



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE**

MAYKELY NAARA MORAIS RODRIGUES

**ANÁLISE COMPARATIVA DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E À
COMPRESSÃO DE CIMENTOS BIOCERÂMICOS UTILIZADOS
EM PROCEDIMENTOS DE ENDODONTIA REGENERATIVA**

**Goiânia
2021**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE MEDICINA

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO (TECA) PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES E DISSERTAÇÕES NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a [Lei 9.610/98](#), o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

O conteúdo das Teses e Dissertações disponibilizado na BDTD/UFG é de responsabilidade exclusiva do autor. Ao encaminhar o produto final, o autor(a) e o(a) orientador(a) firmam o compromisso de que o trabalho não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

1. Identificação do material bibliográfico

Dissertação Tese

2. Nome completo do autor

Maykely Naara Morais Rodrigues

3. Título do trabalho

“ANÁLISE COMPARATIVA DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E À COMPRESSÃO DE CIMENTOS BIOCERÂMICOS UTILIZADOS EM PROCEDIMENTOS DE ENDODONTIA REGENERATIVA”.

4. Informações de acesso ao documento (este campo deve ser preenchido pelo orientador)

Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

[1] Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. Após esse período, a possível disponibilização ocorrerá apenas mediante:

- a) consulta ao(a) autor(a) e ao(a) orientador(a);
- b) novo Termo de Ciência e de Autorização (TECA) assinado e inserido no arquivo da tese ou dissertação.

O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

Obs. Este termo deverá ser assinado no SEI pelo orientador e pelo autor.



Documento assinado eletronicamente por **MAYKELY NAARA MORAIS RODRIGUES, Discente**, em 29/01/2021, às 08:47, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Helena Gonçalves de Alencar, Usuário Externo**, em 30/01/2021, às 08:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1836163** e o código CRC **11ED8134**.

MAYKELY NAARA MORAIS RODRIGUES

**ANÁLISE COMPARATIVA DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E À
COMPRESSÃO DE CIMENTOS BIOCERÂMICOS UTILIZADOS
EM PROCEDIMENTOS DE ENDODONTIA REGENERATIVA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade Federal de Goiás para obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientadora: Dr^a. Ana Helena Gonçalves de Alencar.

Co-orientadora: Dr^a. Kely Firmino Bruno.

**Goiânia
2021**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Rodrigues, Maykely Naara Morais

Análise comparativa da resistência de união e à compressão de cimentos biocerâmicos utilizados em procedimentos de endodontia regenerativa [manuscrito] / Maykely Naara Morais Rodrigues. - 2021. LII, 52 f.

Orientador: Prof. Ana Helena Gonçalves de Alencar; co-orientador Kely Firmino Bruno.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Medicina (FM), Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Goiânia, 2021.

Bibliografia. Anexos.

Inclui siglas, abreviaturas, símbolos, gráfico, tabelas, lista de figuras, lista de tabelas.

1. Cimento de silicato. 2. Endodontia. 3. Materiais dentários. I. Alencar, Ana Helena Gonçalves de, orient. II. Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

FACULDADE DE MEDICINA

ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Ata nº **01/2021** da sessão de Defesa de Dissertação de **Maykely Naara Morais Rodrigues**, que confere o título de Mestre em **Ciências da Saúde**, na área de concentração em **Patologia, Clínica e Tratamento das Doenças Humanas**.

Aos **doze dias do mês de janeiro de dois mil e vinte e um**, a partir das **09:00h**, por meio de videoconferência, realizou-se a sessão pública de Defesa de Dissertação intitulada **“ANÁLISE COMPARATIVA DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E À COMPRESSÃO DE CIMENTOS BIOCERÂMICOS UTILIZADOS EM PROCEDIMENTOS DE ENDODONTIA REGENERATIVA”**. Os trabalhos foram instalados pela Orientadora, Professora Doutora **Ana Helena Gonçalves de Alencar (FO/UFG)** com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: Professor Doutor **Daniel de Almeida Decurcio (UFG)**, membro titular externo; Professor Doutor **Carlos Estrela (FO/UFG)**, membro titular interno. Durante a arguição os membros da banca **não fizeram** sugestão de alteração do título do trabalho. A Banca Examinadora reuniu-se em sessão secreta a fim de concluir o julgamento da Dissertação, tendo sido a candidata **aprovada** pelos seus membros. Proclamados os resultados pela Professora Doutora **Ana Helena Gonçalves de Alencar**, Presidente da Banca Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, lavrou-se a presente ata que é assinada pelos Membros da Banca Examinadora, aos **doze dias do mês de janeiro de dois mil e vinte e um**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA



Documento assinado eletronicamente por **MAYKELY NAARA MORAIS RODRIGUES, Discente**, em 13/01/2021, às 00:09, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Helena Gonçalves de Alencar, Usuário Externo**, em 15/01/2021, às 09:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Daniel De Almeida Decurcio, Professor do Magistério Superior**, em 15/01/2021, às 17:28, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Carlos Estrela, Professor do Magistério Superior**, em 15/01/2021, às 17:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1799248** e o código CRC **516FD6E2**.

Dedico este trabalho aos meus pais, Advanir e Joelena. Seu apoio incondicional tornou possível a realização deste sonho...

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a **Deus**, por ter colocado sua mão em cada detalhe da minha história e por me conceder os requisitos necessários para chegar até aqui, com toda certeza Ele foi meu abrigo, meu conselheiro e meu fiel companheiro ao longo dessa jornada.

À minha família, em especial meus pais, minha irmã Thainara Ohana e meu noivo Maxwell Teodoro. Certa feita, Augusto Cury disse: “Se você passar por uma guerra no trabalho, mas tiver paz quando chegar em casa, será um ser humano feliz”. Obrigada por me proporcionarem momentos de paz, amor e alegria frente aos momentos difíceis que enfrentamos.

À minha orientadora, Dra. Ana Helena Gonçalves de Alencar, exímia pesquisadora e professora. Com a senhora aprendi o comprometimento e a seriedade na construção do conhecimento. Obrigada por me guiar com paciência e amor na execução deste trabalho. Há muito que aprender!

À minha co-orientadora, Dra. Kely Firmino Bruno, minha mentora da graduação e agora tenho a honra de tê-la juntamente comigo na pós-graduação. Sua paixão e dedicação pela docência é um exemplo para mim. Obrigada pelos inúmeros conselhos e por acreditar em meu potencial. Certamente não chegaria tão longe sem seu apoio incondicional.

A todos os professores que contribuíram na minha formação, Carlos Estrela, Patrícia Siqueira, Julio Almeida, Daniel Decurcio e Crisnicaw Veríssimo. Obrigada por compartilharem tanto conhecimento e dedicarem tempo de qualidade.

Aos colegas da Pós-Graduação, Larissa Sestari, Marcela, Paulo Maffra, Alexandre, Marina, Igor César, Higor Marra, Marco Antônio, Mateus, Paulo Otávio, Vinícius, Gustavo, Carol, Lucas, Luma, Régis, Leila, Hidecázio e Gabriel. Em especial, **Higor Almeida e Julyanna Dumas**, que

participaram ativamente na condução deste estudo e se tornaram amigos do coração. Higor, obrigada por ter sido meu companheiro durante a pós-graduação, nossos dias se tornaram mais leves quando passamos a rir dos problemas. “Jú”, você foi um presente enviado por Deus em um momento que eu estava tão perdida e aflita, é uma pessoa única, extremamente inteligente, dedicada, cheia de carisma e um ritmo eletrizante! Tenho certeza que sua colheita será grande.

Aos alunos da graduação, a todos os docentes do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Medicina e Odontologia e aos funcionários da Universidade Federal de Goiás, em especial Cynara, Josiel, Luana, Valdecina, Jéssica, Karyta e Gisane, sentirei saudades de cada conversa, mas levarei comigo o sorriso de cada um.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina, coordenado pelo Prof. Dr. Ruffo de Freitas Júnior, pela oportunidade e desenvolvimento adquirido.

À CAPES, pela bolsa de estudos concedida, permitindo realizar todas as minhas atividades.

*“Nem olhos viram, nem ouvidos ouviram, nem jamais
penetrou o coração humano, o que Deus tem
preparado para aqueles que O amam.”*
1 Coríntios 2:9.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 OBJETIVOS	23
2.1 Objetivo geral	23
2.2 Objetivos específicos.....	23
3 MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1 Cálculo amostral	24
3.2 Seleção e preparo da amostra	24
3.3 Inserção dos biocerâmicos	27
3.4 Ensaio mecânico de <i>push-out</i>	30
3.5 Análise do padrão de falha	32
3.6 Teste de resistência à compressão (RC).....	32
3.7 Análise estatística.....	35
4 RESULTADOS	36
5 DISCUSSÃO	39
6 CONCLUSÃO	44
REFERÊNCIAS	45
ANEXOS	49
Anexo 1 – Parecer do Comitê de Ética.....	49
Anexo 2 – TCLE	50

FIGURAS, QUADROS E TABELAS

Figura 1 - Padronização do comprimento radicular: (A) Vista vestibular do dente fixado em placa de acrílico com godiva de baixa fusão; (B) Placa de acrílico com dente posicionado na máquina de corte para seccionamento da raiz com disco; (C) Dente seccionado.....25

Figura 2 - Inserção da pasta dupla antibiótica: (A) Imagem ilustrativa da consistência da pasta dupla antibiótica; (B) Secagem do canal radicular com cone de papel absorvente; (C) Inserção da pasta dupla antibiótica com ponta da Angelus; (D) Bolinha de algodão posicionada após a inserção da pasta; (E) Colocação do selador provisório Villevie®; (F) Dente após o selamento coronário provisório.....27

Figura 3 - Obtenção dos discos de dentina: (A) Dente fixado em placa de acrílico com godiva de baixa fusão; (B) Seccionamento do primeiro disco para corrigir erros de inclinação na fixação do dente; (C) Corte para obtenção dos discos de dentina; (D) Discos de dentina com 1,0 mm de espessura, sendo a amostra com 0,4 mm destinada ao descarte.....28

Figura 4 - Fluxograma da distribuição da amostra nos grupos experimentais.....29

Figura 5 - Espécime após a inserção do cimento MTA REPAIR HP® 30

Figura 6 - Espécime posionado sobre a plataforma metálica da Instron para realização do *push-out*..... 31

Figura 7 - (A) Matriz bipartida; (B) Corpos de prova modelos confeccionados em resina composta.....33

Figura 8 - (A) Matrizes confeccionadas em silicona de condensação e posicionadas sobre a placa de petri para a inserção dos cimentos biocerâmicos; (B) Matrizes após a inserção do cimento biocerâmico MTA REPAIR HP®.....	33
Figura 9 - Corpo de prova do cimento biocerâmico BIODENTINE®.....	34
Figura 10 - Corpo de prova do cimento biocerâmico BIODENTINE® posicionado no centro do dispositivo do teste de resistência à compressão.....	35
Figura 11 - Gráfico de boxplot com a mediana, amplitude interquartil e valores máximos e mínimos dos materiais testados.....	36
Figura 12 - Fotografia ilustrativa da classificação do padrão de falha dos cimentos biocerâmicos observadas após o ensaio mecânico de <i>push-out</i> : (A) Falha coesiva, (B) Falha adesiva, (C) Falha mista.....	37
Figura 13 - Gráfico de boxplot com a mediana, amplitude interquartil e valores máximos e mínimos dos materiais testados.....	38
Quadro 1. Biocerâmicos, composição, fabricante e lote.....	29
Tabela 1. Mediana, mínimo e máximo da resistência ao deslocamento (MPa) dos cimentos biocerâmicos.....	36
Tabela 2. Padrão de falha de acordo com os grupos experimentais.....	37
Tabela 3. Valores médios da resistência à compressão (MPa) obtidos em cada grupo experimental.....	38

SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS

%	<i>Porcentagem</i>
<	<i>Menor</i>
>	<i>Maior</i>
®	<i>Marca registrada</i>
±	<i>Mais ou menos</i>
°C	<i>Unidade de temperatura - Grau Celsius</i>
π	<i>Símbolo Pi - Proporção numérica equivalente à 3,14</i>
MPa	<i>Unidade de MegaPascal</i>
mm	<i>Milímetro</i>
rpm	<i>Rotações por minuto</i>
mL	<i>Mililitro</i>
N	<i>Newtons</i>
n	<i>Tamanho da amostra</i>
mm ²	<i>Milímetro quadrado</i>
mg	<i>Miligrama</i>
min	<i>Minutos</i>
A	<i>Área</i>
r	<i>Raio</i>
r ²	<i>Raio ao quadrado</i>
h	<i>Altura</i>
σ	<i>Tensão resistiva adesiva</i>
mW/cm ²	<i>Miliwatts por centímetro quadrado</i>
F	<i>Força</i>
<i>et al.</i>	<i>Et ali</i>
3x	<i>Três vezes</i>
p	<i>Valor de P</i>
dp	<i>Desvio-Padrão</i>
N°	<i>Número</i>
δ _c	<i>Resistência à compressão</i>

<i>Ltda</i>	<i>Limitada</i>
<i>EDTA</i>	<i>Ácido Etilenodiaminotetracético</i>
<i>NaOCl</i>	<i>Hipoclorito de sódio</i>
<i>MTA</i>	<i>Agregado de Trióxido Mineral</i>
<i>CSC</i>	<i>Cimento de Silicato de Cálcio</i>
<i>JCE</i>	<i>Junção cimento-esmalte</i>
<i>TCLE</i>	<i>Termo de Consentimento Livre e Esclarecido</i>
<i>MIC</i>	<i>Medicação Intracanal</i>
<i>CAAE</i>	<i>Certificado de Apresentação para Apreciação Ética</i>
<i>AAE</i>	<i>Associação Americana de Endodontia</i>
<i>UFG</i>	<i>Universidade Federal de Goiás</i>
<i>USA</i>	<i>United States of América</i>
<i>SP</i>	<i>sigla do Estado de São Paulo</i>
<i>RJ</i>	<i>sigla do Estado do Rio de Janeiro</i>
<i>PR</i>	<i>sigla do Estado do Paraná</i>
<i>GO</i>	<i>sigla do Estado de Goiás</i>
<i>AM</i>	<i>sigla do Estado do Amazonas</i>
<i>SC</i>	<i>sigla do Estado de Santa Catarina</i>
<i>UT</i>	<i>sigla do Estado de Utah</i>
<i>NY</i>	<i>sigla do Estado de Nova York</i>
<i>MA</i>	<i>sigla do Estado de Massachusetts</i>
<i>IL</i>	<i>sigla do Estado de Illinois</i>

Objetivo: Comparar a resistência de união à dentina radicular por meio do ensaio mecânico de *push-out* e a resistência à compressão dos cimentos biocerâmicos BIODENTINE®, MTA REPAIR HP® e BIO-C REPAIR®.

Materiais e métodos: Para o teste de resistência de união à dentina radicular foram utilizados 18 pré-molares inferiores unirradiculados, seccionados transversalmente 5,0 mm abaixo da junção cimento-esmalte (JCE). Os preparos cervicais foram realizados com brocas de Largo #1, #2, #3, #4, #5 e #6 e a medicação intracanal utilizada foi a pasta dupla antibiótica, que permaneceu no canal radicular durante 21 dias. Após a remoção da medicação intracanal, as raízes foram seccionadas transversalmente para a obtenção de discos de dentina de 1 mm de espessura, constituindo-se em 3 amostras por dente. A seguir, os 54 discos de dentina foram divididos em 3 grupos experimentais (n=18) para inserção dos seguintes cimentos biocerâmicos: Grupo 1 - BIODENTINE®; Grupo 2 - MTA REPAIR HP®; e, Grupo 3 - BIO-C REPAIR®. Os cimentos foram manipulados conforme as recomendações dos fabricantes e inseridos no interior do canal radicular de cada espécime posicionado sobre uma placa de petri, e posteriormente, mantidos em estufa a 37°C e 100% de umidade relativa, por 7 dias. Decorrido o período de armazenamento, o ensaio mecânico de *push-out* foi realizado e os espécimes foram analisados em estereomicroscópio com aumento de 3x para determinação do padrão de falha. Para o teste de resistência à compressão foram confeccionados corpos de provas (n=10) de cada um dos cimentos biocerâmicos avaliados, com dimensões de 6 mm de altura x 3 mm de diâmetro, estes foram armazenados em estufa a 37°C e 100% de umidade relativa, por 7 dias. Após o período de armazenamento os corpos de provas foram levados ao dispositivo da Máquina de Ensaio Universal para a realização do experimento. Os dados foram analisados usando o teste de normalidade Shapiro-Wilk. No ensaio mecânico de *push-out* foi empregado o teste não

paramétrico de Kruskal-Wallis e as comparações múltiplas foram realizadas pelo teste Friedman, sendo o padrão de falha apresentado em porcentagem. No teste de resistência à compressão foi utilizado o teste ANOVA e as comparações múltiplas foram realizadas pelo teste Tukey. O nível de significância estabelecido foi de 0,05%. **Resultados:** Para a resistência de união à dentina radicular o cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou melhor desempenho que o MTA REPAIR HP® e BIO-C REPAIR®, entretanto, a diferença, somente, foi estatisticamente significativa entre os grupos BIODENTINE® e BIO-C REPAIR® ($p = 0,0001$). No grupo BIODENTINE® o padrão de falha mais frequente foi misto (61%), em detrimento das falhas coesivas (33%) e adesivas (6%). Por outro lado, no grupo MTA REPAIR HP® foi observado com maior frequência falhas adesivas (94%) e apenas (6%) de falhas mistas, não havendo falhas coesivas. De igual modo, o grupo BIO-C REPAIR® não apresentou falhas coesivas, mas mostrou uma maior prevalência de falhas adesivas (72%) e um maior número de falhas mistas (28%) quando comparado ao MTA REPAIR HP®. Com relação a resistência compressiva o cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou maior resistência à compressão que o MTA REPAIR HP® e BIO-C REPAIR®, sendo essa diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). **Conclusão:** O cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou maiores valores de resistência de união à dentina radicular e resistência à compressão, no entanto para o ensaio mecânico de *push-out* essa diferença foi estatisticamente significativa apenas para o cimento BIO-C REPAIR®.

Palavras-chave: Cimento de Silicato; Endodontia; Materiais dentários.

ABSTRACT

Objective: To compare the bond strength to root dentin by means of the mechanical push-out test and the compressive strength of BIODENTINE[®], MTA REPAIR HP[®] and BIO-C REPAIR[®] bioceramic cements. **Materials and methods:** For the test of bond strength to root dentin, eighteen uniradicular human mandibular premolars were used, sectioned 5.0 mm below the cemento-enamel junction (JCE). Cervical preparations were performed with Largo #1, #2, #3, #4, #5 and #6 drills and the intracanal medication used was the antibiotic double paste, which remained in the root canal for 21 days. After removing the intracanal medication, the roots were cross-sectioned to obtain 1 mm thick dentin discs, consisting of 3 samples per tooth. Next, the 54 dentin discs were divided into 3 experimental groups (n = 18) for insertion of the following bioceramic cements: Group 1 - BIODENTINE[®]; Group 2 - MTA REPAIR HP[®]; and, Group 3 - BIO-C REPAIR[®]. Cements were handled according to the manufacturers' recommendations and inserted into the root canal of each specimen placed on a petri plate, and subsequently kept in an oven at 37 °C and 100% relative humidity for 7 days. After the storage period, the mechanical push-out test was performed and the specimens were analyzed in the stereomicroscope with a 3x magnification to determine the failure pattern. For the compressive strength test, specimens (n = 10) of each of the bioceramic cements evaluated were made, with dimensions of 6 mm in height x 3 mm in diameter, these were stored in an oven at 37 °C and 100% relative humidity for 7 days. After the storage period, the specimens were taken to the Universal Testing Machine device to perform the test. The data were analyzed using the Shapiro-Wilk normality test. In the mechanical push-out test, the Kruskal-Wallis non-parametric test was used and multiple comparisons were performed using the Friedman test, with the failure pattern presented as a percentage. In the compressive strength test, the ANOVA test was used and multiple comparisons were performed using the Tukey test. The level of significance was set at 0.05%. **Results:** For the bond strength to root dentin, the bioceramic cement BIODENTINE[®] performed better than

MTA REPAIR HP® and BIO-C REPAIR®, however, the difference was only statistically significant between the BIODENTINE® and BIO-C groups. REPAIR® ($p = 0.0001$). In the BIODENTINE® group, the most frequent failure pattern was mixed (61%), to the detriment of cohesive (33%) and adhesive failures (6%). On the other hand, in the MTA REPAIR HP® group, adhesive failures (94%) and only (6%) of mixed failures were observed more frequently, with no cohesive failures. Likewise, the BIO-C REPAIR® group did not present cohesive failures, but showed a higher prevalence of adhesive failures (72%) and a greater number of mixed failures (28%) when compared to MTA REPAIR HP®. With respect to compressive strength, the bioceramic cement BIODENTINE® showed greater resistance to compression than MTA REPAIR HP® and BIO-C REPAIR®, this difference being statistically significant ($p < 0.05$). Conclusion: BIODENTINE® bioceramic cement showed higher values of bond strength to root dentin and compressive strength, however for the push-out test this difference was statistically significant only for BIO-C REPAIR® cement.

Keywords: Dislocation resistance; Endodontics; Silicate Cement.

1 INTRODUÇÃO

O tratamento endodôntico de dentes permanentes necróticos com rizogênese incompleta é complexo, com limitações inerentes ao preparo e a obturação do canal radicular. A presença de um canal amplo e com paredes paralelas, dificulta a sua limpeza e desinfecção. O ápice aberto também pode propiciar o extravasamento de material obturador para o periápice quando da realização de técnicas convencionais de obturação. Ainda, existe um risco elevado de fraturas radiculares, uma vez que as paredes dentinárias encontram-se finas e frágeis (CVEK, 1992).

Tradicionalmente, o tratamento de eleição para esses dentes limitava-se à apicificação com hidróxido de cálcio, que consiste na indução do fechamento apical através da formação de uma barreira mineralizada (RAFTER, 2005). Todavia, essa técnica necessita de trocas periódicas de hidróxido de cálcio, que podem durar até 24 meses, dificultando a aceitação do paciente (SHAH *et al.*, 2008). Além disso, não possibilita o aumento da espessura e comprimento radiculares, tornando o dente susceptível à fratura. Tal fato demonstrado em estudo com 885 incisivos luxados desvitalizados, em que a frequência deste tipo de fratura esteve associada ao estágio de desenvolvimento radicular, a qual variou de 77% em dentes com menor desenvolvimento a 28% em dentes com formação radicular quase completa (CVEK, 1992).

Essas desvantagens resultaram em uma nova proposta de técnica de apicificação, por meio da colocação de um tampão de agregado de trióxido mineral (MTA) no ápice radicular, uma barreira artificial que permite a obturação definitiva sem extravasamento de material (GIULIANI *et al.*, 2002; D'ARCANGELO; D'AMARIO, 2007; SIMON *et al.*, 2007). Apesar da redução do número de consultas e tempo de tratamento, essa técnica também não fortalece a estrutura radicular, em que o dente permanece com a raiz curta, frágil e propensa à fratura (CVEK, 1992; RAFTER, 2005).

Neste contexto, a endodontia regenerativa apresenta-se como uma alternativa promissora para o tratamento de dentes permanentes necróticos

com rizogênese incompleta, capaz de permitir a maturogênese, com o término do desenvolvimento radicular e o fechamento apical (NOSRAT; SEIFI; ASGARY, 2011). Por conseguinte, ocasiona maior resistência e longevidade ao dente (BANSAL; BANSAL, 2011).

Esta modalidade contemporânea de tratamento está alicerçada em três pilares fundamentais: descontaminação efetiva do canal radicular; migração e diferenciação de células-tronco mesenquimais para o interior do canal radicular; e vedamento cervical adequado. Este último é propiciado pela colocação de uma barreira cervical, seguida de restauração (DIOGENES; RUPAREL, 2017).

Os cimentos biocerâmicos são os materiais de escolha para a confecção desta barreira cervical, não só pela excelente capacidade de selamento, mas, sobretudo, por permitirem a sobrevivência e diferenciação das células-tronco mesenquimais, indispensáveis ao processo de regeneração tecidual (TÉCLÈS *et al.*, 2008; ZHAO *et al.*, 2012).

O agregado de trióxido mineral (MTA) é amplamente utilizado para esta finalidade, sendo um cimento de silicato de cálcio (CSC) derivado do cimento Portland, com ótimas propriedades. Apresenta biocompatibilidade, adequados selamento e radiopacidade, efetiva ação antimicrobiana, baixa solubilidade, capacidade de inserção na presença de umidade, e bioatividade com ação osteoindutora que permite a adesão, crescimento e proliferação celular sobre sua superfície (ZHU *et al.*, 2000; PARIROKH; TORABINEJAD, 2010; NEHA *et al.*, 2011).

Entretanto, alguns efeitos indesejáveis estão associados ao uso do MTA na região cervical. Nas versões em que o radiopacificador é o óxido de bismuto, ocorre a descoloração do dente e da gengiva marginal, comprometendo a estética do paciente (BORTOLUZZI *et al.*, 2007; MARCONYAK *et al.*, 2016). Ademais, existe uma dificuldade de espatulação e inserção, pela sua característica arenosa (LEE *et al.*, 2004).

Tais condições impulsionaram o desenvolvimento de novos cimentos de silicato de cálcio, na categoria dos biocerâmicos. Com intuito de aprimorar o MTA ANGELUS® (Angelus, Londrina, PR, Brasil), lançou-se no mercado o MTA REPAIR HP® (Angelus, Londrina, PR, Brasil), que mantém as mesmas propriedades físico-químicas e biológicas do seu antecessor.

Todavia, seu radiopacificador é o tungstato de cálcio, que não ocasiona o manchamento dentário; e apresenta um líquido espessante para sua manipulação, que confere maior plasticidade e melhor manuseio.

Outro cimento biocerâmico comumente utilizado é o BIODENTINE® (Septodont, Saint Maurdes Fossés, França), um substituto dentinário bioativo que contempla as mesmas indicações clínicas do MTA. Segundo Han e Okiji (2013) este material apresenta capacidade de induzir a diferenciação de células pulpares e biomineralização *in vitro*, devido à liberação e penetração de íons de cálcio no interior dos túbulos dentinários.

Com a demanda crescente de cimentos biocerâmicos reparadores prontos para uso, a empresa Angelus disponibilizou em 2019 o BIO-C REPAIR® (Angelus, Londrina, PR, Brasil). Segundo o fabricante, além de todos os benefícios da formulação biocerâmica (indução da regeneração tecidual, ação bactericida e inibição da infiltração bacteriana), o novo cimento supera os anteriores por não exigir manipulação, sendo de fácil utilização e inserção na cavidade, com economia de tempo.

É notório, portanto, a necessidade dos cimentos biocerâmicos para a formação de uma barreira segura, impedindo o contato direto e a ação nociva do material restaurador às células-tronco mesenquimais (DIOGENES; RUPAREL, 2017). Assim, necessitam ter resistência mecânica adequada para suportar as forças de deslocamento, resultantes da oclusão ou da condensação de materiais restauradores, bem como união à dentina radicular (HASHIM; WANEES AMIN, 2012; SHAHI *et al.*, 2012; SHOKOUHINEJAD *et al.*, 2010).

O ensaio mecânico de *push-out* tem sido empregado para determinar a resistência de união de um material dentário à dentina, causando falha na amostra por tensões de cisalhamento (KURTZ *et al.*, 2003). Apresenta como vantagens ser de fácil reprodução, interpretação e que fornece uma avaliação confiável, mesmo em níveis baixos (FISHER; BERZINS; BAHCALL, 2007). De forma complementar, o teste de resistência à compressão é indicado para medir a habilidade de um material de resistir forças verticais, constituindo-se em uma propriedade mecânica relevante, uma vez que forças mastigatórias podem gerar fraturas, causando falhas clínicas e insucesso da técnica (TAGGER *et al.*, 2002; LUCAS *et al.*, 2017).

Diante da importância do adequado vedamento cervical para o êxito da endodontia regenerativa, evidencia-se a necessidade de novos estudos que tragam informações fundamentadas sobre as propriedades mecânicas de cimentos biocerâmicos, especialmente dos recentemente lançados no mercado, com intuito de aumentar os índices de sucesso do tratamento e a previsibilidade de sobrevivência do elemento dentário.

A hipótese nula desse estudo é que a resistência de união à dentina radicular e a resistência à compressão dos cimentos biocerâmicos, não é influenciada pelas diferentes marcas comerciais dos materiais testados.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Comparar a resistência de união à dentina radicular e a resistência à compressão de cimentos biocerâmicos.

2.2 Objetivos específicos

2.2.1 Comparar por meio do ensaio mecânico de *push-out*, a resistência de união à dentina radicular dos cimentos biocerâmicos BIODENTINE® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, França), MTA REPAIR HP® (Angelus, Londrina, PR, Brasil) e BIO-C REPAIR® (Angelus, Londrina, PR, Brasil).

2.2.2 Determinar, por meio de análise em estereomicroscópio, o padrão de falha apresentado no ensaio mecânico de *push-out* dos cimentos biocerâmicos BIODENTINE® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, França), MTA REPAIR HP® (Angelus, Londrina, Brasil) e BIO-C REPAIR® (Angelus, Londrina, Brasil).

2.2.3 Comparar por meio do teste de resistência à compressão (RC), a resistência compressiva dos cimentos biocerâmicos BIODENTINE® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, França), MTA REPAIR HP® (Angelus, Londrina, PR, Brasil) e BIO-C REPAIR® (Angelus, Londrina, PR, Brasil).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (CAAE, N° 16505619.4.0000.5083 – Anexo 1).

3.1 Cálculo amostral

O cálculo amostral foi realizado por meio do Programa WINPEPI 11.65 (ABRAMSON, 2011). Considerando-se dados de estudo prévio de avaliação da resistência ao deslocamento do MTA (TOPÇUOĞLU *et al.*, 2014), o tamanho de amostra necessário para detectar uma diferença de 0.87 MPa, considerando desvio-padrão entre 0.71 e 0.84, um poder de 90% e uma significância de 5%, é de 17 espécimes para cada grupo.

3.2 Seleção e preparo da amostra

Foram coletados 153 pré-molares inferiores unirradiculados extraídos de pacientes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, que necessitavam de exodontia por finalidade ortodôntica ou periodontal. Após extração, os dentes foram limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra pomes e água, sendo posteriormente armazenados em timol 0,1% até o preparo das amostras.

Os dentes foram radiografados com um sensor digital (Acteon, Indaiatuba, SP, Brasil) no sentido vestibulo-lingual e mésio-distal. Foram incluídos neste estudo, dentes que apresentavam raiz com um único canal circular e de diâmetro menor ou igual a 1,7 mm. Dentes com reabsorções, calcificações, cáries radiculares e lesões cervicais não cariosas foram excluídos. Do total avaliado, foram selecionados 20 dentes que contemplavam os critérios descritos.

A padronização do comprimento radicular foi realizada em 5,0 mm a partir da junção amelocementária, incluindo unicamente o terço cervical da raiz, simulando dentes com rizogênese incompleta e abrangendo o local destinado à inserção dos biocerâmicos. Para tal realizou-se uma marcação com lapiseira e auxílio de paquímetro digital 150 mm (MTX, Moscou, Rússia). Os dentes foram fixados em uma placa de acrílico com godiva de baixa fusão e levados para a máquina de corte (Labcut 1010, Erios, São Paulo, SP, Brasil), programada a uma velocidade de 250 rotações por minuto (rpm) sob constante irrigação, com disco de corte diamantado (Erios, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 1).

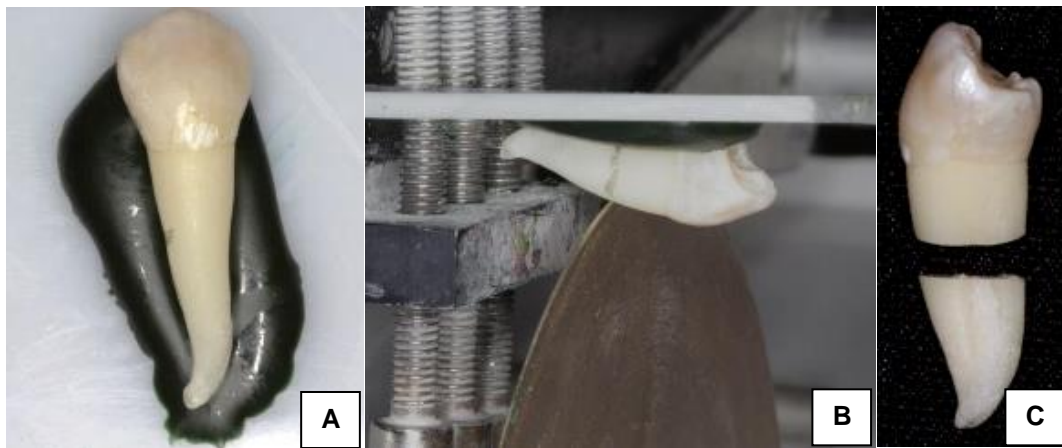


Figura 1- Padronização do comprimento radicular: (A) Vista vestibular do dente fixado em placa de acrílico com godiva de baixa fusão; (B) Placa de acrílico com dente posicionado na máquina de corte para seccionamento da raiz com disco; (C) Dente seccionado.

Imediatamente após o seccionamento das raízes a câmara pulpar dos dentes foi acessada utilizando-se pontas diamantadas esféricas de haste longa #1012 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) acionadas em alta rotação sob abundante refrigeração. O acabamento final foi realizado com ponta diamantada tronco-cônica de ponta inativa #3082 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil).

Com o intuito de obter-se um diâmetro interno padrão de 1,7 mm e simular paredes paralelas características de dentes imaturos, realizou-se a exploração do canal radicular com limas tipo Kerr #15 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) e o preparo com brocas de Largo #1, #2, #3, #4, #5 e #6 (Microdont, São Paulo, SP, Brasil) acionadas em baixa rotação em todo o

comprimento radicular (5,0 mm). A cada troca de instrumento os canais radiculares foram irrigados com 3 mL de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 2,5% (Asfer Indústria Química, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Para a irrigação final os dentes foram selados apicalmente com cera 7 e utilizou-se 5 mL de NaOCl a 2,5%, seguidos de inundação do canal radicular com solução de EDTA a 17% (Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda., Ibiporã, PR, Brasil) e 10 mL de água destilada (Fármacia Universitária da UFG, Goiânia, GO, Brasil).

A fim de verificar a padronização do diâmetro interno dos canais radiculares após o preparo, os dentes foram novamente radiografados no sentido vestibulo-lingual e mésio-distal, realizando-se mensurações com software Dental Master Image versão 2.0.2.1 (Acteon, Indaiatuba, SP, Brasil). Ainda, foram examinados no estereomicroscópio INALH (MSZ-300) para a exclusão de dentes que apresentassem trincas completas. Dos vinte dentes, dezenove foram incluídos na amostra sem trincas radiculares.

Para maior reprodutibilidade da rotina clínica, utilizou-se a pasta dupla antibiótica (Manipulate – Farmácia de Manipulação, Goiânia, GO, Brasil) como medicação intracanal (MIC), anterior à inserção dos biocerâmicos. Esta medicação foi obtida em farmácia de manipulação, sendo composta por 5 mg/mL de ciprofloxacina e metronidazol, diluídos em solução salina estéril.

Previamente à inserção da pasta, realizou-se o protocolo de irrigação preconizado pela Associação Americana de Endodontia (AAE) para procedimentos de endodontia regenerativa, que consiste na irrigação dos canais radiculares com 20 mL de NaOCl a 2,5%, seguidos de 5 mL de soro fisiológico a 0,9% (Eurofarma, São Paulo, SP, Brasil). Os canais radiculares foram secos com pontas de papel absorvente n.80 (Tanari, Manaus, AM, Brasil) e a pasta dupla antibiótica inserida com o auxílio de seringa e ponta de aspiração (Angelus, Londrina, PR, Brasil).

A entrada dos canais foi vedada com bolinha de algodão e o selamento coronário dos dentes foi realizado com cimento obturador provisório (Villevie, Joinville, SC, Brasil). A seguir, foram armazenados em estufa a 37°C em 100% de umidade por 21 dias (Figura 2).

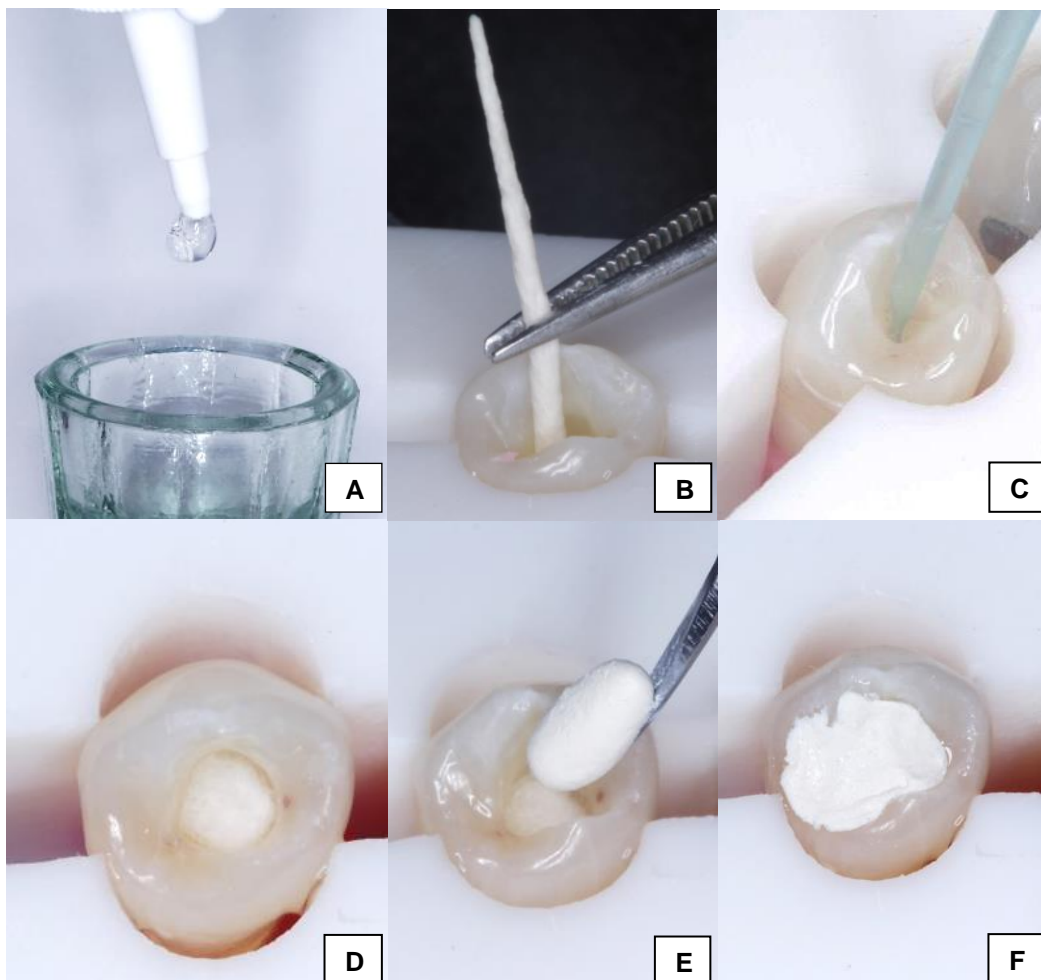


Figura 2 - Inserção da pasta dupla antibiótica: (A) Imagem ilustrativa da consistência da pasta dupla antibiótica; (B) Secagem do canal radicular com cone de papel absorvente; (C) Inserção da pasta dupla antibiótica com ponta da Angelus; (D) Bolinha de algodão posicionada após a inserção da pasta; (E) Colocação do selador provisório Villevie®; (F) Dente após o selamento coronário provisório.

Após o período de estufa, a MIC foi removida utilizando-se seringa plástica (Ultradent, South Jordan, UT, USA) e agulha Endo-Eze Irrigator Tip 27 ga (Ultradent, South Jordan, UT, USA) com 20 mL de NaOCl a 2,5%, seguidos de 5 mL de soro fisiológico a 0,9% e 10 mL de EDTA a 17%.

3.3 Inserção dos cimentos biocerâmicos

Posterior a remoção da MIC, cada dente teve sua raiz seccionada em 3 discos de dentina, com 1 mm de espessura ($\pm 0,2\text{mm}$), extraídos de suas porções cervicais, por meio da utilização da máquina de corte (Isomet

1000; Buhler Ltda., Lake Bluff, NY, USA) programada para uma velocidade de 250 a 350 rotações por minuto (rpm), sob abundante irrigação, com disco de corte diamantado (Erios, São Paulo, SP, Brasil).

Para isso os dentes foram fixados em uma placa de acrílico com godiva de baixa fusão e levados para a máquina de corte. Visando corrigir erros de inclinação, um primeiro disco, de aproximadamente 0,4 mm de espessura, foi descartado (Figura 3). Nesta etapa houve a perda de um dente, restando 18, que totalizaram 54 discos de dentina.

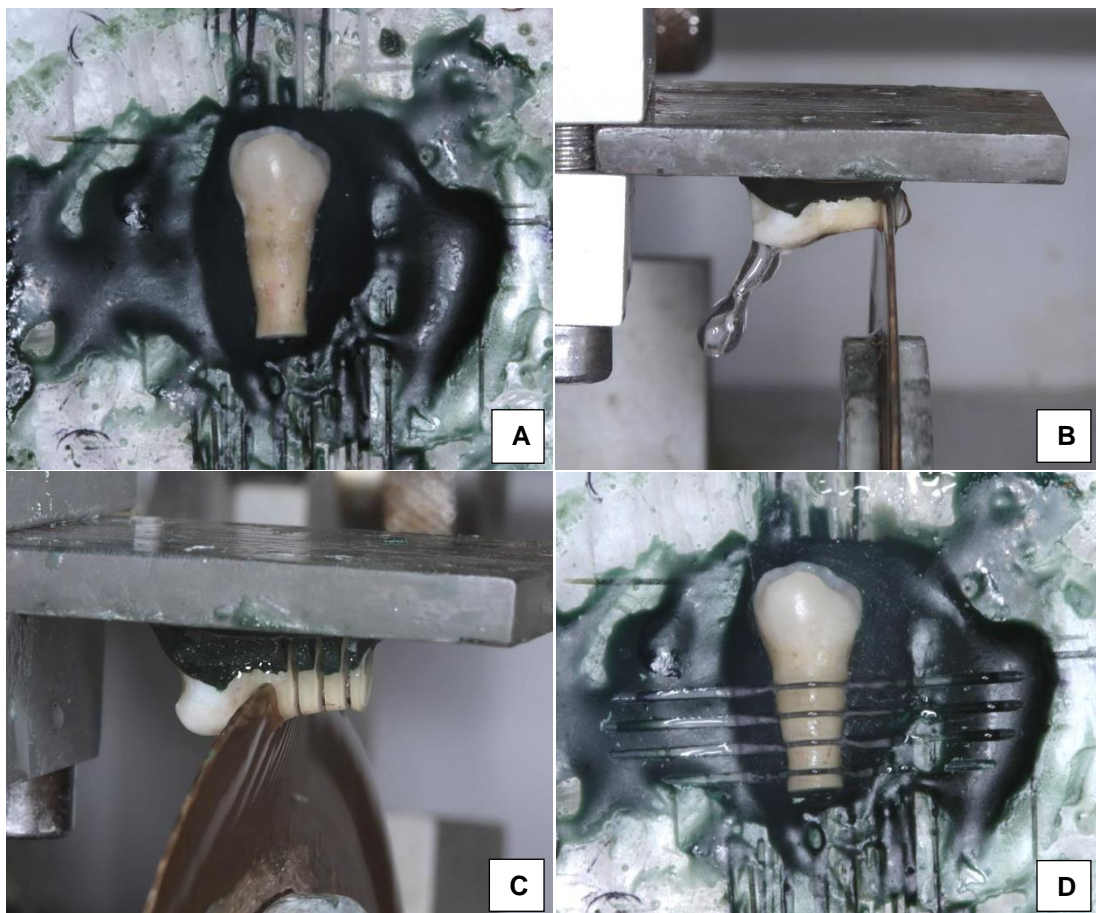


Figura 3 – Obtenção dos discos de dentina: (A) Dente fixado em placa de acrílico com godiva de baixa fusão; (B) Seccionamento do primeiro disco para corrigir erros de inclinação na fixação do dente; (C) Corte para obtenção dos discos de dentina; (D) Discos de dentina com 1,0 mm de espessura, sendo a amostra com 0,4 mm destinada ao descarte.

Os discos de dentina foram alocados em três grupos (n=18) de acordo com o cimento biocerâmico utilizado no vedamento cervical, como segue: Grupo 1 - BIODENTINE®; Grupo 2 - MTA REPAIR HP®, e, Grupo 3 - BIO-C REPAIR®, destinando 1 disco de dentina (espécime) de cada dente,

para cada um dos cimentos biocerâmicos avaliados, de tal forma que todos os cimentos foram usados em um elemento dentário (Figura 4). A composição e fabricantes dos cimentos biocerâmicos estão descritos no Quadro 1.

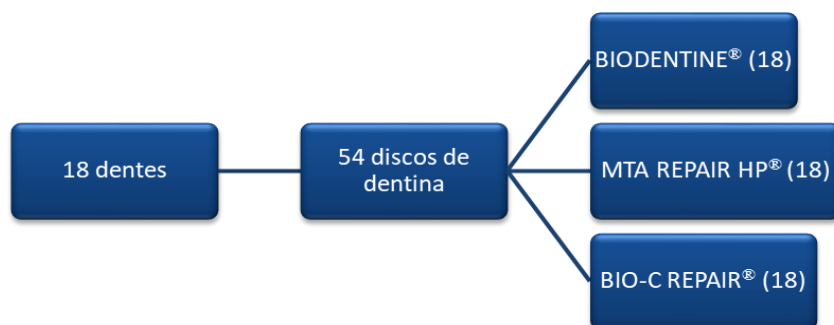


Figura 4 - Fluxograma da distribuição da amostra nos grupos experimentais.

Quadro 1. Biocerâmicos, composição, fabricante e lote.

Biocerâmicos	Principais Componentes	Fabricante	Lote
BIODENTINE®	<p>Pó: Silicato Tricálcico, Óxido de Zircônio, Óxido de Cálcio, Carbonato de Cálcio, Pigmento Amarelo, Pigmento Vermelho e Óxido de Ferro Marrom.</p> <p>Líquido: Cloreto de Cálcio Dihidratado, Areo e Água Purificada.</p>	Septodont®	B25217
MTA REPAIR HP®	<p>Pó: Silicato tricálcico, Silicato dicálcico, Aluminato tricálcico, Óxido de Cálcio, Tunsgato de Cálcio.</p> <p>Líquido: Água e plastificante.</p>	Angelus®	843
BIO-C REPAIR®	<p>Pó: Silicatos de cálcio, aluminato de cálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônio, óxido de ferro, dióxido de silício.</p> <p>Líquido: Agente de dispersão.</p>	Angelus®	50727

Os cimentos foram manipulados de acordo com as instruções de cada fabricante e colocados no interior do canal radicular de cada disco de dentina, posicionado em uma placa de petri, com o auxílio de condensadores (Odous de deus, Cachoeirinha, Belo Horizonte, Minas Gerais). O excesso de material foi removido com uma espátula plástica para ionômero (Maquira, Maringá, PR, Brasil) (Figura 5).

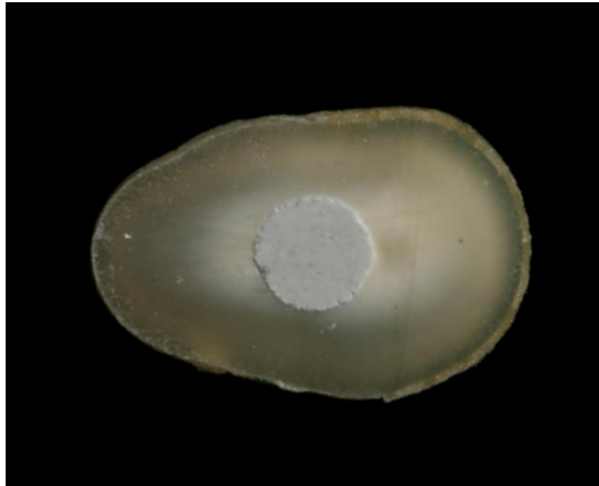


Figura 5 – Espécime após a inserção do cimento MTA REPAIR HP®.

Os espécimes foram armazenados em estufa a 37°C e 100% de umidade relativa por 7 dias.

3.4 Ensaio mecânico de *push-out*

Decorrido o período de armazenamento os discos de dentina foram levados à Máquina de Ensaio Universal (modelo 5965, Instron, Norwood, MA, USA), com célula de carga de 2KN, para realização do ensaio mecânico de *push-out*.

Os espécimes foram posicionados em uma plataforma metálica de aço inoxidável com orifício de 2,60 mm. Foi utilizada uma haste metálica com ponta de 1,5 mm, compatível com o diâmetro do canal radicular. A haste foi fixada na porção superior da máquina e assegurou-se que a mesma ficasse centralizada ao cimento biocerâmico e não entrasse em contato com a dentina quando o material fosse pressionado e deslocado (Figura 6). A máquina foi acionada com velocidade constante de 0,5 mm/min

até a sua tensão máxima e deslocamento do material. A força máxima (N) necessária para o deslocamento do cimento foi aferida pela célula de carga e registrada pelo software Bluehill (Illinois Tool Works, Glenview, IL, USA).

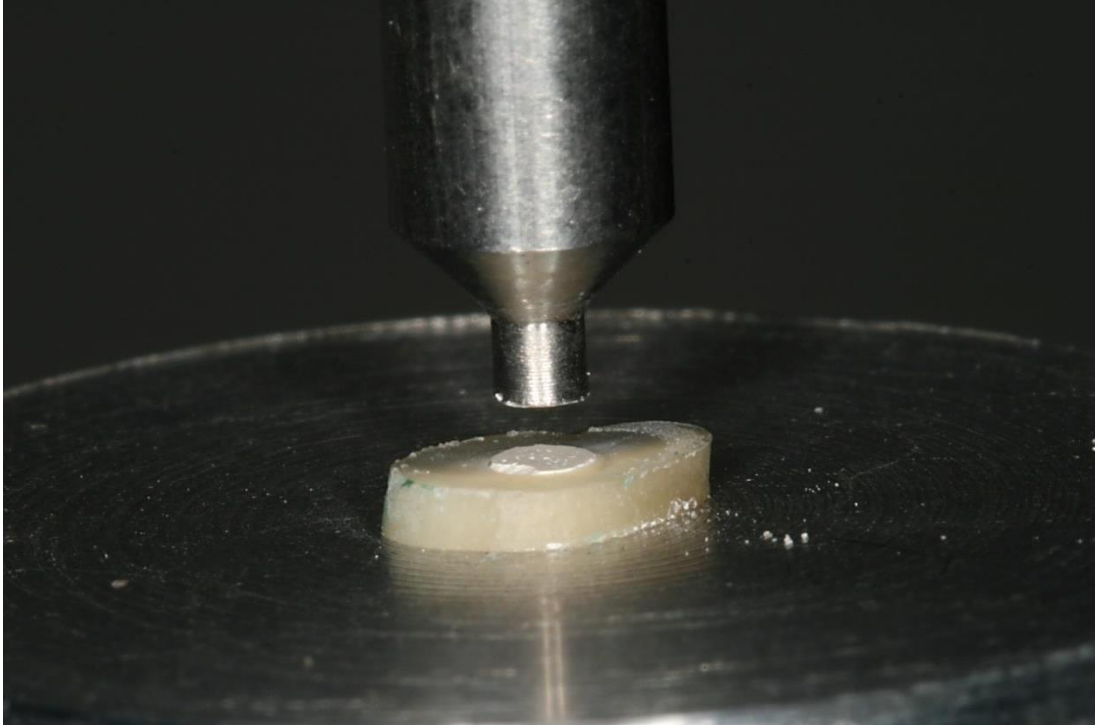


Figura 6 – Espécime posicionado sobre a plataforma metálica da Instron para realização do *push-out*.

A resistência adesiva (MPa) foi calculada pela divisão da força máxima (N) pela área da superfície aderida (mm²). A fórmula (1) foi empregada para determinação da área de resistência adesiva.

(1)

$$A = 2\pi r h$$

Onde: π é uma constante (3,14), r é o raio (mm) e h é a espessura da fatia do espécime.

Para o cálculo da resistência adesiva (fórmula 2) o valor da força máxima foi dividido pela área calculada e expresso em (MPa):

(2)

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Onde: F é a força máxima (N), e A : área da superfície aderida (mm²).

3.5 Análise do padrão de falha

Após o ensaio mecânico de *push-out*, ambos os lados das amostras foram analisados em estereomicroscópio INALH (MSZ-300), com aumento de 3x para determinar o padrão de falha. A classificação foi realizada conforme Shahi *et al.* (2012), considerando como falhas coesivas, rompimento no material; adesivas, rompimento da união na interface dentina/material; e, mistas, rompimento coesivo no material e adesivo na dentina.

As amostras foram analisadas por dois examinadores, capacitados anteriormente por um terceiro examinador, especialista, mestre e doutor em Dentística Restauradora, com experiência em ensaios de *push-out* e em avaliação do padrão de falha de materiais odontológicos. Nos casos onde houve divergência entre os examinadores, o terceiro examinador emitiu o parecer.

3.6 Teste de resistência à compressão (RC)

Para a realização do teste de resistência à compressão foram, inicialmente, confeccionados dois corpos de provas modelos, a partir de uma matriz metálica bipartida, dotada de dois orifícios cilíndricos com dimensões de 6 mm de altura x 3 mm de diâmetro, conforme descrito por Rosatto *et al.* (2015) (Figura 7).

Os corpos de prova foram feitos em resina composta (Charisma Classic, Kulzer, Barra Funda, São Paulo, Brasil), mediante a condensação do material na matriz metálica, em incrementos de aproximadamente 2 mm. A cada incremento, realizava-se uma fotoativação por 40 segundos com fotopolimerizador de 1200 mW/cm² (Radian Cal, SDI, Austrália) e anterior a fotoativação do último incremento, sobrepôs-se uma tira de poliéster (Fava, São Paulo, Brasil), permitindo a obtenção de uma superfície plana e lisa. O excesso de material presente após a retirada dos corpos de prova da matriz metálica foi removido manualmente com lâmina de bisturi 15 (Solidor, Diadema, SP, Brasil) e lixa de gramatura fina.

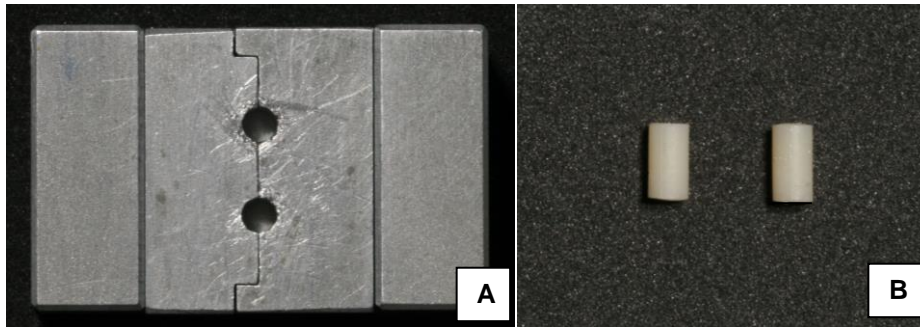


Figura 7 – (A) Matriz bipartida; **(B)** Corpos de prova modelos confeccionados em resina composta.

Com objetivo de se obter mais matrizes para o armazenamento dos corpos de provas dos cimentos biocerâmicos durante o período de estufa, foram produzidas matrizes em silicona de condensação (Speedex, Coltene, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) a partir dos corpos de provas modelos, confeccionados em resina composta.

Após a obtenção das matrizes, os cimentos biocerâmicos BIODENTINE[®], MTA REPAIR HP[®] e BIO-C REPAIR[®] foram manipulados conforme as instruções dos fabricantes e inseridos nos orifícios (n=10) com condensadores de paiva (Golgran, São Caetano do Sul, SP, Brasil), sendo armazenados em estufa a 37°C e 100% de umidade relativa por 7 dias, para que houvesse a presa completa dos materiais (Figura 8).

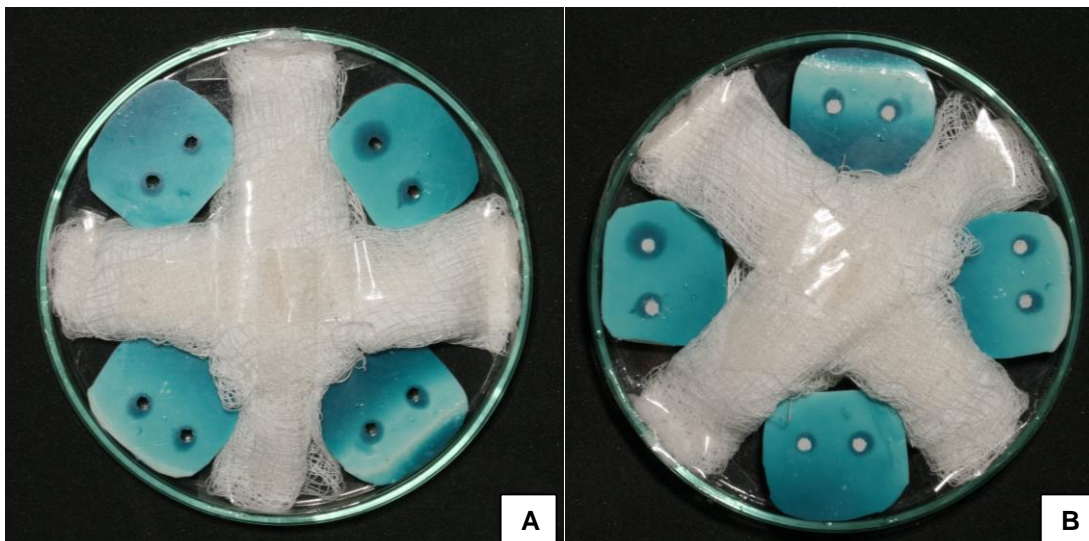


Figura 8 – (A) Matrizes confeccionadas em silicona de condensação e posicionadas sobre a placa de petri para a inserção dos cimentos biocerâmicos; **(B)** Matrizes após a inserção do cimento biocerâmico MTA REPAIR HP[®].

Decorrido o período de armazenamento, as matrizes foram seccionadas com uma lâmina de bisturi 15, da extremidade livre ao centro, onde se encontrava a amostra, possibilitando a remoção dos corpos de provas dos cimentos biocerâmicos sem que houvesse danos. Além disso, os excessos de cimento foram retirados com lâmina de bisturi 15 e uma lixa de gramatura fina (Figura 9).



Figura 9 – Corpo de prova do cimento biocerâmico BIODENTINE®.

Uma caracterização prévia da amostra foi realizada como etapa auxiliar na verificação da padronização dos corpos de prova e na descrição dos dados. Todos foram mensurados quanto ao seu diâmetro e altura, por meio de um paquímetro digital 150 mm (MTX, Moscou, Rússia); e quanto ao seu peso, utilizando uma balança de alta precisão (HR-200, A&E Company Limited, Tokyo, Japão).

Para o teste de resistência à compressão cada corpo de prova foi posicionado no centro do dispositivo do teste da Máquina de Ensaio Universal (modelo 5965, Instron, Norwood, MA, USA), com célula de carga de 2KN (Figura 10). A máquina foi acionada com velocidade constante de 0,5 mm/min na face superior dos corpos de prova cilíndricos, até a sua tensão máxima e ruptura do material, sendo esta registrada em Newtons (N).

A resistência à compressão (δ_c) foi obtida em MPa, de acordo com a fórmula abaixo:

$$\delta_c = \frac{F_{(máx)}}{\pi \cdot r^2}$$

Onde: “ δ_c ” é a resistência à compressão (MPa), “ $F_{(máx)}$ ” é a tensão máxima obtida no ensaio (N), r o raio do corpo de prova (mm) e “ π ” é uma constante (3,14).



Figura 10 – Corpo de prova do cimento biocerâmico BIODENTINE® posicionado no centro do dispositivo do teste de resistência à compressão.

3.7 Análise estatística

Os dados foram analisados usando o teste de normalidade Shapiro-Wilk. No ensaio mecânico de *push-out* foi detectada uma ausência de distribuição normal, sendo empregado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e as comparações múltiplas foram realizadas pelo teste Friedman. O padrão de falha dos cimentos biocerâmicos após o ensaio mecânico de *push-out* foi apresentado em porcentagem.

No teste de resistência à compressão foi detectado uma distribuição normal dos dados, sendo, portanto, utilizado o teste ANOVA e as comparações múltiplas foram realizadas pelo teste Tukey.

O nível de significância estabelecido foi de 0,05%. Utilizou-se o programa estatística SPSS versão 22.0 para MAC.

4 RESULTADOS

Os valores da mediana, mínimo e máximo da resistência de união (MPa) após o ensaio mecânico de *push-out* são apresentados na Tabela 1. O teste Kruskal-Wallis indicou que cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou maior resistência adesiva que o MTA REPAIR HP® e BIO-C REPAIR®, entretanto, a diferença, somente, foi estatisticamente significativa entre os grupos BIODENTINE® e BIO-C REPAIR® ($p = 0.0001$). Na Figura 11 o gráfico de Boxplot ilustra a variação dos dados da resistência de união em cada grupo experimental.

Tabela 1. Mediana, mínimo e máximo da resistência ao deslocamento (MPa) dos cimentos biocerâmicos.

Biocerâmicos	N	Resistência de união (MPa)
BIODENTINE®	18	14.79 (2.97-31.61) ^a
MTA REPAIR HP®	18	8.84 (0.82-26.18) ^{a,c}
BIO-C REPAIR®	18	3.48 (0.22-15.55) ^{b,c}

^{a,b} Letras diferentes representam diferenças significativas entre os grupos de materiais de acordo com os testes de Kruskal-Wallis e comparações múltiplas teste Friedman ($p < 0.05$).

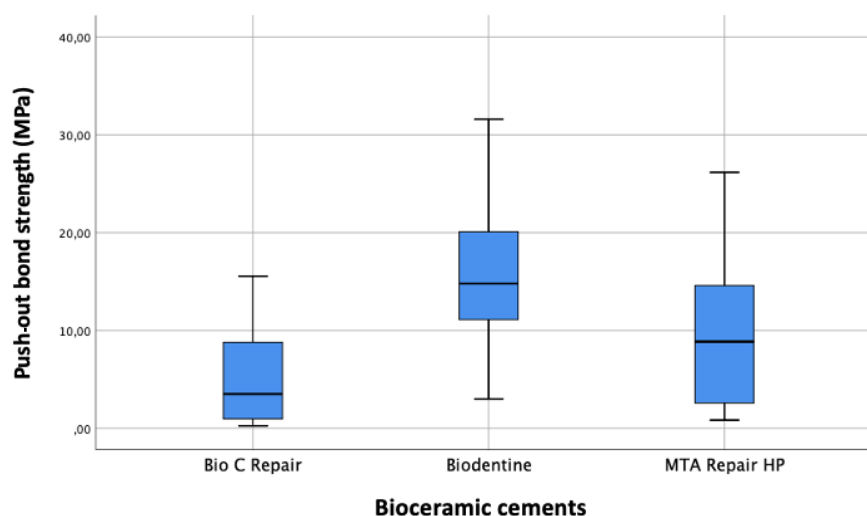


Figura 11 - Gráfico de boxplot com a mediana, amplitude interquartil e valores máximos e mínimos dos materiais testados.

O padrão de falha dos cimentos biocerâmicos após o ensaio mecânico de *push-out* visualizados em esteromicroscópio com aumento de 3x está representado na Figura 12. Os resultados estão expressos em porcentagem na Tabela 2.

No grupo BIODENTINE® o padrão de falha mais frequente foi misto (61%), em detrimento das falhas coesivas (33%) e adesivas (6%). Por outro lado, no grupo MTA REPAIR HP® foi observado com maior frequência falhas adesivas (94%) e apenas (6%) de falhas mistas, não havendo falhas coesivas. De igual modo, o grupo BIO-C REPAIR® não apresentou falhas coesivas, mas mostrou uma maior prevalência de falhas adesivas (72%) e um maior número de falhas mistas (28%) quando comparado ao MTA REPAIR HP®.

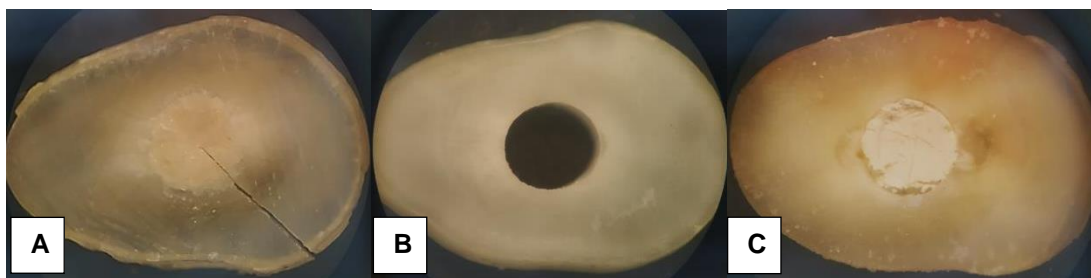


Figura 12 - Fotografia ilustrativa da classificação do padrão de falha dos cimentos biocerâmicos observadas após o ensaio mecânico de *push-out*: (A) Falha coesiva, (B) Falha adesiva, (C) Falha mista.

Tabela 2. Padrão de falha de acordo com os grupos experimentais.

Biocerâmicos	n	Padrão de Falha		
		Adesiva	Coesiva	Mista
BIODENTINE®	18	6%	33%	61%
MTA REPAIR HP®	18	94%	-	6%
BIO-C REPAIR®	18	72%	-	28%

Com relação a resistência compressiva o teste ANOVA indicou que cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou maior resistência à compressão que o MTA REPAIR HP® e BIO-C REPAIR®, sendo essa diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$). Não houve diferença entre os cimentos MTA REPAIR HP® e BIO-C REPAIR® ($p > 0.05$).

Os valores médios e o desvio-padrão obtidos com os materiais no teste de resistência à compressão estão descritos na Tabela 3. Na Figura 13 o gráfico de Boxplot ilustra a variação dos dados de cada grupo experimental.

Tabela 3. Valores médios da resistência à compressão (MPa) obtidos em cada grupo experimental.

	N	Média	Desvio-padrão
BIODENTINE®	10	29.59 ^a	8.47
MTA REPAIR HP®	10	18.68 ^b	7.40
BIO-C REPAIR®	10	19.59 ^b	3.96

*Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre os grupos de acordo com o teste de ANOVA e comparações múltiplas teste Tukey ($p < 0.05$).

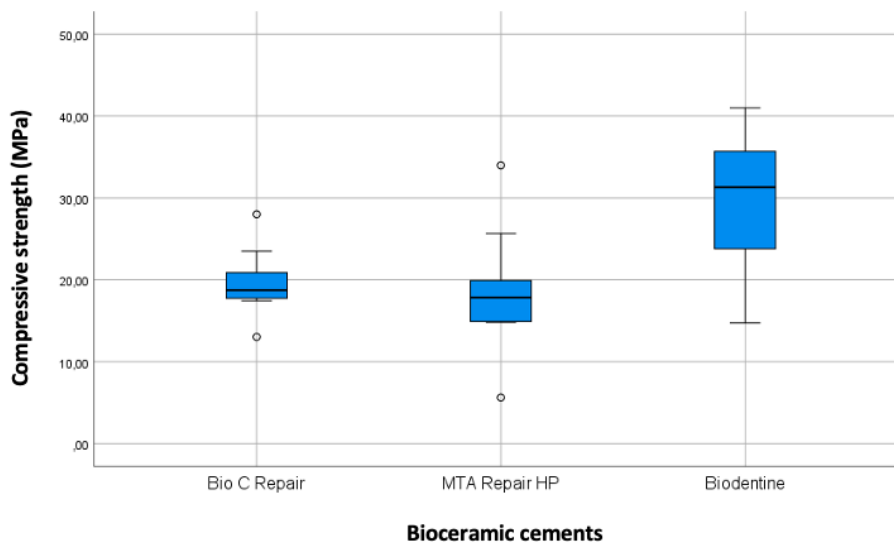


Figura 13 - Gráfico de boxplot com a mediana, amplitude interquartil e valores máximos e mínimos dos materiais testados.

Este estudo avaliou as propriedades mecânicas de três cimentos biocerâmicos (BIODENTINE[®], MTA REPAIR HP[®] e BIO-C REPAIR[®]) com relação à resistência de união à dentina radicular e a resistência à compressão. A hipótese nula testada foi rejeitada, pois houve diferença estatística entre os grupos nos dois ensaios mecânicos realizados.

Para o teste de resistência de união à dentina radicular selecionou-se pré-molares inferiores unirradiculados com ápices fechados, que foram transformados em amostras de ápices abertos, conforme estudo de Aguiar *et al.* (2019), por serem os dentes indicados nos tratamentos endodônticos regenerativos. A anatomia interna do canal radicular foi preparada com broca de largo de 1,7 mm, produzindo cavidades com paredes paralelas e diâmetro padronizado, eliminando um possível fator de confusão no ensaio mecânico de *push-out*.

Apenas para reprodutibilidade da rotina clínica, utilizou-se a pasta dupla antibiótica como medicação intracanal de escolha, por ser indicada pela Associação Americana de Endodontia (AAE), devido sua eficiência na eliminação de bactérias comumente encontradas no canal radicular e dentina infectada, ainda, não promovendo o manchamento da coroa dentária (IWAYA; IKAWA; KUBOTA, 2001; AKCAY *et al.*, 2014; TAGELSIR *et al.*, 2016).

Sabendo que a dentina radicular é uma estrutura não uniforme e que durante o tratamento endodôntico pode diferir amplamente, com variações inerentes à localização, presença de lesões cáries e idade do paciente (ARNOLD; KONOPKA; GAENGLER, 2001; GIUDICE *et al.*, 2015), todos os cimentos biocerâmicos foram testados em um mesmo elemento dentário e apenas no terço cervical radicular, mediante a distribuição de 1 disco de dentina para cada um dos cimentos biocerâmicos avaliados.

É de consenso na literatura científica que um aspecto crítico dos ensaios mecânicos de *push-out* é a de falta de padronização, com variabilidades nos parâmetros do próprio teste (diâmetro do orifício da

base/ponta aplicadora de carga e velocidade) e no método de preparação das amostras (espessura do espécime, tempo de estufa e diâmetro do canal radicular) (BRICHKO; BURROW; PARASHOS, 2018). Tais fatores podem acarretar em alterações nos padrões de distribuição de tensão, que por sua vez, refletem na grande discrepância de resultados numéricos obtidos com os mesmos materiais.

Zanatta *et al.* (2015) evidenciaram pelo método de elementos finitos que o diâmetro da ponta aplicadora de carga e do orifício da base influenciam diretamente na distribuição de tensões e no perfil de fratura. Bases com orifícios muito superiores ao diâmetro do canal radicular tendem a causar flexão da amostra, produzindo maior tensão em dentina e levando à falha prematura antes que a mesma ocorra na interface adesiva; por outro lado, pontas aplicadoras de carga de pequeno diâmetro provocam principalmente falhas coesivas, por gerarem maiores tensões no material de preenchimento. Portanto, salientam que a comparação de valores em diferentes trabalhos deve ser cautelosa, tendo em consideração as distintas metodologias empregadas durante o teste experimental.

No presente estudo os resultados demonstraram que o cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou maiores valores de resistência de união à dentina radicular, sendo significativamente maior quando comparado ao BIO-C REPAIR®. A mediana da resistência ao deslocamento correspondeu a 14.79 MPa, tendo um valor máximo de 31.61 MPa e mínimo de 2.97 MPa. Este resultado está de acordo com diversos trabalhos publicados (NAGAS *et al.*, 2015; TURK; FIDLER, 2015; MAJEED; ALSHWAIMI, 2016; AGUIAR *et al.* 2019), que embora apresentem valores que variam de 2.16 – 56.7 MPa, destacam uma superioridade do cimento BIODENTINE® frente a outras formulações biocerâmicas. Tal desempenho pode ser justificado pela sua capacidade de biomineralização; Han & Okiji (2011) mostraram que o cimento BIODENTINE® possui alto potencial na liberação de íons de Ca e Si na dentina radicular adjacente, promovendo a formação de pontes dentinárias que resultam em maior retenção micromecânica.

O cimento biocerâmico MTA REPAIR HP® apresentou valores de resistência ao deslocamento intermediários, não havendo diferenças

significativas com os demais cimentos avaliados. SILVA *et al.* (2016) encontraram resultados diferentes, nos quais o MTA REPAIR HP® mostrou melhor força de união à dentina radicular do que seu antecessor, o MTA Branco®; no entanto, o BIODENTINE® apresentou maior resistência ao deslocamento do que as duas formulações de MTA®. Levando em conta a escassez de estudos, acredita-se que diferenças metodológicas no preparo das amostras e na configuração do teste evidenciem os resultados encontrados, além disso foi relatado por ØRSTAVIK (1983) que o escoamento dos cimentos está intimamente relacionado com a proporção pó/líquido, mais tarde, ÇELIK *et al.* (2014) também verificaram que diferentes técnicas de mistura e compactação podem afetar as propriedades químicas, físicas e biológicas dos cimentos de silicato de cálcio, portanto já era esperado distintos resultados, por ser um cimento biocerâmico operador-dependente.

Este estudo foi o primeiro a avaliar a resistência de união à dentina radicular do cimento biocerâmico BIO-C REPAIR®, lançado no segundo semestre de 2019 pela empresa brasileira Angelus®. Baixos valores de resistência ao deslocamento foram encontrados, especialmente quando comparados ao BIODENTINE®. Um estudo realizado por BENETTI *et al.* (2019) investigou a citotoxicidade, biocompatibilidade e capacidade de induzir mineralização do novo cimento, em comparação com o MTA REPAIR HP® e seu precursor, MTA branco®, no tecido subcutâneo de ratos. Concluíram que o cimento apresentava citotoxicidade semelhante aos materiais à base de MTA, é biocompatível e induz a biomineralização. Atualmente não existem outros estudos que fomentem maiores discussões, uma observação importante, notada durante o preparo das amostras foi a diferença de consistência do material ao longo da seringa de armazenamento, apresentando-se mais dura na porção superior, questiona-se tal influência nos resultados obtidos, bem como as implicações de uma formulação pronta para uso nas propriedades mecânicas do cimento, logo mais investigações se fazem necessárias.

O ensaio mecânico de *push-out* causa falha nas amostras por tensões de cisalhamento (KURTZ *et al.*, 2003; SOARES *et al.*, 2008), portanto espera-se a ocorrência de falhas na interface biocerâmico/dentina

radicular, que podem variar dependendo das características do cimento e de sua interação com o substrato dentinário, quando houver uma correta seleção dos dispositivos do teste. Neste estudo o grupo BIODENTINE® apresentou baixa prevalência de falhas adesivas (6%), sendo o padrão de falha mais frequente misto (61%), possivelmente em virtude da interação química e formação de pontes dentinárias. Por outro lado, no grupo MTA REPAIR HP® foi observado com maior frequência falhas adesivas (94%), assim como no grupo BIO-C REPAIR® (72%), o que pode justificar valores mais baixos da resistência ao deslocamento com menor adesão a dentina do canal radicular.

Uma das limitações deste estudo está relacionada ao número amostral, embora tenham sido realizados cálculos a partir de trabalhos que avaliaram a resistência adesiva de cimentos biocerâmicos pelo teste de *push-out*, foi observada grande dispersão dos resultados. Alto desvio padrão geralmente é atribuído a imprecisão do método, número amostral ou à própria natureza dos materiais. Acreditamos que os dois últimos são as causas de nosso estudo, uma vez que o cimento biocerâmico BIODENTINE® exibiu menor variabilidade dos dados ($15.55\text{MPa} \pm 7.292$).

Os resultados do teste de resistência à compressão indicaram que cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou maior resistência compressiva (29.59 ± 8.47) que o MTA REPAIR HP® (18.68 ± 7.40) e BIO-C REPAIR® (19.59 ± 3.96), sendo essa diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$). Resultados similares foram encontrados por LUCAS *et al.* (2017) nos quais o BIODENTINE® mostrou maior resistência à compressão (37.22 ± 5.27 MPa) e maior resistência de união à dentina (11.2 ± 2.16 MPa) em comparação com o MTA branco® (27.68 ± 3.56 MPa resistência à compressão e 2.98 ± 0.64 MPa resistência de união). Pressupõem-se que os achados são reflexos da composição química do cimento, no líquido existem polímeros hidrossolúveis à base de policarboxilato, que agem como redutores de água, proporcionando menor porosidade do material e, conseqüentemente maior resistência à compressão. (LUCAS *et al.*, 2017).

Estudos adicionais são necessários, sabe-se que uma alta resistência de união à dentina radicular e resistência à compressão são fundamentais para o sucesso dos procedimentos em endodontia

regenerativa, minimizando falhas clínicas de recontaminação do canal radicular por deslocamento dos materiais a partir de forças oriundas da oclusão ou da condensação de materiais restauradores (SHOKOUHINEJAD *et al.*, 2010; HASHEM; WANEES AMIN, 2012; SHAHI *et al.*, 2012; DIOGENES; RUPAREL, 2017). Todavia, não há nenhum dado relativo à força mínima de cisalhamento ou tração para que isso ocorra, havendo, portanto, uma necessidade visível, do estabelecimento de um padrão internacional de valores das propriedades mecânicas dos cimentos endodônticos, com base em pesquisas laboratoriais e clínicas.

6 CONCLUSÃO

O cimento biocerâmico BIODENTINE® apresentou maiores valores de resistência de união à dentina radicular e resistência à compressão, no entanto para o teste de *push-out* essa diferença foi estatisticamente significativa apenas para o cimento BIO-C REPAIR®.

ABRAMSON, J.H. WINPEPI updated: computer programs for epidemiologists, and their teaching potential. **Epidemiologic Perspectives & Innovations**, v.8, n.3, 2011.

AGUIAR, B A *et al.* Influence of ultrasonic agitation on bond strength, marginal adaptation, and tooth discoloration provided by three coronary barrier endodontic materials. **Clinical Oral Investigations**, v. 23, ed. 11, p. 4113-4122, 2019.

AKCAY, M *et al.* Spectrophotometric analysis of crown discoloration induced by various antibiotic pastes used in revascularization. **Journal of Endodontics**, v. 40, ed. 6, p. 845-8, 2014.

ARNOLD, WH; KONOPKA, S; GAENGLER, P. Qualitative and quantitative assessment of intratubular dentin formation in human natural carious lesions. **Calcified tissue international**, v. 69, ed. 5, p. 268-73, 2001.

D'ARCANGELO, C; D'AMARIO, M. Use of MTA for orthograde obturation of nonvital teeth with open apices: report of two cases. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics**, v. 104, ed. 4, p. 98-101, 2007.

BANSAL, R; BANSAL, R. Regenerative endodontics: a state of the art. **Indian Journal of Dental Research**, v. 22, ed. 1, p. 122-31, 2011.

BENETTI, F *et al.* Cytotoxicity, Biocompatibility and Biomineralization of a New Ready-for-Use Bioceramic Repair Material. **Braz Dent J**, v. 30, ed. 4, p. 325-332, 2019.

BRICHKO, J; BURROW, MF; PARASHOS, P. Design Variability of the Push-out Bond Test in Endodontic Research: A Systematic Review. **Journal of Endodontics**, v. 44, ed. 8, p. 1237-45, 2018.

BORTOLUZZI, ES *et al.* Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. **Journal of Endodontics**, v. 33, ed. 3, p. 325-7, 2007.

ÇELİK, D *et al.* Push-out bond strength of three calcium silicate cements to root canal dentine after two different irrigation regimes. **Clinical Oral Investigations**, v. 18, ed. 4, p. 1141-46, 2014.

CVEK, M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. **Endodontics & dental traumatology**, v. 8, ed. 2, p. 45-55, 1992.

DIOGENES, A; RUPAREL, NB. Regenerative Endodontic Procedures: Clinical Outcomes. **Dental Clinics of North America**, v. 61, ed. 1, p. 111-125, 2017.

FISHER, MA; BERZINS, DW; BAHCALL, JK. An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. **Journal of Endodontics**, v. 33, ed. 7, p. 856-8, 2007.

GIUDICE, GL *et al.* Dentin Morphology of Root Canal Surface: A Quantitative Evaluation Based on a Scanning Electronic Microscopy Study. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 1-7, 2015.

GIULIANI, V *et al.* The use of MTA in teeth with necrotic pulps and open apices. **Dental Traumatology**, v. 18, ed. 4, p. 217-21, 2002.

HAN, L; OKIJI, T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. **International Endodontic Journal**, v. 46, ed. 9, p. 808-14, 2013.

HASHEM, AA; WANEES AMIN, SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. **Journal of Endodontics**, v. 38, ed. 2, p. 245-9, 2012.

IWAYA, S I; IKAWA, M; KUBOTA, M. Revascularization of an immature permanent tooth with apical periodontitis and sinus tract. **Dental Traumatology**, v. 17, ed. 4, p. 185-7, 2001.

KURTZ, J S *et al.* Bond Strengths of Tooth-Colored Posts, Effect of Sealer, Dentin Adhesive, and Root Region. **American journal of dentistry**, v. 16, p. 31-6, 2003.

LEE, YL *et al.* Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. **Biomaterials**, v. 25, ed. 5, p. 787-93, 2004.

LUCAS, CPTP *et al.* Physicochemical Properties and Dentin Bond Strength of a Tricalcium Silicate-Based Retrograde Material. **Brazilian Dental Journal**, v. 28, ed. 1, p. 51-6, 2017.

MAJEED, A; ALSHWAIMI, E. Push-Out Bond Strength and Surface Microhardness of Calcium Silicate-Based Biomaterials: An in vitro Study. **Medical Principles and Practice**, v. 26, p. 139-45, 2016.

MARCONYAK, LJ Jr *et al.* A Comparison of Coronal Tooth Discoloration Elicited by Various Endodontic Reparative Materials. **Journal of Endodontics**, v. 42, ed. 3, p. 470-3, 2016.

NAGAS, E *et al.* Effect of several intracanal medicaments on the push-out bond strength of ProRoot MTA and Biodentine. **International Endodontic Journal**, v. 49, p. 184-88, 2015.

NEHA, K *et al.* Management of immature teeth by dentin-pulp regeneration: a recent approach. **Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal**, v. 16, ed. 7, p. 997-1004, 2011.

NOSRAT, A; SEIFI, A; ASGARY, S. Regenerative endodontic treatment (revascularization) for necrotic immature permanent molars: a review and report of two cases with a new biomaterial. **Journal of Endodontics**, v. 37, ed. 4, p. 562-7, 2011.

ØRSTAVIK, D. Physical properties of root canal sealers: measurement of flow, working time, and compressive strength. **International Endodontic Journal**, v. 16, ed. 3, p. 99-107, 1983.

PARIROKH, M; TORABINEJAD, M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. **Journal of Endodontics**, v. 36, ed. 1, p. 16-27, 2010.

RAFTER, M. Apexification: a review. **Dental Traumatology**, v. 21, ed. 1, p. 1-8, 2005.

ROSATTO, CMP *et al.* Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. **Journal of Dentistry**, v. 43, ed. 12, p. 1519-28, 2015.

SHAH, N *et al.* Efficacy of revascularization to induce apexification/apexogenesis in infected, nonvital, immature teeth: a pilot clinical study. **Journal of Endodontics**, v. 34, ed. 8, p. 919-25, 2008.

SHAHI, S *et al.* Effects of various mixing techniques on push-out bond strengths of white mineral trioxide aggregate. **Journal of Endodontics**, v. 38, ed. 4, p. 501-4, 2012.

SHOKOUHINEJAD, N *et al.* Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. **Journal of Endodontics**, v. 36, ed. 5, p. 871-4, 2010.

SILVA, EJNL *et al.* Push-out bond strength of MTA HP, a new high-plasticity calcium silicate-based cement. **Braz Oral Res**, v. 30, ed. 1, p. 1-5, 2016.

SIMON, S *et al.* The use of mineral trioxide aggregate in one-visit apexification treatment: a prospective study. **International Endodontic Journal**, v. 40, ed. 3, p. 186-97, 2007.

SOARES, CJ *et al.* Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. **Dental Materials**, v. 24, ed. 10, p. 1405-11, 2008.

TAGELSIR, A *et al.* Effect of Antimicrobials Used in Regenerative Endodontic Procedures on 3-week-old *Enterococcus faecalis* Biofilm. **Journal of Endodontics**, v. 42, ed. 2, p. 258-62, 2016.

TAGGER, M *et al.* Measurement of Adhesion of Endodontic Sealers to Dentin. **Journal of Endodontics**, v. 28, ed. 5, p. 351-4, 2002.

TÉCLÈS, O *et al.* Human tooth culture: a study model for reparative dentinogenesis and direct pulp capping materials biocompatibility. **Journal of biomedical materials research**, v. 85, ed. 1, p. 180-7, 2008.

TOPÇUOĞLU, HS *et al.* The effect of medicaments used in endodontic regeneration technique on the dislocation resistance of mineral trioxide aggregate to root canal dentin. **Journal of Endodontics**, v. 40, ed. 12, p. 2041-4, 2014.

TURK, T; FIDLER, A. Effect of medicaments used in endodontic regeneration technique on push-out bond strength of MTA and Biodentine. **Biotechnology & Biotechnological Equipment**, v. 30, ed. 1, p. 140-44, 2015.

ZANATTA, RF *et al.* Effect of punch and orifice base sizes in different push-out test setups: stress distribution analysis. **The journal of adhesive dentistry**, v. 17, ed. 1, p. 45-50, 2015.

ZHAO, X *et al.* Mineral trioxide aggregate promotes odontoblastic differentiation via mitogen-activated protein kinase pathway in human dental pulp stem cells. **Molecular biology reports**, v. 39, ed. 1, p. 215-20, 2012.

ZHU, Q *et al.* Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. **Journal of Endodontics**, v. 26, ed. 7, p. 404-6, 2000.

Anexo 1 – Parecer do Comitê de Ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: EFEITO DA MEDICAÇÃO INTRACANAL NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE BIOCERÂMICOS UTILIZADOS EM PROCEDIMENTOS DE REVASCULARIZAÇÃO PULPAR

Pesquisador: MAYKELY NAARA MORAIS RODRIGUES

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 16505619.4.0000.5083

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.752.308

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um pedido de Emenda solicitando a prorrogação de prazo do término do trabalho intitulado: Efeito da Medicação Intracanal na Resistência de União de Biocerâmicos Utilizados em Procedimentos de Revascularização Pulpar. Pesquisador Responsável: Maykely Naara Moraes Rodrigues. Equipe: Carlos Estrela; Kely Firmino Bruno; Julio Almeida Silva; Daniel de Almeida Decurcio; Patricia Correia de Siqueira e Ana Helena Goncalves de Alencar. É um estudo laboratorial com discos de dentina confeccionados a partir de pré-molares inferiores unirradiculados, extraídos, alocados randomicamente com duas variáveis: medicação intracanal e biocerâmico. Instituição proponente: Faculdade de Odontologia, da Universidade Federal de Goiás. Será financiado pelos próprios pesquisadores. A amostra será de 153. Coleta de dados: setembro/2019 a março/2020.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a interferência da medicação intracanal na resistência de união à dentina radicular de biocerâmicos utilizados no vedamento cervical. Secundários: - Avaliar, in vitro, por meio do teste de união por extrusão (push-out) a resistência de união à dentina radicular proporcionada pelos materiais Biodentine (Septodont, Saint MaurdesFossés, França), MTA REPAIR HP (Angelus Ciência de Tecnologia Londrina, Paraná, Brasil) e BIO C REPAIR (Angelus Ciência de Tecnologia Londrina, Paraná, Brasil).- Avaliar a interferência da

Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2
Bairro: Campus Samambaia, UFG **CEP:** 74.690-970
UF: GO **Município:** GOIANIA
Telefone: (62)3521-1215 **Fax:** (62)3521-1163 **E-mail:** cep.prpi.ufg@gmail.com

Anexo 2 – TCLE



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE

Você está sendo convidado(a) para participar, como voluntário(a), da pesquisa intitulada: “*Efeito da medicação intracanal na resistência de união de biocerâmicos utilizados em procedimentos de revascularização pulpar*”. Meu nome é Maykely Naara Moraes Rodrigues, sou a pesquisadora responsável e minha área de atuação é endodontia (tratamento de canal). Após receber os esclarecimentos e as informações a seguir, se você aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está impresso em duas vias, sendo que uma delas é sua e a outra pertence a pesquisadora responsável. Esclareço que em caso de recusa na participação você não será penalizado(a) de forma alguma, mas se aceitar participar, as dúvidas *sobre a pesquisa* poderão ser esclarecidas pela pesquisadora responsável, via e-mail (maykelynaara@hotmail.com) e, inclusive, sob forma de ligação a cobrar, pelos seguinte(s) contato(s) telefônico(s): (64)98147-1095/ (62)98574-0856. Ao persistirem as dúvidas *sobre os seus direitos* como participante desta pesquisa, você também poderá fazer contato com o **Comitê de Ética em Pesquisa** da Universidade Federal de Goiás, pelo telefone (62) 3521-1215.

Você participará dessa pesquisa pela doação do dente (pré-molar inferior) que será extraído por motivo ortodôntico ou periodontal indicado para melhorar a saúde de sua boca. O dente cedido será utilizado para avaliar os efeitos de medicações (pastas antibióticas) colocadas no interior do dente em um procedimento novo, chamado de revascularização pulpar. A cirurgia para extração será realizada nas clínicas (urgência ou cirurgia) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, caso não concorde em doar o dente você não terá prejuízos e o tratamento já definido será realizado, caso aceite participar da pesquisa pela doação do dente, ele

será guardado e em nenhum momento você será identificado durante a pesquisa (será mantido o sigilo da sua identidade), mesmo quando os resultados da pesquisa forem divulgados.

Após a cirurgia você receberá as orientações, por escrito, sobre o repouso e o que fazer para uma boa recuperação, bem como os remédios que deve tomar. Se houver dor, inchaço ou qualquer desconforto decorrente da cirurgia, o senhor(a) poderá entrar em contato por telefone (inclusive à cobrar) com a pesquisadora responsável. Será explicado sobre a pesquisa em qualquer momento que desejar. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer perda de seu atendimento na Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás.

A sua participação no estudo não acarretará custos para você uma vez que seu tratamento será realizado para tratar seus problemas dentários já existentes. Não haverá nenhuma recompensação financeira. Seu dente será adequadamente guardado até o final desta pesquisa e, posteriormente, descartado em local destinado para o descarte de material biológico da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás.

Você não terá nenhum benefício direto ao participar desta pesquisa, no entanto, os resultados serão publicados com o objetivo de melhorar a qualidade do tratamento de canal (tratamento endodôntico) oferecido a toda a população. Após a extração do seu dente, seu tratamento será continuado nas clínicas de reabilitação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (caso seja regulado) ou você será encaminhado para os serviços de atenção básica do serviço público de saúde. Qualquer tipo de dano sofrido por você em função da participação nesta pesquisa você terá o direito de pleitear (solicitar) indenização com valor proporcional ao dano sofrido estipulado por uma autoridade competente.

CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO
PARTICIPANTE DA PESQUISA

Eu _____
, abaixo assinado, concordo em participar do estudo intitulado “*Efeito da medicação intracanal na resistência de união de biocerâmicos utilizados em procedimentos de revascularização pulpar*”. Informo ter mais de 18 anos de idade, e destaco que minha participação nesta pesquisa é de caráter voluntário. Fui, ainda, devidamente informado(a) e esclarecido(a), pelo pesquisadora responsável Maykely Naara Moraes Rodrigues, sobre a pesquisa, os procedimentos e métodos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação no estudo. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade. Declaro, portanto, que concordo com a minha participação no projeto de pesquisa acima descrito.

Goiânia, de de

Assinatura por extenso do(a) participante

Assinatura por extenso do(a) pesquisador(a) responsável

Testemunhas em caso de uso da assinatura datiloscópica



