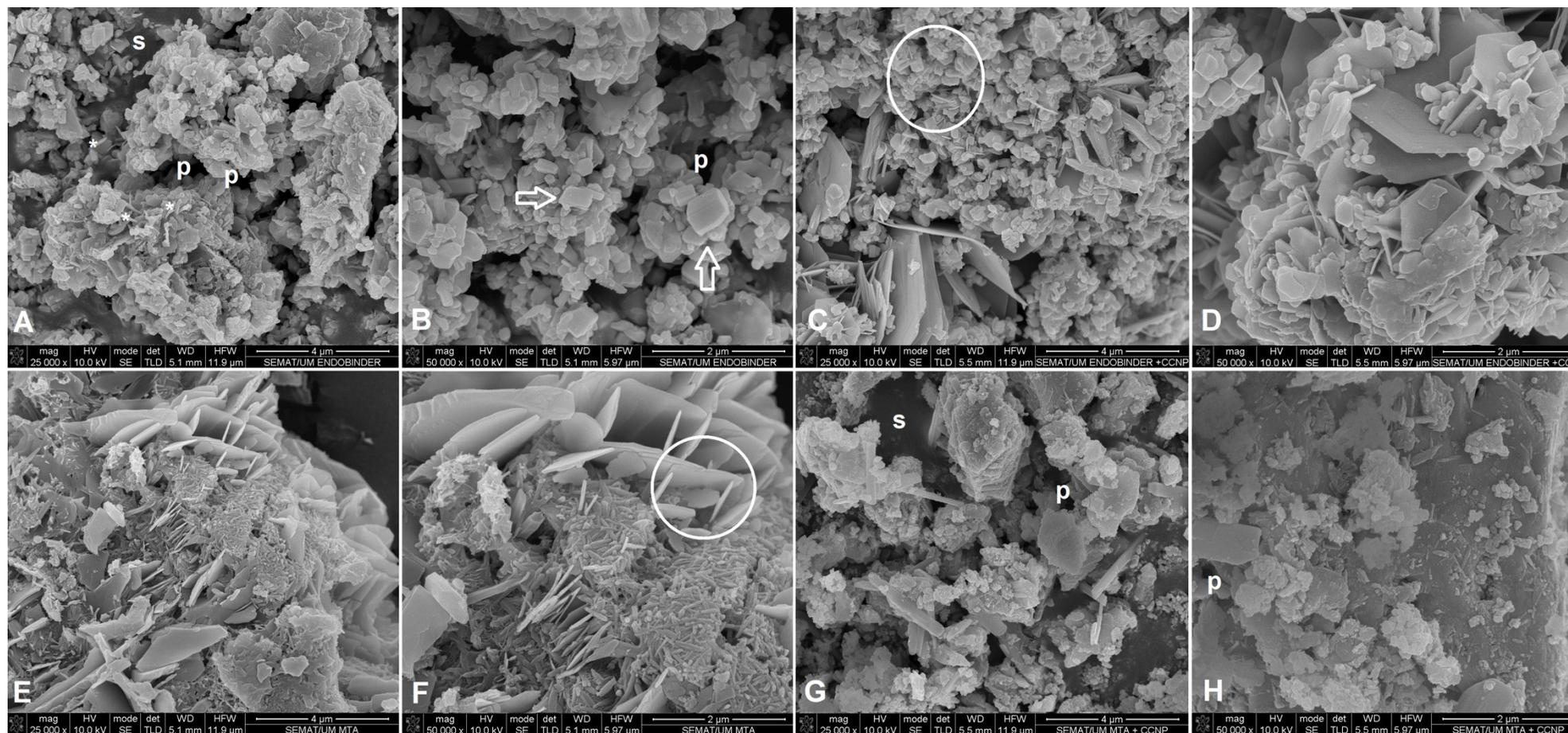


Figura 3. Micrografias representativas de MEV de amostras dos diferentes cimentos testados, com e sem a adição do CCNP. (A e B) EndoBinder puro: arranjo microestrutural do cimento, com presença de poros (p) e sulcos (s). Note a distribuição homogênea das partículas do cimento, com formato quadrangular em sua grande maioria (seta). Entretanto é possível observar algumas partículas de formato lamelar (*). (C e D) EndoBinder + CCNP: menor número de poros na microestrutura do cimento, com espaços difusos agora ocupados pelas nanopartículas do carbonato de cálcio (círculo). (E e F) MTA puro: microestrutura menos regular em comparação às amostras de EndoBinder, com distribuição heterogênea de partículas de formato e tamanho diferentes. Partículas de formato lamelar em imagem de maior aumento (círculo). (G e H) MTA + CCNP: microestrutura mais regular devido à presença das nanopartículas do carbonato de cálcio. Ainda assim, a presença de acidentes topográficos, como poros (p) e sulcos (s), é mais acentuada do que nas amostras de EndoBinder.

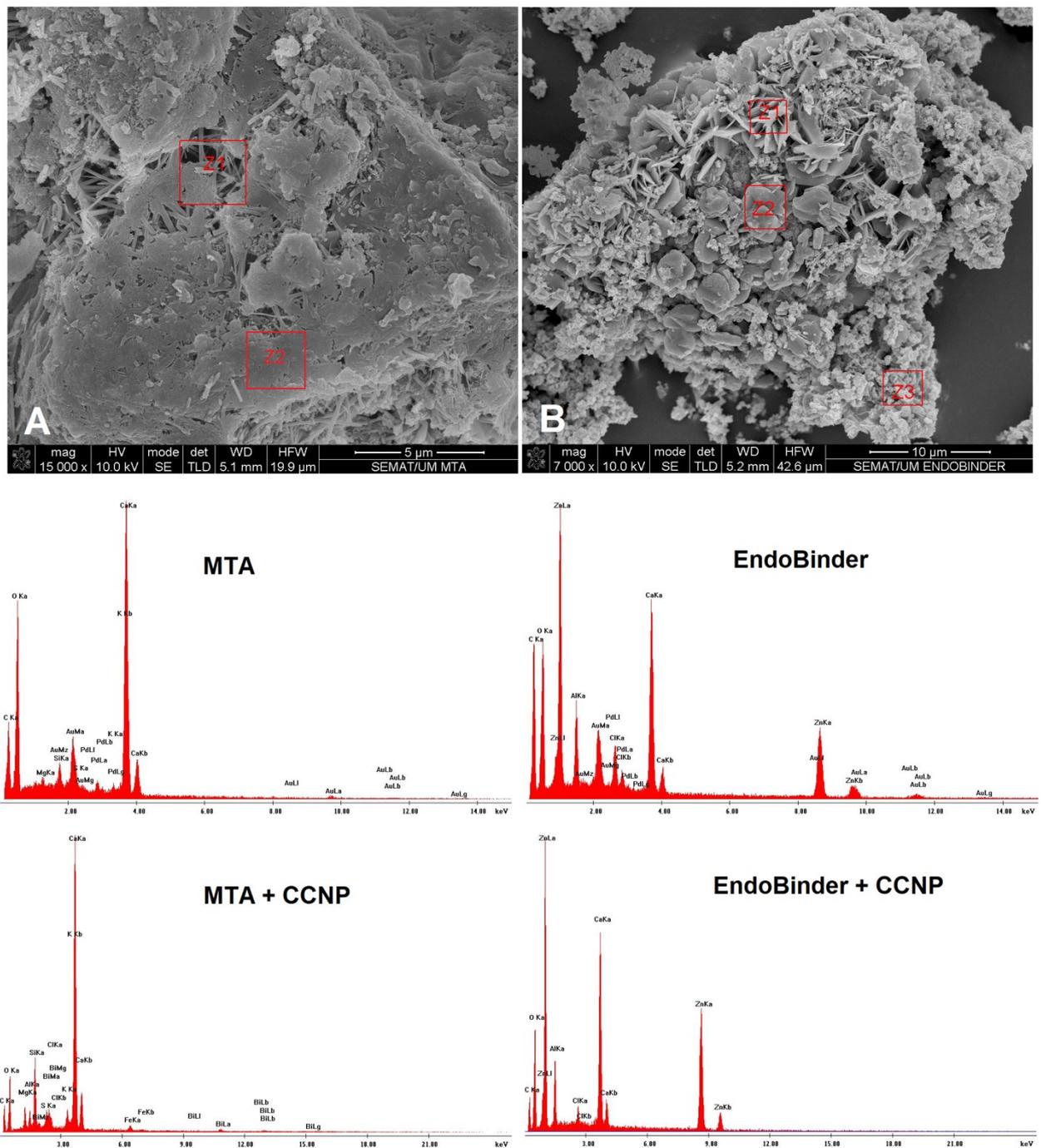


Figura 4. Micrografias e respectivos gráficos representativos de MEV/EDS das amostras dos diferentes cimentos testados, com e sem a adição do CCNP. (A) MTA: cristais maiores, sem presença de ferro, menos potássio e menos silício, e sem alumínio (Z1). Notam-se ainda zonas mais lisas com maior porcentagem de bismuto (Z2). (B) EndoBinder: partículas de formato lamelar, com presença de alumínio e cloro (Z1), e partículas de formato quadrangular, com pouco cálcio e cloro (Z2), e zinco (Z3). Nas amostras de MTA (coluna da esquerda) foram detectados os seguintes elementos químicos: O, Mg, Al, Si, S, Bi, K, Ca e Fe, com aumento da quantidade de Ca após a adição do CCNP na composição do cimento. Para EndoBinder os principais elementos detectados foram: O, Al, Cl, Ca, Zn. Quando o CCNP foi adicionado ao EndoBinder não houve aumento na quantidade de Ca em sua composição.

Resistência à fratura

Os resultados detalhados podem ser observados na Tabela 2.

A resistência à fratura do grupo 3 (EndoBinder + CCNP) foi significativamente maior do que no grupo 1 (controle negativo) ($p < 0,05$). Não foram encontradas outras diferenças significativas na comparação das médias de resistência à fratura entre os demais grupos experimentais ($p > 0,05$).

Tabela 2. Valores médios (N) e desvio padrão da resistência à fratura dos grupos experimentais.

Grupos	Resistência à fratura	
	Média (N)	Desvio padrão
Grupo 1 (Controle Negativo)	498,85 ^a	115,43
Grupo 2 (EndoBinder)	663,96 ^{ab}	158,67
Grupo 3 (EndoBinder + CCNP)	824,45 ^b	192,04
Grupo 4 (MTA)	673,99 ^{ab}	141,49
Grupo 5 (MTA + CCNP)	674,95 ^{ab}	94,30
Grupo 6 (Controle Positivo)	621,29 ^{ab}	90,84

Letras minúsculas diferentes na coluna representam diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,05$). n=8.

Discussão

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fratura de dentes imaturos reforçados com EndoBinder e MTA, associados ou não ao CCNP. De acordo com os resultados obtidos, a hipótese nula testada foi parcialmente aceita, uma vez que a adição do CCNP não alterou a resistência à fratura dos cimentos testados, em comparação às suas versões sem o composto. Entretanto, observou-se que a adição do CCNP à composição dos cimentos alterou a microestrutura de ambos, e a quantidade de Ca presente no MTA. Vale ressaltar ainda que no grupo em que EndoBinder esteve associado ao CCNP, a resistência foi maior que a do grupo controle negativo (canais radiculares não preenchidos). Todavia, não houve diferença significativa em relação aos demais grupos.

Encontra-se consolidado na literatura que a principal causa na falha do tratamento de apicificação está relacionada à fratura radicular (Seto *et al.* 2012, Linsuwanont *et al.* 2018). Dessa forma, as dimensões dos dentes e a espessura dentinária das raízes têm grande influência

na resistência dentária, pois, a fragilidade do dente aumenta à medida em que a parede radicular torna-se mais fina, gerando dependência na capacidade dos materiais em fortalecer a raiz enfraquecida (Guven *et al.* 2016, Jamshidi *et al.* 2018).

Devido às variações observadas nas dimensões e na morfologia dentária, as amostras do presente estudo foram criteriosamente selecionadas e padronizadas. Para maior homogeneidade entre os grupos e menor risco de viés, os dentes foram pesados em balança analítica de precisão e distribuídos em 6 grupos experimentais, de forma a equilibrar os grupos através do peso de cada amostra, diferentemente de estudos prévios, que realizaram a alocação das amostras nos grupos de forma aleatória (Jamshidi *et al.* 2018, Linsuwanont *et al.* 2018).

O cenário ideal à realização do presente estudo seria uma seleção de dentes imaturos humanos, entretanto, não foi possível dispor do número amostral suficiente para a execução da pesquisa. Sendo assim, os dentes imaturos foram simulados, de maneira semelhante a outros estudos (Tanalp *et al.* 2011, Seto *et al.* 2012), porém, com uma maior ampliação do canal radicular. Na maior parte dos estudos (Tanalp *et al.* 2011, Seto *et al.* 2012, Dikbas *et al.* 2013, Elnaghy & Elsaka 2015, Çiçek *et al.* 2017), os canais radiculares foram ampliados com brocas de Peeso do nº 1 ao nº 6, com essa última passando 1 mm além do ápice, resultando em uma espessura de dentina de 2,0 a 2,5 mm (Zhabuawala *et al.* 2017), o que não simula de forma precisa a estrutura de uma raiz imatura (Stuart *et al.* 2006). Stuart *et al.* (2006) relataram que paredes dentinárias com pelo menos 2,63 mm de espessura são suficientes para garantir resistência mecânica a estrutura dentária, dispensando assim a utilização de materiais para reforço adicional. Assim sendo, no presente estudo, o preparo do canal foi ainda mais ampliado, visando simular o desenvolvimento radicular em estágio 8 de Nolla, com paredes dentinárias de 1,5 mm de espessura.

Na realização do teste de resistência à fratura, as amostras foram fixadas em um dispositivo com inclinação de 45°, a fim de representar as forças naturais oclusais dos caninos (Melo *et al.* 2005). Dessa forma, a carga foi aplicada em um ângulo de 135° com o longo eixo do dente, simulando assim a relação de oclusão classe I, conforme a metodologia já descrita em outros estudos (Bortoluzzi *et al.* 2007, Linsuwanont *et al.* 2018).

Estudos recentes demonstraram os efeitos benéficos da adição do CCNP aos cimentos à base de silicato de cálcio, como a aceleração do tempo de presa e melhora nas características de manipulação do material (Camiletti *et al.* 2013, Bernardi *et al.* 2017). À medida que maiores quantidades de CCNP vão sendo incorporadas aos cimentos, a sua trabalhabilidade é aprimorada e o seu tempo de presa é reduzido, mas pode haver uma diminuição na resistência

mecânica dos materiais (Bernardi *et al.* 2017). Nesse estudo, o CCNP foi utilizado na proporção de 5%, pois, essa quantidade de aditivo proporciona uma eficiente melhora nas propriedades dos cimentos, sem comprometer as suas características mecânicas (Camiletti *et al.* 2013).

Nesta pesquisa, o pó de CCNP foi inicialmente manipulado com o dispersante propilenoglicol e, em seguida, adicionado aos cimentos EndoBinder e MTA, previamente manipulados com água destilada (Bernardi *et al.* 2017). É sabido que o propilenoglicol aumenta a fluidez dos cimentos à base de agregados minerais, melhorando o seu manuseio clínico (Bernardi *et al.* 2017). A sua utilização em grandes quantidades, entretanto, pode acarretar um aumento no tempo de presa dos cimentos (Duarte *et al.* 2012). Sendo assim, o propilenoglicol foi utilizado em quantidade equivalente ao percentual de CCNP (Bernardi *et al.* 2017), tendo somente a finalidade de evitar a aglomeração do aditivo durante a mistura (Camiletti *et al.* 2013). A forma nanoparticulada do carbonato de cálcio confere grande energia de superfície às suas partículas, que tendem a se aglutinar durante sua manipulação (Camiletti *et al.* 2013, Bernardi *et al.* 2017). Além disso, foram realizadas alterações na proporção água/pó dos cimentos quando o CCNP foi adicionado, devido a diminuição do volume de água necessário durante o processo de hidratação dos materiais (Li *et al.* 2015).

A utilização do MTA como *plug* apical no tratamento para apicificação tem demonstrado resultados confiáveis (Schmoldt *et al.* 2011, Zhabuawala *et al.* 2017). O MTA é capaz de criar uma barreira apical e estimular o reparo através da deposição de tecido mineralizado (Tuna *et al.* 2011). O processo de reparo promovido pelo MTA inicia durante a hidratação do material, quando o dissilicato e trissilicato de cálcio reagem com a água, de modo a formar Ca(OH)_2 e gel de silicato de sódio, o que resulta em um pH alcalino (Dammaschke *et al.*, 2005). A alcalinização do meio ocorre devido a dissociação do Ca(OH)_2 em íons Ca^{++} e OH^- , gerando um ambiente desfavorável para o crescimento bacteriano e, ainda, estimulando a formação de uma barreira de tecido mineralizado (Ozdemir *et al.*, 2008).

Apesar do adequado desempenho clínico do MTA para o tratamento de dentes com rizogênese incompleta, o reforço de raízes imaturas continua sendo um desafio, pois as mesmas permanecem enfraquecidas, o que justifica o surgimento de novos materiais biocerâmicos capazes de minimizar a incidência de fratura radicular (Schmoldt *et al.*, 2011). Além disso, o material de escolha para o tratamento de dentes imaturos deve ser de fácil aplicação, ter boa capacidade de selamento e favorecer o reparo tecidual (Schmoldt *et al.*, 2011).

O EndoBinder foi desenvolvido para ser aplicado como um cimento reparador endodôntico (Jacobovitz *et al.* 2009), e até o presente estudo, ao que se tem conhecimento, esse cimento não foi utilizado como material para o reforço de dentes imaturos. Por essa razão, a

sua capacidade em aumentar a resistência à fratura de dentes imaturos foi testada nessa pesquisa, pois, além de ser um material bioativo (Garcia *et al.* 2015) e biocompatível (Aguilar *et al.* 2012), apresenta uma maior resistência mecânica quando comparado ao MTA (Garcia *et al.* 2011). Garcia *et al.* (2011), ao realizarem a caracterização mecânica e microestrutural do EndoBinder, relataram adequadas propriedades mecânicas do material, sendo frequentemente superiores ao MTA.

O EndoBinder, como um cimento à base de aluminato de cálcio, é constituído principalmente por 3 fases distintas, responsáveis pelo processo de presa hidráulica do material: a fase CA ($\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$), compreendendo cerca de 40% a 70% do mesmo; a fase CA_2 ($\text{CaO} \cdot 2\text{Al}_2\text{O}_3$), sendo a segunda em proporção (>25%); e a fase C_{12}A_7 ($12\text{CaO} \cdot 7\text{Al}_2\text{O}_3$), correspondendo a cerca de 10% do material (Aguilar *et al.* 2012). A formação dessas fases permite controlar o tempo de presa do cimento, evitando assim a incorporação desnecessária de aditivos em sua composição (Aguilar *et al.* 2012). O menor tempo de presa atribuído ao EndoBinder assegura melhores condições para a utilização do cimento, entretanto, como o MTA, tal cimento possui características de manipulação inadequadas, com consistência arenosa, o que justifica a adição do CCNP à sua composição (Oliveira *et al.* 2010). Na análise microestrutural de ambos os cimentos testados, observou-se um arranjo mais regular e homogêneo de suas partículas quando o CCNP foi acrescido, comprovando que a manipulação de cimentos à base de agregados minerais melhora significativamente com o acréscimo deste aditivo (Camiletti *et al.* 2013). Ainda, a adição do CCNP aumentou a quantidade de Ca nas amostras de MTA. Tal fato pode representar alterações no poder antimicrobiano e na bioatividade deste cimento. Entretanto, deve ser enfatizado que um aumento na quantidade de Ca na composição final do cimento não significa obrigatoriamente maior liberação de Ca^{++} (Pires-de-Souza *et al.* 2013). Assim, estudos futuros avaliando estas propriedades de cimentos à base de agregados minerais acrescidos de CCNP devem ser realizados.

No presente estudo, somente o grupo em que foi realizado o *plug* apical com EndoBinder acrescido de CCNP apresentou uma resistência à fratura significativamente maior que o grupo controle negativo. Isso pode ser justificado pelo fato de que EndoBinder, além de apresentar adequadas propriedades mecânicas (Garcia *et al.* 2011), quando se incorpora o CCNP, essa qualidade é aprimorada (Liu *et al.* 2012). No entanto, como já demonstrado, a discussão desse resultado permanece ainda restrita, já que não há estudos na literatura que tenham avaliado EndoBinder como um material para o reforço de dentes imaturos. Por outro lado, quando o CCNP foi incorporado ao MTA, não houve diferença nas propriedades mecânicas do cimento, o que diverge do estudo de Bernardi *et al.* (2017) que relataram uma

redução na resistência à compressão do material ao avaliarem os efeitos da adição do CCNP ao MTA.

Nos demais grupos não houve diferença estatística significativa, independentemente do cimento avaliado. Tal resultado contrapõe a literatura, que tem demonstrado, em diversos estudos, aumento significativo na resistência à fratura de dentes permanentes imaturos frente ao uso de diferentes materiais (Tanalp *et al.* 2011, Tuna *et al.* 2011, Ulusoy *et al.* 2011, Seto *et al.* 2012, Topçuoglu *et al.* 2014, Ok *et al.* 2016, Guven *et al.* 2016, Linsuwanont *et al.* 2018). Isso pode ser atribuído ao fato de ter sido realizado, no presente estudo, como já mencionado, um maior desgaste do canal radicular, simulando efetivamente a espessura das paredes dentinárias de um dente permanente imaturo em estágio 8 de Nolla. Além disso, sabe-se que a guta-percha e o MTA não aumentam a resistência à fratura radicular, devido a sua capacidade limitada em aderir à dentina, conferindo assim um efeito de reforço reduzido às paredes do canal radicular (Danwittayakorn *et al.* 2019). Desta forma, pode-se supor que os materiais testados não foram capazes de reforçar adequadamente tais raízes. Além disso, de acordo com Tanalp *et al.* (2011), há ainda outro questionamento em relação às metodologias para a simulação de dentes imaturos. Segundo os autores, embora os dentes utilizados nesses estudos possam imitar a morfologia dos dentes com rizogênese incompleta, não é possível simular a composição tecidual ou propriedades físicas desses dentes. Diante disso, verifica-se que a fratura radicular permanece constituindo um grande desafio de dentes imaturos que necessitam de tratamento endodôntico, sendo necessários mais estudos que possam avaliar qual é o material apropriado para fortalecer a raiz desses dentes.

Conclusões

Dentro dos limites deste estudo, pôde-se concluir que o cimento EndoBinder associado ao CCNP apresentou maior resistência à fratura, comparado ao controle negativo. Os demais tipos de reforço intrarradiculares realizados não aumentaram significativamente a resistência à fratura dos dentes imaturos simulados. A microestrutura de ambos os cimentos apresentou superfície mais regular após a adição do CCNP às suas composições.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), à Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) pelo auxílio financeiro para realização desta pesquisa e ao Serviço de Caracterização de Materiais da Universidade do

Minho (SEMAT/UM) que possibilitou a realização das análises em MEV e EDS. Os autores negam qualquer conflito de interesses.

Referências

Aguilar FG, Garcia LFR, Rossetto HL, Pardini LC, Pires-de-Souza FCP (2011) Radiopacity evaluation of calcium aluminate cement containing different radiopacifying agents. *Journal of Endodontics* **37**, 67-71.

Aguilar FG, Garcia LFR, Pires-de-Souza FCP (2012) Biocompatibility of new calcium aluminate cement (EndoBinder). *Journal of Endodontics* **38**, 367-371.

Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC (2002) Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dental Traumatology* **18**, 134-137.

Ber BS, Hatton JF, Stewart GP (2007) Chemical modification of ProRoot MTA to improve handling characteristics and decrease setting time. *Journal of Endodontics* **33**, 1231-1234.

Bernardi A, Bortoluzzi EA, Felipe WT, Felipe MCS, Wan WS, Teixeira CS (2017) Effects of the addition of nanoparticulate calcium carbonate on setting time, dimensional change, compressive strength, solubility and pH of MTA. *International Endodontic Journal* **50**, 97-105.

Bortoluzzi EA, Broon NJ, Duarte MAH, Demarchi ACCO, Bramante CM (2006) The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *Journal of Endodontics* **32**, 1194-1197.

Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JMSN, Esberad RM, Tanomaru-Filho M (2007) Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International Endodontic Journal* **40**, 684-691.

Bortoluzzi EA, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Duarte MA (2009) Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontology* **108**, 628-632.

Brito-Júnior M, Pereira RD, Veríssimo C et al. (2014) Fracture resistance and stress distribution of simulated immature teeth after apexification with mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* **47**, 958-966.

Butt N, Talwar S, Chawdry S, Nawal RR, Yadav S, Bali A (2014) Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian Journal of Dental Research* **25**, 692-697.

Camiletti J, Soliman AM, Nehdi ML (2013) Effect of nano-calcium carbonate on early-age properties of ultra-high-performance concrete. *Magazine of Concrete Research*, **65**, 297-307.

- Çiçek E, Yılmaz N, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S, Bilgin B (2017) Effect of mineral trioxide aggregate apical plug thickness on fracture resistance of immature teeth. *Journal of Endodontics* **43**, 1697-1700.
- Dammaschke T, Gerth HUV, Zuchner H, Schafer E (2005) Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dental Materials* **21**, 731-738.
- Danwittayakorn S, Banomyong D, Ongchavalit L, Ngoenwiwatkul Y, Porkaew P (2019) Comparison of the effects of intraradicular materials on the incidence of fatal root fracture in immature teeth treated with mineral trioxide aggregate apexification: a retrospective study. *Journal of Endodontics* 1-8. DOI: 10.1016/j.joen.2019.05.008
- Dikbas I, Tanalp J, Koksal T, Yalniz A, Güngör T (2013) Investigation of the effect of different prefabricated intracanal posts on fracture resistance of simulated immature teeth. *Dental Traumatology* **30**, 49-54.
- Duarte MA, Alves de Aguiar K, Zeferino MA et al. (2012) Evaluation of the propylene glycol association on some physical chemical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* **45**, 565-570.
- Elkhadiri I, Diouri A, Boukhari A, Aride J, Puertas F (2002) Mechanical behavior of various mortars made by combined fly ash and limestone in Moroccan Portland cement. *Cement and Concrete Research* **32**, 1597-1603.
- Elnaghy AM, Elsaka SE (2015) Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate – an in vitro study. *Dental Traumatology* **32**, 116-120.
- Garcia LFR, Aguilar FG, Sabino MG, Rossetto HL, Pires-de-Souza FCP (2011) Mechanical and microstructural characterisation of new calcium aluminate cement (EndoBinder). *Advances in Applied Ceramics* **110**, 469-475.
- Garcia LFR, Chinelatti MA, Rossetto HL, Pires-de-Souza FCP (2014a) Solubility and disintegration of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifying agents. *Journal of Endodontics* **40**, 261-265.
- Garcia LFR, Huck C, Oliveira LM, Souza PPC, Costa CAS (2014b) Biocompatibility of new calcium aluminate cement: tissue reaction and expression of inflammatory mediators and cytokines. *Journal of Endodontics* **40**, 2024-2029.
- Garcia LFR, Huck C, Scardueli CR, Costa CAS (2015) Repair of bone defects filled with new calcium aluminate cement (EndoBinder). *Journal of Endodontics* **41**, 864-870.
- Güven Y, Tuna EB, Dincol ME, Özel E, Yılmaz B, Aktören O (2016) Long-term fracture resistance of simulated immature teeth filled with various calcium silicate-based materials. *Biomed Research International* **2016**, 1-6.

Huck C, Barud HS, Basso FG, Costa CAS, Hebling J, Garcia LFR (2017) Cytotoxicity of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifiers. *Brazilian Dental Journal* **28**, 57-64.

Jacobovitz M, Vianna ME, Pandolfelli VC, Oliveira IR, Rossetto HL, Gomes BPFA (2009) Root canal filling with cements based on mineral aggregates: an in vitro analysis of bacterial microleakage. *Oral Surgery, Oral Medicine Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* **108**, 140-144.

Jamshidi D, Majd NM, Shahabi S, Arvin A, Omid BR (2018) Impact and fracture strength of simulated immature teeth treated with mineral trioxide aggregate apical plug and fiber post versus revascularization. *Journal of Endodontics* **44**, 1878-1882.

Li, W, Huang Z, Cao F, Sun Z, Shah S (2015) Effects of nano-silica and nano-limestone on flowability and mechanical properties of ultra-high-performance concrete matrix. *Construction and Building Materials* **95**, 366-374.

Linsuwanont P, Kulvitit S, Santiwong B (2018) Reinforcement of simulated immature permanent teeth after mineral trioxide aggregate apexification. *Journal of Endodontics* **44**, 163-167.

Liu XY, Wang X, Liu A, Chen L (2012) Study on the mechanical properties of cement modified by nanoparticles. *Applied Mechanics and Materials* **157-158**, 161-164.

Melo MP, Valle AL, Pereira JR, Bonachela WC, Pegoraro LF, Bonfante G (2005) Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composites with varying quantities of remaining coronal tooth structure. *Journal of Applied Oral Science* **13**, 141-146.

Oliveira IR, Pandolfelli VC, Jacobovitz M (2010) Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. *International Endodontic Journal* **43**, 1069-1076.

Ok E, Altunsoy M, Tanriver M, Capar ID, Kalkan A, Gok T (2016) Fracture resistance of simulated immature teeth after apexification with calcium silicate-based materials. *European Journal of Dentistry* **10**, 188-192.

Ozdemir HO, Ozçelik B, Karabucak B, Cehreli ZC (2008) Calcium ion diffusion from mineral trioxide aggregate through simulated root resorption defects. *Dental Traumatology* **24**, 70-73.

Pires-de-Souza FC, Moraes PC, Garcia LFR, Aguilar FG, Watanabe E (2013) Evaluation of pH, calcium ion release and antimicrobial activity of a new calcium aluminate cement. *Brazilian Oral Research*, **27**, 324-330.

Ramos JC, Palma PJ, Nascimento R et al. (2016) 1-year in vitro evaluation of tooth discoloration induced by 2 calcium silicate-based cements. *Journal of Endodontics* **42**, 1403-1407.

Sahebi S, Moazami F, Abbot P (2010) The effects of short-term calcium hydroxide application on the strength of dentine. *Dental Traumatology* **26**, 43-46.

Schmoldt SJ, Kirpatrick TC, Rutledge RE, Yaccino JM (2011) Reinforcement of simulated immature roots restored with composite resin, mineral trioxide aggregate, gutta-percha, or a fiber post after thermocycling. *Journal of Endodontics* **37**, 1390-1393.

Seto B, Chung KH, Johnson J, Paranjipe A (2012) Fracture resistance of simulated immature maxillary anterior teeth restored with fiber posts and composite to varying depths. *Dental Traumatology* **29**, 394-398.

Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM (2005) Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian Oral Research* **19**, 11-16.

Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ (2006) Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *Journal of Endodontics* **32**, 350-353.

Taha NA, Safadi RA, Alwedaie MS (2016) Biocompatibility evaluation of endosequence root repair paste in the connective tissue of rats. *Journal of Endodontics* **42**, 1523-1528.

Tanalp J, Dikbas I, Özlem M, Ersev H, Güngör T, Bayrl G (2011) Comparison of the fracture resistance of simulated immature permanent teeth using various canal filling materials and fiber posts. *Dental Traumatology* **28**, 457-464.

Topçuoğlu HS, Kesim B, Düzgün S, Tuncay O, Demirbuga S, Topçuoğlu G (2014) The effect of various backfilling techniques on the fracture resistance of simulated immature teeth performed apical plug with Biodentine. *International Journal of Pediatric Dentistry* **25**, 248-254.

Torabinejad M, Nosrat A, Verma P, Udochukwu O (2017) Regenerative endodontic treatment or mineral trioxide aggregate apical plug in teeth with necrotic pulps and open apices: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics* **43**, 1806-1820.

Tuna EB, Dinçol ME, Gençay K, Aktören O (2011) Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Dental Traumatology* **27**, 174-178.

Ulusoy ÖİA, Nayir Y, Darendeliler-Yaman S (2011) Effect of different root canal sealers on fracture strength of simulated immature roots. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontology* **112**, 544-547.

Valera MC, Albuquerque MTP, Yamasaki MC et al. (2015) Fracture resistance of weakened bovine teeth after long-term use of calcium hydroxide. *Dental Traumatology* **31**, 385-389.

Zhabuawala MS, Nadig RR, Pai VS, Gowda Y, Aswathanarayana RM (2017) Reinforcing effects of calcium silicate-based cement and dual cure composite resin in simulated immature teeth with an open apex: an in vitro study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry* **10**, 351-357.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As características dos dentes com rizogênese incompleta fazem com que eles se tornem um desafio para o cirurgião-dentista quando o tratamento endodôntico é necessário (TORABINEJAD et al., 2017). Embora a apicificação seja considerada um tratamento efetivo para esses casos, a capacidade dos materiais restauradores em reforçar essas raízes enfraquecidas ainda permanece questionável (LINSUWANONT; KULVITIT; SANTIWONG, 2018).

A principal causa na falha do tratamento de apicificação é a fratura radicular, conduzindo à extração dentária, o que afeta, conseqüentemente, a função mastigatória, a estética e o bem-estar psicossocial do paciente (JAMSHIDI et al., 2018). Assim sendo, a utilização de materiais que aumentem a resistência da raiz enfraquecida dos dentes imaturos pode minimizar a incidência de fraturas (LINSUWANONT; KULVITIT; SANTIWONG, 2018).

Atualmente, a apicificação tem sido realizada com cimentos à base de agregados minerais por serem mais resistentes mecanicamente e mais bioativos que o Ca(OH)_2 (TUNA et al., 2011), material que por muito tempo foi utilizado nesse tipo de procedimento (GUVEN et al., 2016). Dentre esses cimentos, pode-se destacar o MTA, precursor dos materiais biocerâmicos e com eficácia amplamente comprovada no tratamento de dentes com rizogênese incompleta (HATIBOVIC-KOFMAN et al., 2008; AKSEL; ASKERBEYLI-ÖRS; DENIZ-SUNGUR, 2017; ÇIÇEK et al., 2017;; LINSUWANONT; KULVITIT; SANTIWONG, 2018), e o EndoBinder, que apresenta excelentes propriedades físico-químicas e biológicas (GARCIA et al., 2011; PIRES-DE-SOUZA et al., 2013; GARCIA et al., 2015; HUCK et al., 2017). Até o presente momento, entretanto, não foram encontrados estudos utilizando o EndoBinder como reforço radicular de dentes imaturos.

É sabido que os cimentos MTA e EndoBinder apresentam deficiências em suas propriedades, como o elevado tempo de presa, relativo ao MTA, e a dificuldade de manipulação, referente a ambos os materiais (BORTOLUZZI et al., 2006; BER; HATTON; STEWART, 2007; GARCIA et al., 2011; BUTT et al., 2014). Todavia, com o objetivo de solucionar esses inconvenientes, aditivos têm sido incorporados aos cimentos para melhorar as suas propriedades físico-químicas, como é o caso do CCNP, que foi utilizado nesse estudo (BERNARDI et al., 2017).

Ainda no presente estudo, a simulação dos dentes imaturos foi realizada de forma a reproduzir efetivamente um dente com desenvolvimento radicular incompleto, ou seja, com paredes radiculares de fina espessura e ampla abertura apical, contrário a outros estudos, que não simularam de forma precisa a estrutura radicular de um dente com rizogênese incompleta (TANALP et al, 2011; SETO et al., 2012; DIKBAS et al., 2013; ELNAGHY; ELSAKA, 2015; ÇIÇEK et al., 2017). Essa particularidade do estudo é capaz de justificar os resultados encontrados, já que somente o grupo em que foi realizado plug apical de EndoBinder associado ao CCNP apresentou resistência à fratura significativamente maior que o controle negativo. Nos demais grupos não houve diferença estatística significativa. Dessa forma, pode-se supor que não há, ainda, um material realmente capaz de reforçar a fragilizada estrutura radicular de um dente permanente imaturo.

A incidência de fratura radicular, durante ou após o tratamento de apicificação, continua como um problema a ser enfrentado, sendo necessários mais estudos a fim de avaliar qual o material mais apropriado para fortalecer a raiz de um dente com rizogênese incompleta.

REFERÊNCIAS

AGUILAR F. G. et al. Radiopacity evaluation of calcium aluminate cement containing different radiopacifying agents. **Journal of Endodontics**, v. 37, n. 1, p. 67-71, Jan. 2011.

AGUILAR F. G.; GARCIA L. F. R.; PIRES-DE-SOUZA F. C. Biocompatibility of new calcium aluminate cement (EndoBinder). **Journal of Endodontics**, v. 38, n. 3, p. 367-371, Mar. 2012.

AKSEL, H.; ASKERBEYLI-ÖRS S.; DENIZ-SUNGUR D. Vertical root fracture resistance of simulated immature permanent teeth filled with MTA using different vehicles. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v. 2, n. 9, p. 178-181, Jul. 2017.

ANDREASEN J. O.; FARIK B.; MUNKSGAARD E. C. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. **Dental Traumatology**, v. 18, n. 3, p.134-137, Jun. 2002.

BER, B. S.; HATTON J. F.; STEWART G. P. Chemical modification of ProRoot MTA to improve handling characteristics and decrease setting time. **Journal of Endodontics**, v. 33, n. 10, p. 1231-1234, Out. 2007.

BERNARDI, A. et al. Effects of the addition of nanoparticulate calcium carbonate on setting time, dimensional change, compressive strength, solubility and pH of MTA. **International Endodontic Journal**, v. 50, n. 1, p.97-105, Jan. 2017.

BORTOLUZZI, E. A. et al. The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. **Journal of Endodontics**, v. 32, n. 12, p. 1194-1197, Dez. 2006.

BORTOLUZZI, E. A. et al. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. **International Endodontic Journal**, v. 40, n. 9, p. 684-691, Set. 2007.

BORTOLUZZI, E. A. et al. Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 108, n. 4, p. 628-632, Out. 2009.

BRITO-JÚNIOR, M. et al. Fracture resistance and stress distribution of simulated immature teeth after apexification with mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, v. 47, n. 10, p. 958-966, Fev. 2014.

BUTT N. et al. Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. **Indian Journal of Dental Research**, v. 25, n. 6, p. 692-697, Nov. - Dez. 2014.

CAMILETTI, J.; SOLIMAN, A. M.; NEHDI, M. L. Effect of nano-calcium carbonate on early-age properties of ultra-high-performance concrete. **Magazine of Concrete Research**, v. 65, n. 5, p. 297-307, Mar. 2013.

ÇIÇEK, E. et al. Effect of mineral trioxide aggregate apical plug thickness on fracture resistance of immature teeth. **Journal of Endodontics**, v. 43, n. 10, p. 1697-1700, Out. 2017.

DAMMASCHKE, T. et al. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. **Dental Materials**, v. 21, n. 8, p. 731-738, Ago. 2005.

DANWITTAYAKORN, S. et al. Comparison of the effects of intraradicular materials on the incidence of fatal root fracture in immature teeth treated with mineral trioxide aggregate apexification: a retrospective study. **Journal of Endodontics**, 2019. No prelo.

DIKBAS, I. et al. Investigation of the effect of different prefabricated intracanal posts on fracture resistance of simulated immature teeth. **Dental Traumatology**, v. 30, n. 1, p. 49-54, Fev. 2013.

DUARTE, M. A. et al. Evaluation of the propylene glycol association on some physical chemical properties of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, v. 45, n. 6, p. 565-570, Jun. 2012.

ELKHADIRI, I., et al. Mechanical behavior of various mortars made by combined fly ash and limestone in Moroccan Portland cement. **Cement and Concrete Research**, v.32, n.10, p. 1597-1603, Out. 2002.

ELNAGHY, A. M.; ELSAKA, S. E. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate – an in vitro study. **Dental Traumatology**, v. 32, n. 2, p.116-120, Set. 2015.

GARCIA L. F. et al. Mechanical and microstructural characterization of new calcium aluminate cement (EndoBinder). **Advances in Applied Ceramics**, v. 110, n. 8, p. 469-475, Ago. 2011.

GARCIA L. F. et al. Solubility and disintegration of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifying agents. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 2, p. 261-265, Fev. 2014a.

GARCIA L. F. et al. Biocompatibility of new calcium aluminate cement: tissue reaction and expression of inflammatory mediators and cytokines. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 12, p. 2024-2029, Dez. 2014b.

GARCIA L. F. et al. Repair of bone defects filled with new calcium aluminate cement (EndoBinder). **Journal of Endodontics**, v. 41, n. 6, p. 864-870, Jun. 2015.

GUVEN, Y. et al. Long-term fracture resistance of simulated immature teeth filled with various calcium silicate-based materials. **Biomed Research International**, v. 2016, p. 1-6, Maio 2016.

HATIBOVIC-KOFMAN, S. et al. Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. **Dental Traumatology**, v. 24, n. 3, p. 272-276, Jun. 2008.

HAWKINS, J. J. et al. Effect of three calcium hydroxide formulations on fracture resistance of dentin over time. **Dental Traumatology**, v. 31, n. 5, p. 380-384, Abr. 2015.

HUCK C. et al. Cytotoxicity of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifiers. **Brazilian Dental Journal**, v. 28, n. 1, p. 57-64, Jan. – Fev. 2017.

JACOBOVITZ M. et al. Root canal filling with cements based on mineral aggregates: an in vitro analysis of bacterial microleakage. **Oral Surgery, Oral Medicine Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v. 108, n. 1, p. 140-144, Jul. 2009.

JAMSHIDI, D. et al. Impact and fracture strength of simulated immature teeth treated with mineral trioxide aggregate apical plug and fiber post versus revascularization. **Journal of Endodontics**, v. 44, n. 12, p. 1878-1882, Dez. 2018.

LI, W. et al. Effects of nano-silica and nano-limestone on flowability and mechanical properties of ultra-high-performance concrete matrix. **Construction and Building Materials**, v. 95, p. 366-374, Out. 2015.

LINSUWANONT, P.; KULVITIT, S.; SANTIWONG, B. Reinforcement of simulated immature permanent teeth after mineral trioxide aggregate apexification. **Journal of Endodontics**, v. 44, n. 1, p.163-167, Jan. 2018.

LIU, X. Y. et al. Study on the mechanical properties of cement modified by nanoparticles. **Applied Mechanics and Materials**, v. 157-158, p. 161-164, Fev. 2012.

MELO, M. P. et al. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composites with varying quantities of remaining coronal tooth structure. **Journal of Applied Oral Science**, v. 13, n. 2, p. 141-146, Jun. 2005.

OLIVEIRA, I. R.; PANDOLFELLI, V. C.; JACOBOVITZ, M. Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. **International Endodontic Journal**, v. 43, n. 12, p. 1069-1076, Dez. 2010.

OZDEMIR, H. O. et al. Calcium ion diffusion from mineral trioxide aggregate through simulated root resorption defects. **Dental Traumatology**, v. 24, n. 1, p. 70-73, Fev. 2008.

OK E. et al. Fracture resistance of simulated immature teeth after apexification with calcium silicate-based materials. **European Journal of Dentistry**, v. 10, n. 2, p. 188-192, Abr. – Jun. 2016.

PARARIROKH, M.; TORABINEJAD, M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review – Part I. **Journal of Endodontics**, v. 36, n. 1, p. 16-27, Jan. 2010.

PIRES-DE-SOUZA F. C. et al. Evaluation of pH, calcium ion release and antimicrobial activity of a new calcium aluminate cement. **Brazilian Oral Research**, v. 27, n. 4, p. 324-330, Jul. – Ago. 2013.

RAMOS J. C. et al. 1-year in vitro evaluation of tooth discoloration induced by 2 calcium silicate-based cements. **Journal of Endodontics**, v. 42, n. 9, p. 1403-1407, Set. 2016.

SAHEBI, S.; MOAZAMI, F.; ABBOTT, P. The effects of short-term calcium hydroxide application on the strength of dentine. **Dental Traumatology**, v. 26, n. 1, p. 43-46, Fev. 2010.

SCHMOLDT, S. J. et al. Reinforcement of simulated immature roots restored with composite resin, mineral trioxide aggregate, gutta-percha, or a fiber post after thermocycling. **Journal of Endodontics**, v. 37, n. 10, p. 1390-1393, Out. 2011.

SETO, B. et al. Fracture resistance of simulated immature maxillary anterior teeth restored with fiber posts and composite to varying depths. **Dental Traumatology**, v. 29, n. 5, p. 394-398, Nov. 2012.

SOARES, C. J. et al. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Brazilian Oral Research**, v. 19, n. 1, p. 11-16, Mar. 2005.

STUART, C. H.; SCHWARTZ S. A.; BEESON T. J. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. **Journal of Endodontics**, v. 32, n. 4, p. 350-353, Abr. 2006.

TAHAN A. A.; SAFADI R. A.; ALWEDAIE M. S. Biocompatibility evaluation of endosequence root repair paste in the connective tissue of rats. **Journal of Endodontics**, v. 42, n. 10, p. 1523-1528, Out. 2016.

TANALP, J. et al. Comparison of the fracture resistance of simulated immature permanent teeth using various canal filling materials and fiber posts. **Dental Traumatology**, v. 28, n. 6, p. 457-464, Dez. 2011.

TOPÇUOĞLU, H. S. et al. The effect of various backfilling techniques on the fracture resistance of simulated immature teeth performed apical plug with Biodentine. **International Journal of Pediatric Dentistry**, v. 25, n. 4, p. 248-254, Set. 2014.

TORABINEJAD M.; PITT-FORD T. R. Root end filling materials: a review. **Endodontics and Dental Traumatology**, v. 12, n. 4, p. 161-178, Ago. 1996.

TORABINEJAD, M. et al. Regenerative endodontic treatment or mineral trioxide aggregate apical plug in teeth with necrotic pulps and open apices: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Endodontics**, v. 43, n. 11, p. 1806-1820, Nov. 2017.

TUNA, E. B. et al. Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. **Dental Traumatology**, v. 27, n. 3, p. 174-178, Abr. 2011.

ULUSOY, Ö. İ. A.; NAYIR, Y.; DARENDELILER-YAMAN, S. Effect of different root canal sealers on fracture strength of simulated immature roots. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontology**, v. 112, n. 4, p. 544-547, Out. 2011.

VALERA, M. C. et al. Fracture resistance of weakened bovine teeth after long-term use of calcium hydroxide. **Dental Traumatology**, v. 31, n. 5, p. 385-389, Jun. 2015.

ZHABUAWALA, M. S. et al. Reinforcing effects of calcium silicate-based cement and dual cure composite resin in simulated immature teeth with an open apex: an in vitro study. **International Journal of Clinical Pediatric Dentistry**, v. 10, n. 4, p. 351-357, Out. - Dez. 2017.

APÊNDICE A- Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimento de aluminato de cálcio acrescido de carbonato de cálcio nanoparticulado

Pesquisador: LUCAS DA FONSECA ROBERTI GARCIA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 91640818.5.0000.0121

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.766.031

Apresentação do Projeto:

Projeto de mestrado de Mariana Travi Pandolfo orientada por Lucas da Fonseca Roberti Garcia no programa de pós graduação em odontologia. Este estudo será realizado no laboratório de pesquisas em Endodontia do Departamento de Odontologia - CCS, da Universidade Federal de Santa Catarina, por um único operador, previamente treinado e especialista em Endodontia. A amostra será constituída de 60 caninos humanos, extraídos por motivos diversos (alheios a esta pesquisa). Os dentes selecionados para este estudo deverão possuir raízes completamente formadas, ápice fechado, e um único canal radicular reto e sem sinais de calcificação. Os pacientes doadores dos dentes assinarão um Termo de Doação, além do TCLE.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Avaliar in vitro a resistência à fratura de dentes com rizogênese incompleta reforçados com cimento de aluminato de cálcio (EndoBinder) acrescido ou não de carbonato de cálcio nanoparticulado (CCNP). **Objetivo Secundário:** Avaliar em caninos humanos recém-extraídos, a partir de um modelo que simula rizogênese incompleta, o reforço da estrutura dentária com plug apical de cimento de aluminato de cálcio (EndoBinder) acrescido ou não com 5% de CCNP ao seu peso, comparativamente ao cimento Portland.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 2.766.031

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os pesquisadores reconhecem os riscos inerentes ao processo de extração dos dentes e a possibilidade, ainda que remota, de quebra de sigilo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sem considerações adicionais.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

1.jpg Declaração do chefe do departamento de odontologia da UFSC concordando com a pesquisa nos termos da res. 466/12.

Folha_de_Rosto.pdf Folha de rosto assinada pelo pesquisador responsável e pelo coordenador do programa de pós graduação em odontologia.

Projeto_de_Pesquisa.pdf Projeto de pesquisa informando tratar-se de mestrado de Mariana Travi Pandolfo orientada por Lucas da Fonseca Roberti Garcia no programa de pós graduação em odontologia. No projeto o cronograma informa que a abordagem aos participantes acontecerá entre 09/18 e 12/18. O projeto cita que o termo de doação encontra-se no apêndice 1 mas tal apêndice não foi encontrado neste documento.

TCLE.pdf Contém o Termo de doação e o TCLE. Ambos estão bem escritos e o TCLE esclarece adequadamente os participantes sobre os objetivos, procedimentos, riscos e direitos, atendendo essencialmente a todas as exigências da res. 466/12.

No formulário da PB o cronograma informa que a coleta de dados ocorrerá a partir de 09/18.

O orçamento prevê despesas de R\$ 500,00 com financiamento próprio.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC**



Continuação do Parecer: 2.766.031

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1142037.pdf	31/05/2018 00:50:21		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1142037.pdf	31/05/2018 00:46:44		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	1.jpg	30/05/2018 23:33:49	LUCAS DA FONSECA ROBERTI GARCIA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_de_Pesquisa.pdf	30/05/2018 23:21:19	LUCAS DA FONSECA ROBERTI GARCIA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	30/05/2018 23:19:24	LUCAS DA FONSECA ROBERTI GARCIA	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	30/05/2018 23:17:37	LUCAS DA FONSECA ROBERTI GARCIA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANOPOLIS, 11 de Julho de 2018

**Assinado por:
Maria Luiza Bazzo
(Coordenador)**

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br