



UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

GABRIELA KATO BEGO

CIMENTOS BIOCERÂMICOS CONVENCIONAL E PRONTO PARA USO
NO REPARO DE DENTINA CONTAMINADA COM SANGUE

RIBEIRÃO PRETO

2025

Gabriela Kato Bego

**CIMENTOS BIOCERÂMICOS CONVENCIONAL E PRONTO PARA USO NO
REPARO DE DENTINA CONTAMINADA COM SANGUE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Endodontia.

Orientador: Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni

Ribeirão Preto

2025

GABRIELA KATO BEGO

**"CIMENTOS BIOCERÂMICOS CONVENCIONAL E PRONTO PARA USO NO
REPARO DE DENTINA CONTAMINADA COM SANGUE"**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Odontologia da
Universidade de Ribeirão Preto para obtenção de
título de Mestre em Odontologia.
Orientadora: Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni

Área de concentração: Endodontia

Data de defesa: 31 de janeiro de 2025

Resultado: **APROVADA**

BANCA EXAMINADORA



Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni

Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da Universidade
de Ribeirão Preto (UNAERP)



Prof. Dra. Larissa Moreira Spinola de Castro Raucci

Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da Universidade de
Ribeirão Preto (UNAERP)



Prof. Dr. Vinicius Rangel Geraldo Martins

Professor Adjunto do Curso de Odontologia da Universidade de Uberaba
(UNIUBE)

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento Técnico
da Biblioteca Central da UNAERP

- Universidade de Ribeirão Preto -

BEGO, GABRIELA KATO, 1997-

B416c CIMENTOS BIO CERÂMICOS CONVENCIONAL E PRONTO PARA USO NO REPARO DE DENTINA CONTAMINADA
COM SANGUE / GABRIELA KATO BEGO. - Ribeirão Preto, 2024.
1 f. : il. color.

Orientador: Prof.º Dr.º Graziela Bianchi Leoni.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP, Odontologia, 2024.

1. Dentina. 2. Sangue. 3. Cimentos biocerâmicos. II. Título.

CDD 617.6



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Odontologia Pós-Graduação da Universidade de Ribeirão Preto em parceria com o Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (USP), com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES. (Nº do Processo: 88887.716504/2022-00)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho primeiramente à **Deus**, por iluminar meus pensamentos, me guiar para o melhor caminho e estar sempre presente em minha vida.

Aos meus pais **José Eduardo Bego** e **Eliana Aparecida Kato Bego**, por não medirem esforços para minha carreira profissional e por estarem ao meu lado por toda a vida.

Ao meu irmão **Guilherme Kato Bego** e aos meus tios **Edilson Reis Rodrigues Kato**, **Ciro Rodrigues Kato** e **Fernando Rodrigues Kato** por todo incentivo nessa jornada acadêmica.

Ao meu namorado **Guilherme Buzatto Ciconelle** por todo apoio, paciência e motivação nesse período.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Walter Raucci Neto**, que me acompanhou e me incentivou desde a graduação. Por ser meu exemplo e espelho de profissional e pessoa, me incentivando e guiando em todo percurso da pós-graduação com toda paciência, sabedoria e compreensão. Por estar sempre disponível e empenhar-se em cada etapa. É uma grande honra e privilégio poder ter sido instruída pelo excelente profissional que é e fico muito grata por isso.

À **Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni**, por todo suporte de estudo nessa reta final e pelo profissionalismo.

À minha amiga **Maria Luiza Gonçalves Bernardelli**, por ser minha companheira de curso e estar ao meu lado em todos os momentos, desde a graduação até a pós-graduação.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de Ribeirão Preto, na pessoa do seu Magnífico Reitor **Prof. Dr. Sebastião Sergio da Silveira**, personalidade constante e pioneira na educação nacional. Obrigada pela oportunidade de poder concretizar mais esse sonho.

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, **Profa. Dra. Yara T. C. Silva Sousa** que foi uma mãe para todos os alunos da Pós-Graduação, ajudando de todas as formas possíveis a resolver problemas facilmente.

Ao **Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto**, representado pelo coordenador **Prof. Dr. Fuad Abi Rached Junior**, do qual fui egressa e foi a porta de entrada para a realização do mestrado.

Ao corpo docente do curso do Programa de Pós-Graduação da Universidade de Ribeirão Preto: **Prof. Dr. André Pitondo da Silva, Profa., Prof. Dr. Carlos Miranda, Prof. Dr. Celso Bernardo de Sousa Filho, Prof. Dr. Edson Alfredo, Profa. Dra. Danielle Cristine Furtado Messias, Profa. Dra. Érica Alves Gomes, Prof. Dr. Fuad Jacob Abi Rached Junior, Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni, Profa. Dra. Izabela Cristina Mauricio Moris, Profa. Dra. Larissa M. S. C. Raucci, Prof. Dra. Marcelle Danellon, Prof. Dr. Silvio Rocha Corrêa da Silva, Prof. Dr. Walter Raucci Neto e Profa. Dra. Yara T. Corrêa Silva Sousa**, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos funcionários da Universidade de Ribeirão Preto, pela atenção e carinho que tiveram por mim durante esses anos de convívio. Em especial à técnica de enfermagem **Regina Lúcia Ramos**, que foi responsável por toda coleta de sangue realizada ao decorrer do desenvolvimento do projeto.

Aos meus colegas de Pós-Graduação **Adrielle Fecarolli, Danielle Aparecida Freitas, Evelyn Cristina Gonçalves, Henrique Ohno, Maria Luiza Gonçalves Bernardelli, May Zampieri, Vitória Gabriela Louzada**, pela boa convivência que tivemos durante o curso.

Ao Laboratório Multiusuário de Microscopia Eletrônica da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP-USP), em especial ao técnico especialista **José Augusto Maulim**, pelo auxílio técnico na microscopia eletrônica de varredura.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** pelo auxílio regular à pesquisa, Processo nº 408392/2016-9.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pelo auxílio financeiro para o desenvolvimento deste projeto.

“A sorte segue a coragem, desde que a coragem seja competente.”

Mario Sérgio Cortella

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento de cimentos biocerâmicos convencional (MTA) e pronto para uso (Bio C Repair) no reparo de dentina sob diferentes condições de contaminação. Incisivos inferiores bovinos foram seccionados para obtenção de 120 discos de 2mm de espessura da porção apical radicular. Foi realizado o preparo dentinário com ponta diamantada tronco cônica e as amostras foram divididas em dois grupos de acordo com a condição dentinária: controle (água deionizada) e com contaminação de sangue, e subdivididos em oito grupos de acordo com o cimento e o tempo para o contato com a água/sangue (imediato ou 15min): MIC (MTA-imediato-controle), MTC (MTA-15min-controle), BIC (Bio C-imediato-controle), BTC (Bio C-15min-controle), MIS (MTA-imediato-com contaminação), MTS (MTA-15min- contaminação), BIS (Bio C-imediato-com contaminação) E BTS (Bio C-15min-com contaminação). O grupo controle foi mantido em umidade a 37°C durante 28 dias e o grupo com contaminação de sangue mantido em sangue a 37°C durante 28 dias. As mesmas amostras de cada subgrupo foram submetidas ao teste *push out* em máquina de ensaio universal com velocidade de 1 mm/min. A análise do tipo de falha foi realizada com auxílio de microscópio de mesa em aumento de 5×. Três amostras de cada subgrupo foram analisadas por espectroscopia por energia dispersiva de raio-x (EDS-X) para análise da composição química e microscopia eletrônica de varredura (MEV) para análise qualitativa da interface. Os dados foram analisados pelo teste de Análise de Variância (ANOVA) a três fatores (cimento, condição dentinária e tempo), seguido pelo pós-teste Tukey ($\alpha = 0,05$). O cimento MTA, independentemente da condição dentinária e tempo, apresentou valores de resistência de união significativamente menores que o Bio C Repair ($p < 0,001$). Ainda, as amostras em contato com o sangue, independentemente do material e do tempo de preenchimento, apresentaram valores de resistência de união significativamente menores às amostras controle ($p < 0,001$). O fator tempo apresentou impacto somente para as amostras preenchidas com Bio C Repair, sendo observado que o tempo de espera de 15 minutos para o preenchimento dentinário apresentou valores de resistência de união significativamente menores a do contato imediato ($p < 0,05$). Pode-se concluir que a contaminação com sangue interfere na resistência de união à dentina radicular, sendo que o material de reparo pronto para uso apresenta melhor desempenho em comparação ao cimento biocerâmico convencional.

Palavras-Chave: Dentina. Sangue. Cimentos biocerâmicos

ABSTRACT

The aim of the study was to evaluate the behavior of conventional bioceramic cement (MTA) and ready-to-use cement (Bio C Repair) in dentin repair under different contamination conditions. Bovine lower incisors were sectioned to obtain 120 discs 2mm thick from the apical root portion. Dentin preparation was carried out with a tapered diamond tip, and the samples were divided into two groups according to the dentin condition: control (deionized water) and blood contamination, and further subdivided into eight groups according to the type of cement and the time of contact with water/blood (immediate or 15 minutes): MIC (MTA-immediate-control), MTC (MTA-15min-control), BIC (Bio C-immediate-control), BTC (Bio C-15min-control), MIS (MTA-immediate-with contamination), MTS (MTA-15min-with contamination), BIS (Bio C-immediate-with contamination), and BTS (Bio C-15min-with contamination). The control group was kept moist at 37°C for 28 days, and the blood contamination group was kept in blood at 37°C for 28 days. The same samples from each subgroup were subjected to the push-out test in a universal testing machine at a speed of 1 mm/min. Failure mode analysis was performed with the aid of a light microscope at 5× magnification. Three samples from each subgroup were analyzed by energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDS-X) for chemical composition analysis and scanning electron microscopy (SEM) for qualitative analysis of the interface. The data were analyzed using a three-factor Analysis of Variance (ANOVA) (cement, dentin condition, and time), followed by the Tukey post-test ($\alpha = 0.05$). The MTA cement, regardless of the dentin condition and time, showed significantly lower bond strength values than the Bio C Repair ($p < 0.001$). Furthermore, samples in contact with blood, regardless of the material and the time of filling, exhibited significantly lower bond strength values than the control samples ($p < 0.001$). The time factor only had an impact on samples filled with Bio C Repair, with the 15-minute waiting time for dentin filling showing significantly lower bond strength values than immediate contact ($p < 0.05$). It can be concluded that blood contamination interferes with the bond strength to root dentin, and the ready-to-use repair material performs better compared to conventional bioceramic cement.

Keywords: Dentin. Blood. Bioceramic cements.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 PROPOSIÇÃO.....	16
2.1 OBJETIVO GERAL.....	16
2.1.1 Objetivos específicos.....	16
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	17
3.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	17
3.2 SELEÇÃO E PREPARO DAS AMOSTRAS.....	19
3.3 COMPOSIÇÃO QUÍMICA DOS CIMENTOS TESTADOS.....	21
3.4 COLETA DO SANGUE, CONTAMINAÇÃO E OBTURAÇÃO.....	22
3.4.1 Coleta do sangue.....	22
3.4.2 Grupos experimentais.....	22
3.4.3 Divisão dos subgrupos.....	23
3.5 ARMAZENAMENTO DAS AMOSTRAS.....	26
3.6 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO.....	27
3.7 AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA E MORFOLÓGICA.....	29
3.8 ANÁLISE DOS DADOS.....	31
4 RESULTADOS.....	32
4.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO E PADRÃO DE FALHA.....	32
4.2 COMPOSIÇÃO QUÍMICA E MORFOLOGIA.....	35
5 DISCUSSÃO.....	39
6 CONCLUSÕES.....	44
REFERÊNCIAS.....	45

1. INTRODUÇÃO

O insucesso do tratamento endodôntico está relacionado a casos de rarefações óssea persistente ou acidentes durante o tratamento, como perfurações radiculares e de furca, fraturas de instrumentos e extravasamento de material obturador (SIQUEIRA et al., 2014; GORNI et al., 2016; ALMUTARI et al., 2019). Nesse caso, é indicado o reparo dentinário com materiais biocerâmicos, que além de estabilidade dimensional, devem apresentar radiopacidade, atividade antimicrobiana, biocompatibilidade e bioatividade (HAN et al., 2015; JAIN et al., 2016; CASTRO-RAUCCI et al., 2018; DO CARMO et al., 2018). Materiais bioativos podem ser definidos como aqueles capazes de exercer um efeito biológico, estabelecendo uma ligação entre os tecidos e o material, ou ainda, como a interação desses materiais com células e tecidos vivos (VALLITTU et al., 2018). Estas propriedades são essenciais para prevenir a infiltração de fluidos fisiológicos e proliferação de microrganismos na região periapical, o que poderia comprometer o sucesso do tratamento (TORABINEJAD; WHITE, 2016).

O agregado de trióxido mineral (MTA) foi um dos primeiros materiais desenvolvidos para reparo de dentina em contato com os tecidos periradiculares, seguido posteriormente pelos materiais à base de cimento silicato tricálcico, conhecidos como cimentos biocerâmicos (GRECH; CAMILLERI; MALLIA., 2013). O MTA apresenta atividade biológica, resultando no reparo dos tecidos periradiculares com a formação de tecido mineralizado e está indicado para pulpotomia, apicificação, correção de perfurações e preenchimento apical (TAWIL; DUGGAN; GALICIA., 2015; TORABINEJAD et al., 2017; DAWOOD et al., 2017; LEME; SALVADORI., 2022).

Embora seja considerado o padrão ouro no reparo dentinário, demonstrando bons resultados em diversos procedimentos endodônticos, o MTA apresenta algumas limitações como dificuldade de manipulação e inserção na cavidade dentária, consistência úmida semelhante a areia, longo tempo de endurecimento, potencial de descoloração do dente e alto custo (TAWIL; DUGGAN; GALICIA., 2015; GHILOTI et al., 2020; LEME; SALVADORI., 2022; RENCHER et al., 2021). Nesse contexto, foram desenvolvidas modificações na sua composição, apresentação e tamanho das partículas com o intuito de melhorar as características nas propriedades do cimento reparador, despertando interesse de pesquisadores e fabricantes na obtenção de formulações prontas para uso (BENETTI et al., 2019; GHILOTI et al., 2020; OLIVEIRA et al., 2021; TOUBES et al., 2021).

O Bio C Repair (Bio C; Angelus) é um cimento biocerâmico pronto para uso e com indicações para as mesmas finalidades do MTA (MARU et al., 2023; QUEIROZ et al., 2023). Sua composição consiste em silicato tricálcico, além de silicato dicálcico, alumínio de cálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônio, óxido de ferro, dióxido de silício e agente dispersante. O silicato de cálcio em sua composição é um composto hidratado pelo contato com a umidade da dentina e dos tecidos adjacentes que certifica o tempo de presa e produz uma estrutura de silicato de cálcio hidratado. Por conseguinte, o Ca(OH)_2 formado se dissocia rapidamente em íons Ca^{2+} e OH^- , elevando o pH do meio e criando um ambiente desfavorável para o crescimento bacteriano (OKAMURA et al., 2020; TOUBES et al., 2021; QUEIROZ et al., 2023).

Além disso, durante o processo de presa, estes cimentos possuem capacidade de biomineralização e estabelecem ligações químicas fortes com a dentina radicular. Os materiais a base de silicato de cálcio têm a capacidade de promover a formação de hidroxiapatita por meio da deposição de cálcio e fosfato. Nesse contexto, a hidroxiapatita desempenha um papel crucial na bioatividade dos cimentos, sendo fundamental para a integração entre a dentina e o material de preenchimento (VALLITTU et al., 2018; TOUBES et al., 2021; QUEIROZ et al., 2022). Esses materiais têm interação com as células dos tecidos periradiculares que, através da diferenciação celular e deposição de matriz extracelular, levam a formação de novos vasos sanguíneos, contribuindo para o processo de reparo tecidual, que é essencial para restaurar a integridade dos tecidos periradiculares e facilitar o selamento biológico (SILVA et al., 2020; TOUBES et al., 2021).

Considerando que as propriedades físico-químicas dos materiais podem influenciar sua performance clínica, foi observado que o Bio C Repair apresenta maior tempo de presa em relação ao MTA (CAMPI et al., 2023). Destaca-se, que sua reação de endurecimento é ativada pelo contato com a umidade do substrato, ao contrário do MTA, que apresenta água no processo de manipulação, o que pode trazer vantagens em comparação ao cimento convencional (ARUL et al., 2021; ZAMPARINI et al., 2022). Segundo o fabricante, o tempo de presa inicial do MTA é de 15 minutos, e o do Bio C Repair de 120 minutos, o que clinicamente pode representar maior tempo de trabalho. Entretanto, como os materiais de reparo dentinário se mantêm em contato com tecidos periradiculares e, por consequência com umidade, um maior tempo de presa poderia impactar na solubilidade e porosidade do material.

Sabe-se que a solubilidade influencia diretamente na permeabilidade de bactérias e seus produtos nos tecidos periapicais. Sendo assim, a solubilidade durante e após a presa final e retenção à cavidade dentinária são fatores constantemente avaliados nos cimentos biocerâmicos

(CAMILLERI; FORMOSA; DAMIDOT., 2013; BIOCANIN et al., 2018; GUERRERO et al., 2018). Contudo, foi observado que o Bio C Repair apresenta menor solubilidade que o MTA, sendo estes resultados justificados pela homogeneidade de partículas em comparação ao MTA que exige manipulação (CAMPI et al., 2023). Além disso, é importante ressaltar que esses resultados não consideraram as condições clínicas em que o tempo de contato com os fluidos biológicos, como o sangue e saliva, pode ser imediato após o preenchimento da cavidade. Portanto, como os estudos utilizam normas padronizadas em que se aguarda o tempo de endurecimento inicial do material, ainda existe uma lacuna de informações sobre o contato do cimento ainda sem a sua presa inicial com os fluidos biológicos.

Ainda, foi observado que a capacidade de selamento de cimentos biocerâmicos pronto para uso foi semelhante ao MTA. Entretanto, deve-se destacar, que as metodologias utilizadas para analisar as propriedades físico-químicas dos cimentos endodônticos são baseadas em normas padronizadas que utilizam água como meio de contato, não considerando o efeito de fluidos corpóreos, como o sangue no material. Neste sentido, a contaminação com o sangue, cujos componentes proteicos podem comprometer a adesão do cimento à dentina, poderiam prejudicar a interface dentina/material, o que implicaria em um selamento instável (RABIMI; GHASEMI; SHAHI., 2013; MARQUEZAN et al., 2018).

Estudos anteriores evidenciam os efeitos negativos do contato do MTA com o sangue (NEKOOFFAR et al., 2010; NEKOOFFAR et al., 2011; OLOOMI et al., 2013; SALTARELI et al., 2024). Isso pode ser explicado pela presença das proteínas que o compõem, que contribuem para o aumento da porosidade do cimento e possibilitam o bloqueio dos túbulos dentinários na interface dentina cimento, os quais impedem o crescimento de hidroxiapatita, prejudicando, dessa maneira, a resistência de união. Como resultado, os grupos com contaminação apresentam menor resistência à compressão em comparação aos grupos não contaminados (NEKOOFFAR et al., 2010; NEKOOFFAR et al., 2011; OLOOMI et al., 2013; MARQUEZAN et al., 2018; SALTARELI et al., 2024).

Neste sentido, considerando as vantagens do cimento biocerâmico pronto para uso, como facilidade de aplicação, otimização do trabalho e valorização do tempo clínico (CAMPI et al., 2023), existe uma lacuna de evidências com relação a suas propriedades quando em contato direto com o sangue. Não há registros na literatura sobre a aplicação do cimento pronto para uso em reparo de dentina contaminada, tornando-se relevante avaliar o efeito da contaminação na sua capacidade de selamento dentinário.

2. PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo teve por objetivo avaliar o comportamento dos cimentos biocerâmicos convencional (MTA) e pronto para uso (Bio C Repair) para o reparo de dentina sob diferentes condições de contaminação com sangue.

2.1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

-Avaliar quantitativamente por teste de *push out* a resistência de união dos cimentos à dentina radicular após contaminação com sangue em diferentes tempos de contato.

-Avaliar a composição química e morfologia da interface cimento/dentina, após contaminação com sangue em diferentes protocolos de tempo de contato, por meio da espectroscopia de energia dispersiva de raios-x e da microscopia eletrônica de varredura.

- Avaliar qualitativamente o padrão de falha dos cimentos biocerâmicos.

A hipótese nula foi não haver diferenças na resistência de união, composição química ou morfologia da interface entre os cimentos na presença ou não de contaminação por sangue, considerando os diferentes protocolos de tempo para contato do material com a umidade/contaminação.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa de Seres Humanos da Universidade de Ribeirão Preto (CAAE: 78143724.2.0000.5498) e pela Comissão de Ética no uso de Animais da Universidade de Ribeirão Preto (CEUA 004/2024).

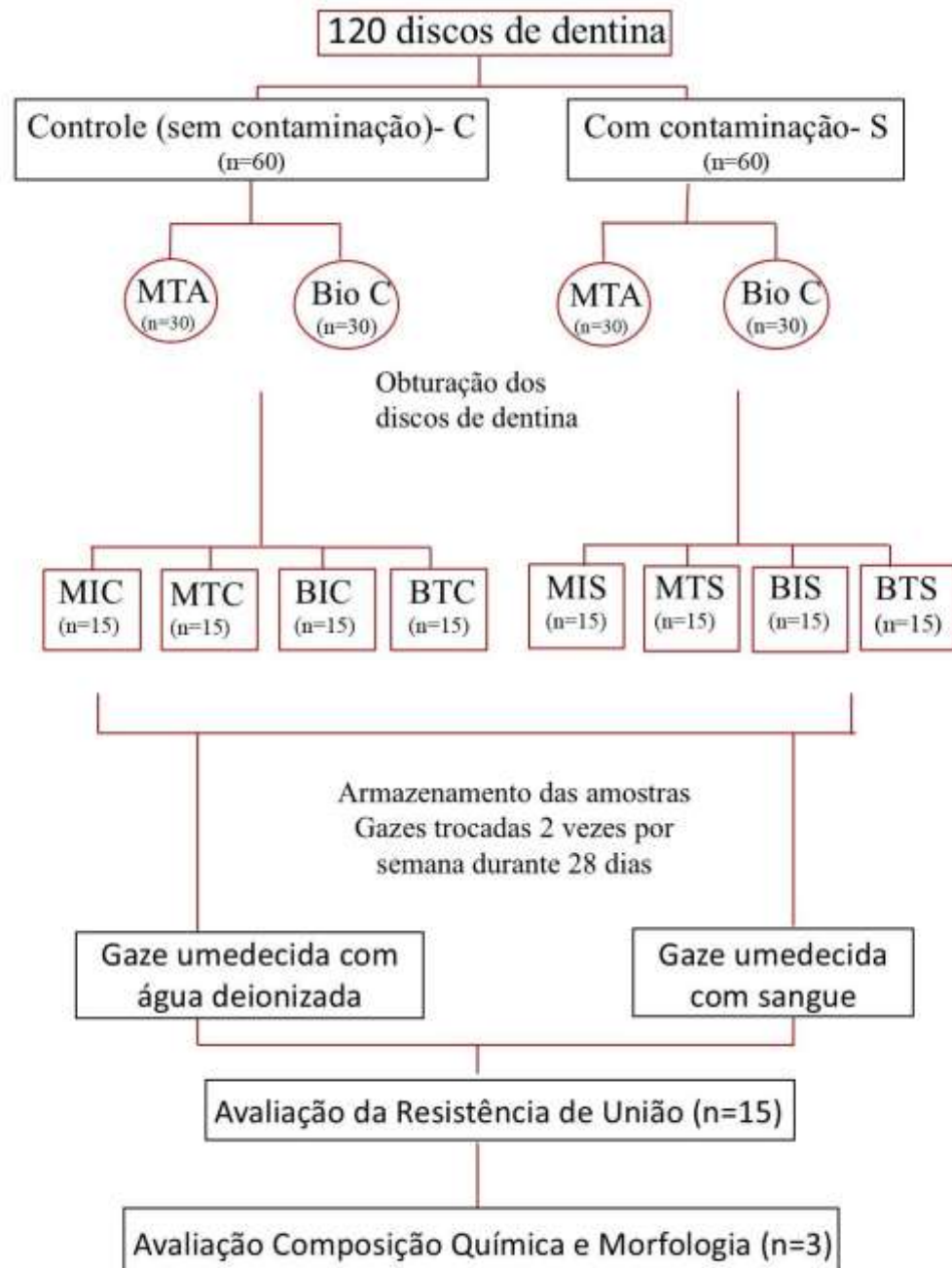
3.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os fatores de estudo envolvidos neste trabalho foram: condição dentinária em dois níveis (não contaminada e contaminada), tipos de cimento em dois subníveis (MTA e Bio C Repair) e tempo para contato da condição de contaminação do material em dois subníveis (imediato e 15 minutos). Foram utilizados 120 corpos-de-prova divididos em dois grupos de acordo o tratamento dentinário: controle (sem contaminação- C) e contaminado (S) e posteriormente subdivididos em oito grupos de acordo com o cimento e o tempo para contato com a condição dentinária: MIC (MTA-imediato-controle), MTC (MTA-15min- controle), BIC (Bio C-imediato-controle), BTC (Bio C-15min-controle), MIS (MTA-imediato-com contaminação), MTS (MTA-15min-com contaminação), BIS (Bio C-imediato-com contaminação) E BTS (Bio C-15min-com contaminação). O estudo foi realizado com quinze repetições de cada subgrupo experimental ($n = 15$) para as análises de resistência de união, e três repetições ($n = 3$) para análise da composição química e morfológica (Figura 1).

O número de dentes utilizados como base é determinado pela revisão de estudos anteriores, que estabelecem uma quantidade mínima de dez dentes para análises de resistência de união (DO CARMO et al., 2018; MARQUEZAN et al., 2018), e três dentes por grupo para análises químicas e morfológicas (NEKOOOFAR et al., 2011; HAN; KODAMA; OKIJI., 2015; DO CARMO et al., 2018). O tempo de 28 dias foi estabelecido para contemplar o tempo de presa final do material (SALTARELLI et al., 2021).

O cálculo amostral foi realizado utilizando o software GPower versão 3.1 (FAUL et al., 2007), sendo observado que, para a análise de resistência de união, seria necessário no mínimo 12 amostras por grupo, para obter 91,82% de nível de poder da análise, considerando 0,05 de erro do tipo α e tamanho do efeito de 0,5.

Figura 1. Diagrama esquemático do delineamento experimental. Grupos MTA e Bio C (Bio C Repair): MIC (MTA-imediato-controle), MTC (MTA-15min-controle), BIC (Bio C-imediato-controle), BTC (Bio C-15min-controle), MIS (MTA-imediato-sangue), MTS (MTA-15min-sangue), BIS (Bio C-imediato-sangue), BTS (Bio C-15min-sangue).



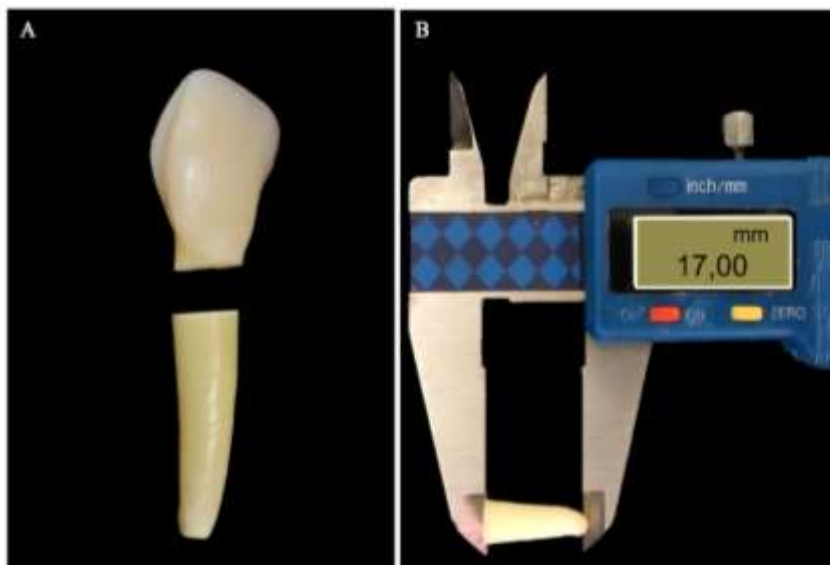
Fonte: Autor.

3.2 SELEÇÃO E PREPARO DAS AMOSTRAS

Foram selecionados 60 incisivos centrais inferiores bovinos hígidos semelhantes em relação à forma, comprimento radicular, fechamento do forame apical e diâmetro médio do terço apical do canal ($\leq 2,5$ mm avaliados através de exame radiográfico digital). Para esta análise, inicialmente os dentes foram limpos com curetas periodontais e água deionizada, para remover todo e qualquer resíduo de tecido periodontal aderido à superfície radicular. Posteriormente, foram examinados sob microscópio de mesa (MU-M19, DFV, Valença, RJ, Brasil), descartando-se aqueles com trincas, anomalias de estrutura e/ou fechamento incompleto do forame apical. A desinfecção dos dentes foi realizada com solução de Timol 0,1% (pH 7,0) preparada com tampão fosfato, na qual ficaram imersos durante 24 horas. Posteriormente, foram lavados com água deionizada pelo mesmo período de desinfecção.

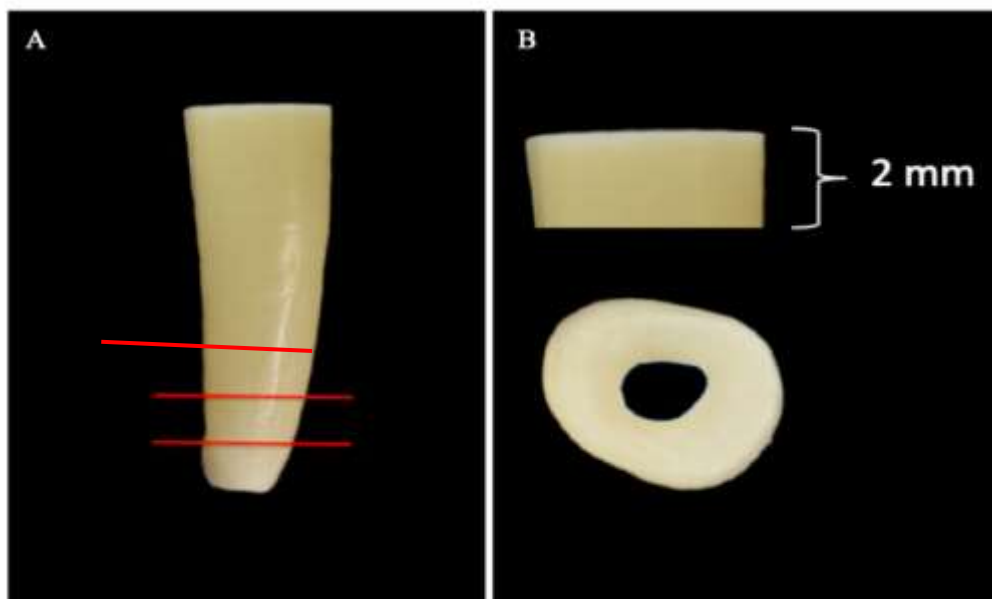
Os dentes tiveram as coroas seccionadas transversalmente (Figura 2 A) com auxílio de disco diamantado (15LC, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) em máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) com refrigeração de água. A secção da coroa padronizou o comprimento radicular de 17 mm (Figura 2 B). Para determinar o local da apicectomia, foi demarcada uma linha 1 mm aquém do ápice no contorno radicular com lápis grafite nº 02 (Faber-Castell, São Paulo, SP, Brasil) e paquímetro digital (Lee Tools, São Paulo, SP, Brasil). Os dentes foram fixados com cola de silicone aquecida (HK-HM 60, Hikari, Planalto Paulista, São Paulo, Brasil) em placas de acrílico e adaptados na máquina de corte. Após a remoção do ápice radicular, foram seccionados dois discos de cada raiz com espessura de 2 mm (Figura 3A e B). O canal dos discos foi mensurado com paquímetro no sentido vestibulo-lingual e mésio-distal, sendo que aqueles que possuísem diâmetro maior que 2,1 mm e menor que 1,8 mm foram descartados. O diâmetro selecionado permitiu um desgaste de 0,15 a 0,35 mm, obtido pela ponta diamantada tronco-cônica 4137 (KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil), utilizada no preparo do canal dentinário. Foram confeccionados 120 discos de dentina radicular (SALTARELLI et al., 2024).

Figura 2. A - Secção da coroa. B - Padronização do comprimento radicular.



Fonte: Autor.

Figura 3. A - Delimitação de 2mm de espessura para a obtenção dos discos de dentina radicular. B – Vista lateral e coronal do disco de dentina.

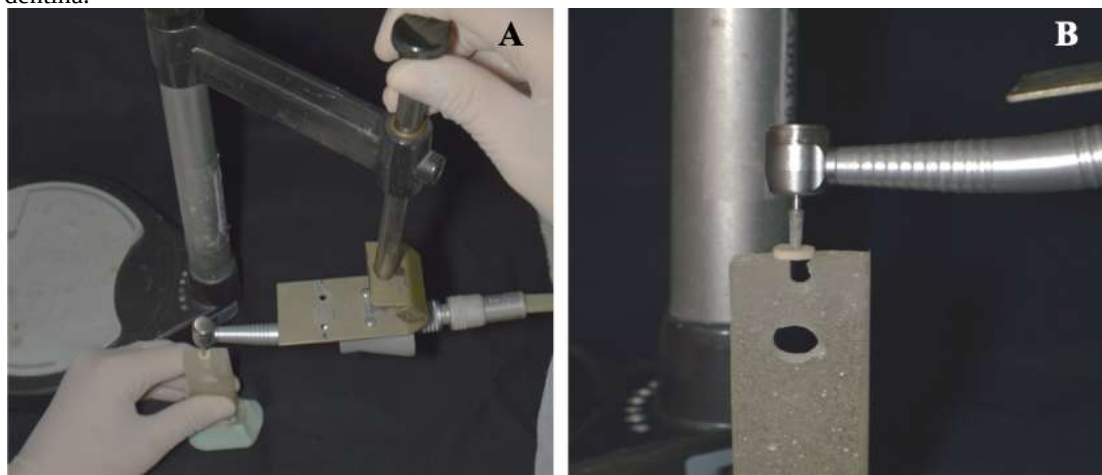


Fonte: Autor.

Para confecção do preparo do canal dentinário os discos foram estabilizados em placa de resina acrílica (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda, Pirassununga, São Paulo, Brasil) adaptada em delineador (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil). O posicionamento em delineador permitiu que a superfície do disco ficasse paralela à placa e perpendicular à ponta diamantada. Foi utilizado motor de alta rotação (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com

refrigeração de água, estabilizado por um dispositivo de fixação para a padronização do posicionamento e inclinação da ponta diamantada (4137), resultando em preparo médio de 2,3 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade (Figura 4 A e B). Os discos de dentina foram mantidos em água deionizada antes e após a confecção do preparo.

Figura 4. **A** - Posicionamento do motor de alta rotação e disco de dentina em delineador. **B** – Preparo dentinário com ponta diamantada para padronização do diâmetro radicular dos discos de dentina.



Fonte: Autor.

3.3 COMPOSIÇÃO QUÍMICA DOS CIMENTOS TESTADOS

No presente estudo foi utilizado MTA branco (Lote 65430 - Angelus, Londrina, Paraná, Brasil) e Bio C Repair (Lote 68638 – Angelus, Londrina, Paraná, Brasil).

Tabela 1. Composição química dos cimentos.

Materiais	Composição Química	Lote
MTA	SiO ₂ , K ₂ O, Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, Fe ₂ O ₃ , SO ₃ , CaO, Bi ₂ O ₃ , MgO, resíduos insolúveis de CaO, KSO ₄ , NaSO ₄ e sílica cristalina. O líquido é composto por água destilada.	65430
Bio C Repair	Silicato Tricálcico (C ₃ S), Silicato Dicálcico (C ₂ S), Aluminato Tricálcico, (Al ₂ O ₃ ·3CaO), Óxido de Cálcio (CaO), Óxido de Zircônio (ZrO ₂), Óxido de Silício (SiO ₂), Polietilenoglicol, Óxido de Ferro (Fe ₂ O ₃).	68638

3.4 COLETA DO SANGUE, CONTAMINAÇÃO E OBTURAÇÃO

3.4.1 Coleta do sangue

O sangue foi obtido de um voluntário saudável, por flebotomia, usando agulha de calibre 30x70 (Becton Dickison, Nova Jersey, EUA) (Figura 5). Para evitar a coagulação sanguínea foi utilizado 50 UI de heparina (Nevparin, Mustafa Nevzat İlaç San. A. S. Istambul, Turquia) para cada 1mL de sangue (AKSEL et al., 2018). O sangue foi utilizado imediatamente após a coleta.

Figura 5. Coleta do sangue.



Fonte: Autor.

3.4.2 Grupos experimentais

Os discos de dentina radicular foram fixados em lâminas de vidro com cola de silicone aquecida (Figura 6 A). Para os grupos controle, os preparos dentinários foram por meio da aplicação de água deionizada utilizando uma micropipeta (Prolab, São Paulo, São Paulo, Brasil) (Figura 6 B), sendo que, para cada preparo foi utilizado 0,05 mL de água. No total foram utilizados 7,8 mL de água. Para os grupos de contaminação por sangue, os preparos dentinários foram contaminados por meio da aplicação do sangue utilizando uma micropipeta (Prolab, São Paulo, São Paulo, Brasil) (Figura 6 C), sendo que, para cada canal foi utilizado 0,05 mL de sangue. No total foram utilizados 7,8 mL de sangue.

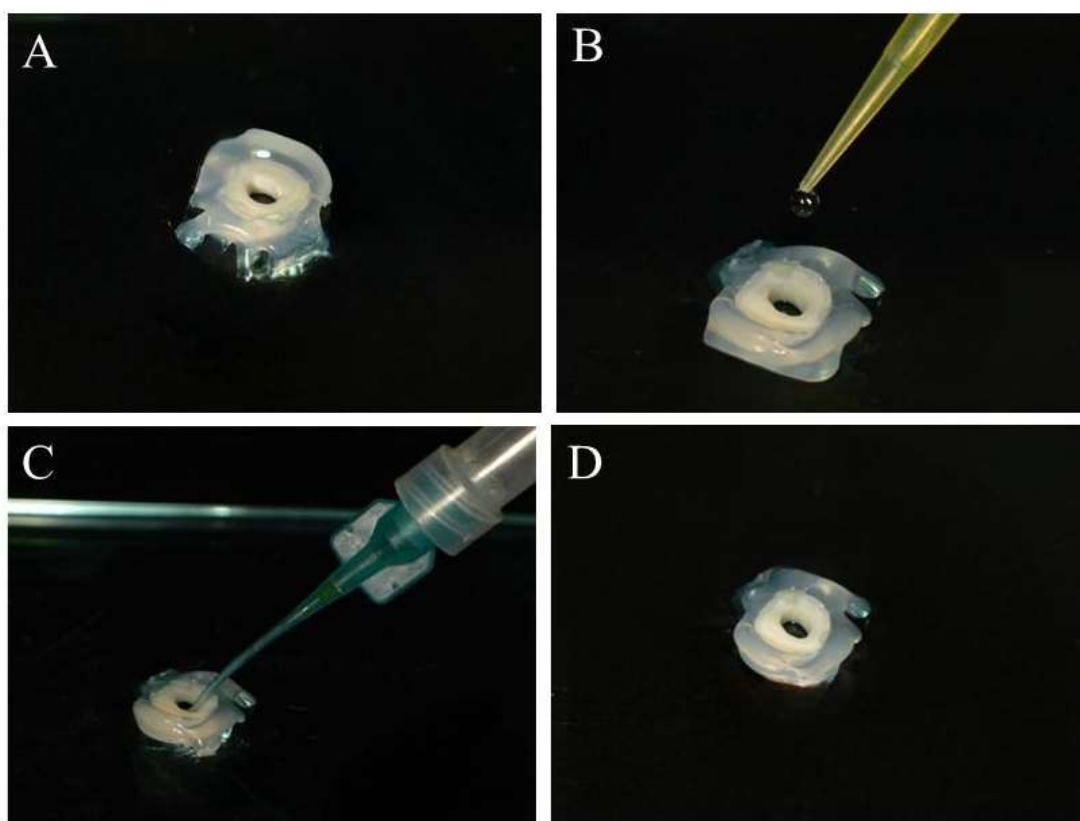
O cimento MTA foi manipulado sobre placa de vidro e espátula 24 estéril na proporção pó/água destilada 3:1 em volume até obtenção de consistência arenosa e inserido no canal radicular. O cimento Bio C Repair foi inserido na cavidade com auxílio do Hollemback 3S (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e condensador Ward nº 5 (SS White Duflex, Rio de

Janeiro, RJ, Brasil). Após a inserção dos materiais na cavidade, foi realizada brunidura com gaze esterilizada.

3.4.3 Divisão dos Subgrupos

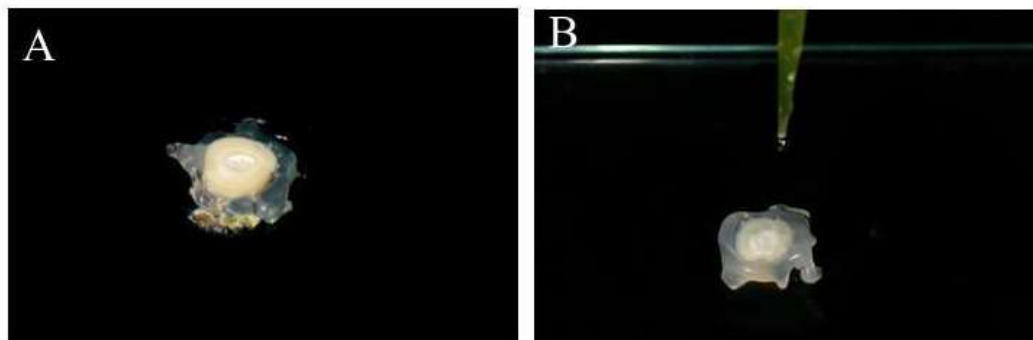
- Grupo C (controle): preparo dentinário com água deionizada.
- Grupo MIC (MTA-imediato-controle): foi inserido 0,05mL de água deionizada no preparo dentinário (Figura 6A e 6B), mantido por 5 minutos e aspirado com cânula Capillary Tip adaptada em sugador de alta potência (Figura 6C). O cimento MTA foi manipulado e inserido no canal radicular (Figura 7A). Em seguida, foi colocado sobre o material 0,05 mL de água deionizada (Figura 7B).

Figura 6. **A-** Disco de dentina fixado em lâmina de vidro. **B** - Pipetagem de 0,05mL de água deionizada mantida por 5min no interior do preparo dentinário. **C** – Aspiração com cânula Capillary Tip. **D-** Aspecto dentinário após aspiração.



Fonte: Autor.

Figura 7. **A** – Material inserido no preparo. **B**- Aplicação de 0,05mL de água deionizada sobre o material.



Fonte: Autor.

- Grupo MTC (MTA-15min-controle): foi inserido 0,05mL de água deionizada no preparo dentinário, mantido por 5 minutos e aspirado com cânula Capillary Tip adaptada em sugador de alta potência. O cimento MTA foi manipulado e inserido no canal radicular. Após 15 minutos da inserção do material na cavidade, foi colocado 0,05mL de água deionizada sobre o material.

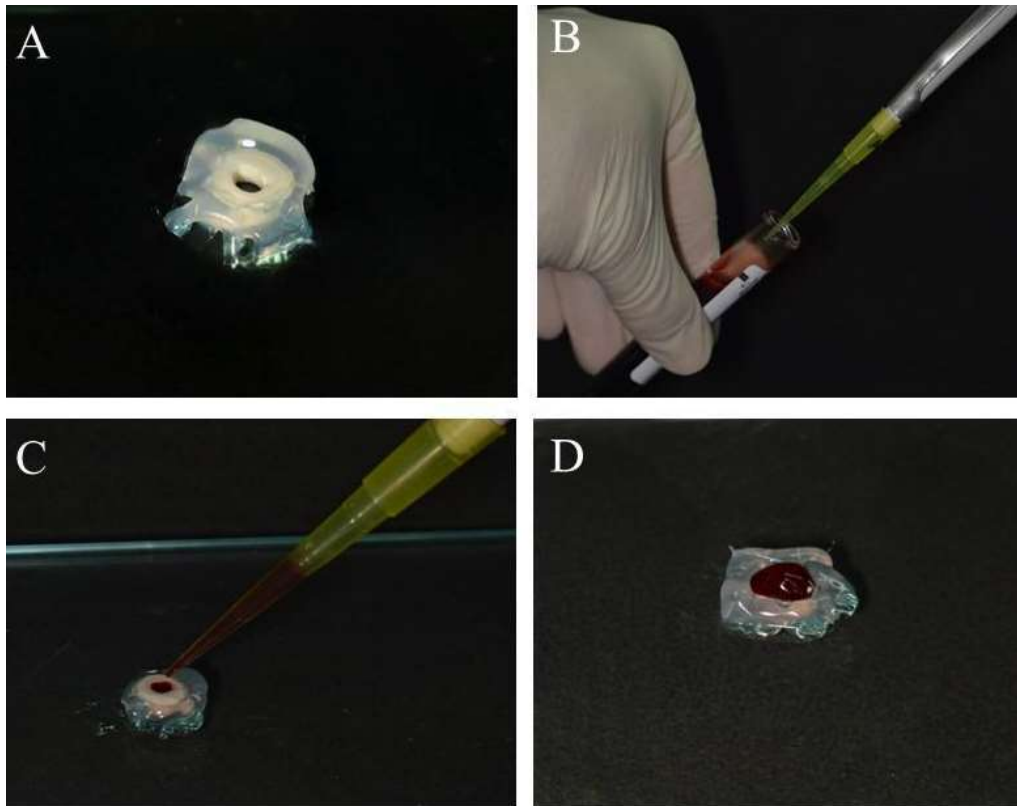
- Grupo BIC (Bio C-imediato-controle): foi inserido 0,05mL de água deionizada no preparo dentinário, mantido por 5 minutos e aspirado com cânula Capillary Tip adaptada em sugador de alta potência. O cimento Bio C Repair foi inserido no canal radicular e em seguida foi colocado 0,05mL de água deionizada.

- Grupo BTC (Bio C-15min- controle): foi inserido 0,05mL de água deionizada no preparo dentinário, mantido por 5 minutos e aspirado com cânula Capillary Tip adaptado em sugador de alta potência. O cimento Bio C Repair foi inserido no canal radicular e, após 15 minutos, foi colocado 0,05mL de água deionizada sobre o material.

- Grupo S: preparo dentinário com contaminação de sangue.

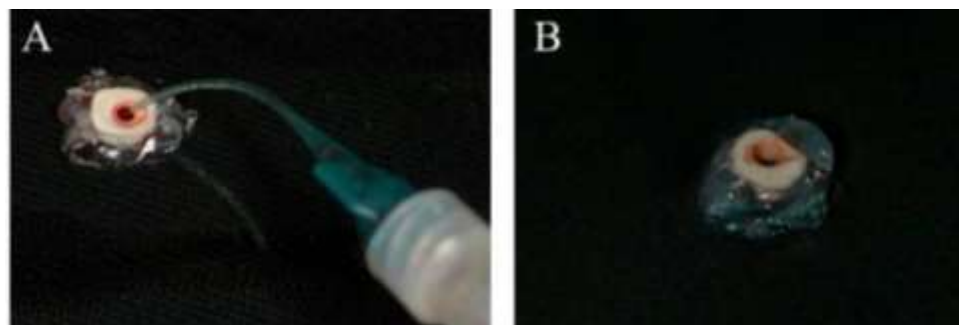
- Grupo MIS (MTA-imediato- com contaminação): o preparo dentinário foi contaminado com 0,05 mL de sangue, mantido por 5 minutos (Figuras 8C e 8D) e aspirado com cânula Capillary Tip adaptada em sugador de alta potência (Figura 9A). O cimento MTA foi manipulado e inserido no canal radicular (Figura 10A). Em seguida, foi colocado sobre o material 0,05mL de sangue (Figura 10B).

FIGURA 8.**A-** Disco de dentina fixado em lâmina de vidro. **B -** Pipetagem de 0,05mL de sangue. **C-** Aplicação do sangue com micropipeta. **D -** Sangue mantido no interior do preparo dentinário por 5min.



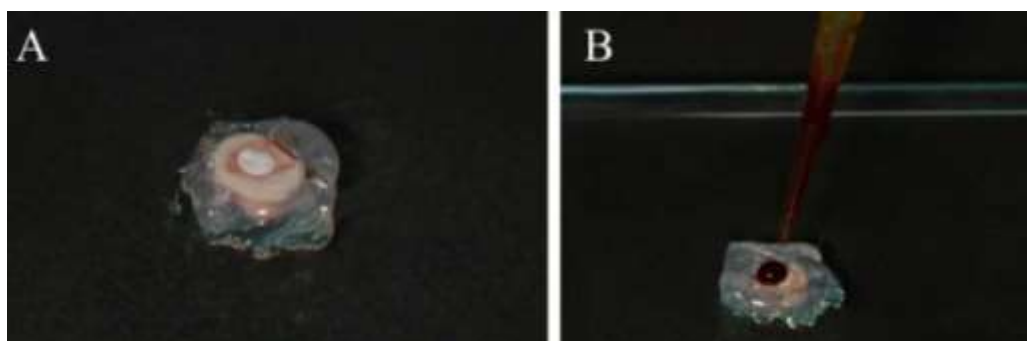
Fonte: Autor.

Figura 9.**A –** Aspiração do sangue. **B-** Aspecto dentinário após aspiração.



Fonte: Autor.

Figura 10. A – Material inserido no preparo. B- Aplicação de 0,05mL de sangue sobre o material.



Fonte: Autor.

- Grupo MTS (MTA-15min- com contaminação): o preparo dentinário foi contaminado com 0,05 mL de sangue, mantido por 5 minutos, e então, aspirado com cânula Capillary Tip adaptada em sugador de alta potência. O cimento MTA foi manipulado e inserido no canal radicular. Após 15 minutos da inserção do material na cavidade, foi colocado 0,05mL de sangue sobre o material.

- Grupo BIS (Bio C Repair-imediato- com contaminação): o preparo dentinário foi contaminado com 0,05 mL de sangue, mantido por 5 minutos, e então aspirado com cânula Capillary Tip adaptada em sugador de alta potência. O cimento Bio C Repair foi inserido no canal radicular e em seguida foi colocado 0,05mL de sangue sobre o material.

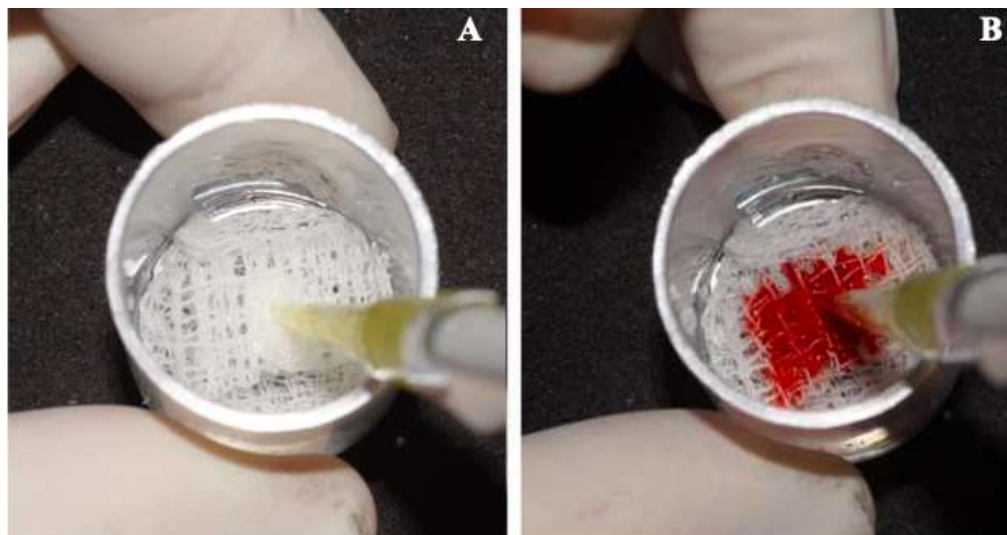
- Grupo BTS (Bio C Repair-15min- com contaminação): o preparo dentinário foi contaminado com 0,05mL de sangue, mantido por 5 minutos e, então aspirado com cânula Capillary Tip adaptada em sugador de alta potência. O cimento Bio C Repair foi inserido no canal radicular e após 15 minutos da inserção do material na cavidade, foi colocado 0,05mL de sangue sobre o material.

3.5 ARMAZENAMENTO DAS AMOSTRAS

O grupo controle (MIC, MTC, BIC e BTC) foi colocado em tubos plásticos com gaze esterilizada, que estava umedecida com 0,5 ml de água deionizada. Essa gaze cobria tanto a parte cervical quanto a apical do preparo (Figura 11A). Por outro lado, os grupos MIS, MTS, BIS e BTS foram armazenados em tubos plásticos com gazes esterilizadas, que estavam umedecidas com 0,5 mL de sangue na parte apical e com 0,5 mL de água deionizada na parte cervical dos preparos (Figura 11B). Todos os espécimes foram mantidos em estufa a 37°C por

28 dias (MARQUEZAN et al., 2018), e as gazes foram trocadas duas vezes por semana (AKSEL et al., 2019).

Figura 11. **A** – Amostras sem contaminação, cobertas com gaze e água deionizada. **B** - Amostras contaminadas por sangue, cobertas com gaze e sangue.



Fonte: Autor.

3.6 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO

As amostras foram levadas à máquina de ensaio universal Instron EMIC 23-5s (Instron Corporation, Canton, MA, EUA) (Figura 12A) para realização do teste de *push out* com velocidade de 1 mm/min.

Para a padronização da posição dos corpos de prova na máquina de ensaios, empregou-se um dispositivo de aço inoxidável, projetado de forma que a face com menor diâmetro do preparo ficasse voltada para cima e centralizada em relação à haste empregada para aplicar pressão no material até que o mesmo seja deslocado do corpo de prova (Figura 12B). A haste utilizada tinha 4 mm de comprimento com 1,8 e 2,0 mm de diâmetro (Figura 12C). Os diâmetros selecionados permitiram que a haste tocasse no mínimo 70% da superfície do cimento, sem contato com a dentina em cada amostra.

Figura 12. **A** - Máquina de ensaio universal Instron EMIC. **B** – Posicionamento da amostra para a realização do teste de *push out*. **C** – Hastes com o diâmetro usado no teste de *push out*.



Fonte: Autor.

A força necessária para o deslocamento do material (F) foi medida em quilonewtons (kN), transformada em tensão (σ), em megapascal (MPa), seguindo-se a fórmula: $\sigma = F / A$, para a qual A : área de adesão do cimento. Considerando que A foi obtido por meio da fórmula: $A = 2 \pi R_e h$, sendo $R_e = (R_m + r_m)/2$, então $A = \pi (R_m + r_m) h$.

$$\pi \approx 3,14$$

R_e = raio equivalente do canal

R_m = raio médio do canal coronário calculado por: $R_m = (R_c + r_c) / 2$

r_m = raio médio do canal apical calculado por: $r_m = (R_a + r_a) / 2$

R_c = raio maior do canal coronário

r_c = raio menor do canal coronário

R_a = raio maior do canal apical

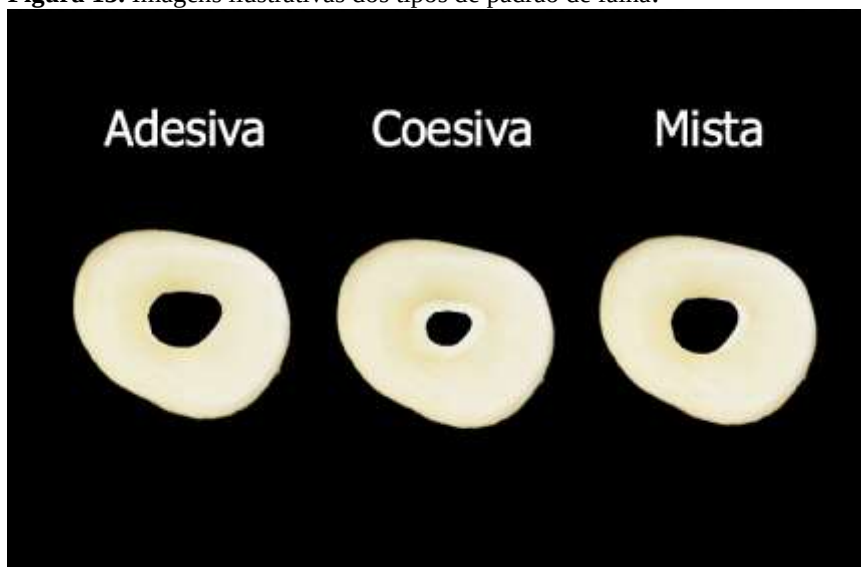
r_a = raio menor do canal apical

h = espessura da secção

Foi realizada a análise da interface e tipo de falha utilizando lupa estereoscópica (ZEISS, Stemi 2000-C, Alemanha) com aumento de $25 \times$. A partir das imagens obtidas, o padrão de falha após o teste *push out* foi classificado em: a) adesiva, quando ocorre o deslocamento do cimento sem resíduos na dentina; b) coesiva, quando ocorre somente a fratura do material com

remanescente de cimento em toda a extensão de dentina; c) mista, quando ocorre simultaneamente remanescente do material e paredes de dentina livre de cimento (Figura 13).

Figura 13. Imagens ilustrativas dos tipos de padrão de falha.



Fonte: Autor.

3.7 AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA E MORFOLÓGICA

Para a análise de elementos químicos espectroscopia de energia dispersiva de raio-x (EDS-X) e morfológica em microscópio eletrônico de varredura (MEV), foi utilizado o Microscópio ZEISS EVO 50 (JEOL Ltd, Tokyo 190-0012, Japão) (Figura 14), operando em 20 kV. Foram utilizados três corpos de prova de cada subgrupo (n=3) após o armazenamento por 28 dias e teste de *push out*, sendo que os mesmos foram fixados em placas de acrílico e seccionados ao meio no sentido vestibulo lingual em máquina de corte. Os corpos de prova foram colocados em solução de glutaraldeído (Asfer, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) por 24 horas. Na sequência, foi realizada a desidratação em soluções de graduação crescente de álcool etílico (Dermus, Florianópolis, SC, Brasil) 30°, 50°, 70°, 80°, 85°, 100° (por 5 min de imersão em cada solução) e 100° por 1 hora. Posteriormente, as amostras foram deixadas na estufa seca (Olidef Cz, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) por 24 horas. As amostras foram fixadas individualmente com fita adesiva dupla face em *stub* metálico circular (10 mm de diâmetro e 5 mm de altura) e levados ao aparelho metalizador (Bal Tec – SCD 005, Sputter Coater, Fürstentum, Liechtenstein) (Figura 15. A). Inicialmente para realização da análise de elementos químicos por EDS-X, as amostras foram revestidas por carbono (Bal-Tec, Carbon Thread L, Fürstentum, Liechtenstein) através do processo de incorporação de um fio do mesmo elemento químico no equipamento. O teste foi realizado utilizando a área de superfície

do material e interface dentina/cimento com aumento de 250 $\times$. Com os dados obtidos por EDS-X foi realizado a quantificação da proporção Ca/P.

Para a realização da análise morfológica, as mesmas amostras analisadas por EDS-X foram recobertas por uma fina camada de liga de ouro-paládio (Figura 15. B) por 250 s por pulverização catódica pelo aparelho metalizador, a fim de tornar as amostras condutoras para obtenção de micrografias de alta resolução no modo de contraste. A área representativa da superfície e interface foi fotografada em aumento de 5000 $\times$.

Figura 14. Microscópio Eletrônico de Varredura ZEISS EVO 50.



Fonte: EMU FFCLRP – Programa Equipamentos Multiusuários.

Figura 15. **A** - Metalizador. **B** – Amostras revestidas por ouro-pálido.



Fonte: Autor.

3.8 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados obtidos no teste de *push out* foram submetidos a testes estatísticos preliminares, com objetivo de verificar a distribuição amostral. Após verificação da homogeneidade (teste de Levene) e normalidade (teste de Shapiro-Wilk), foram aplicados os testes de Análise de Variância (ANOVA) three-way ($\alpha = 0,05$), e teste complementar de Tukey, para verificar a diferença entre os grupos ($\alpha = 0,001$). A análise estatística foi realizada com auxílio do *software* SigmaStat 3.5 (Systat Software; San Jose, Califórnia, EUA). Os dados obtidos por EDS-X, as imagens de MEV e do padrão de falha foram qualitativamente analisadas.

4. RESULTADOS

4.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO E PADRÃO DE FALHA

A Análise de Variância demonstrou diferença estatisticamente significativa no valor de resistência de união entre os cimentos e condição dentinária ($p < 0,001$), entretanto não foi observada diferença estatisticamente significativa no fator tempo ($p = 0,607$), quando analisados isoladamente excluindo os demais fatores. Foi observada interação entre os fatores cimento e tempo ($p = 0,045$), e condição dentinária e tempo ($p = 0,031$). Não foi observada diferença na interação entre os três fatores ($p = 0,494$) (Tabela 2).

Tabela 2. Resultados de ANOVA para resistência de união na comparação de cimentos, condição dentinária e interação entre os fatores.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	GL	Quadrado médio	F	P
Cimento	53,3501	1	53,3501	14,74131	<0,001
Condição dentinária	58,4991	1	58,4991	16,16404	<0,001
Tempo	0,9658	1	0,9658	0,26686	0,607
Cimento/dentina	0,0285	1	0,0285	0,00788	0,930
Cimento/tempo	15,0251	1	15,0251	4,15163	0,045
Dentina/tempo	17,5126	1	17,5126	4,83894	0,031
Cimento/dentina/tempo	1,7141	1	1,7141	0,47361	0,494
Total	260,5745	72	3,6191		

Fonte: Autor.

O teste Tukey revelou que o cimento Bio C, independentemente da condição dentinária e do tempo de contato, apresentou valores de resistência de união significativamente maiores às amostras preenchidas com MTA ($p < 0,001$) (Tabela 3).

Tabela 3. Valores médios e desvio padrão para a resistência de união (MPa) dos cimentos.

Cimentos	Média e desvio padrão
MTA	6,97±1,76 ^A
Bio C	8,06±2,44 ^B

Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas.

Fonte: Autor.

O teste Tukey revelou que as amostras em contato com o sangue, independentemente do material e do tempo de contato, apresentaram valores de resistência de união significativamente menores às amostras controle ($p < 0,001$) (Tabela 4).

Tabela 4. Valores médios e desvio padrão para a resistência da condição dentinária.

Condição dentinária	Média e desvio padrão
Controle	8,64±2,18 ^A
Sangue	6,93±2,04 ^B

Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas.

Fonte: Autor.

A Tabela 5 apresenta os valores médios e desvio padrão da resistência de união para os cimentos. Na comparação entre os fatores cimento e tempo, foi observado que as amostras preenchidas com MTA apresentaram valores semelhantes tanto para o preenchimento imediato como para o tardio ($p = 0,705$). As amostras para Bio C foi observado semelhança nos valores de resistência de união imediato e tardio ($p = 0,279$). Entretanto, as amostras com Bio C preenchidas em tempo tardio, apresentaram valores intermediários que foram ainda estatisticamente semelhantes às amostras de MTA ($p < 0,05$).

Tabela 5. Valores médios e desvio padrão para a resistência de união (MPa) dos cimentos em relação ao tempo.

Tempo	Cimento	
	MTA	Bio C
Imediato	6,64±1,68 ^A	9,14±2,46 ^b
Tardio	7,29±1,83 ^A	8,06±2,35 ^{Ab}

Letras iguais indicam similaridade estatística.

Fonte: Autor.

Teste: Tukey.

A Tabela 6 apresenta os valores médios e desvio padrão de união para a condição dentinária. Na comparação entre os fatores condição dentinária e tempo, foi observado semelhança entre as amostras do grupo controle tanto para tempo imediato como para tardio. ($p = 0,229$). As amostras do grupo sangue foram significativamente diferentes do grupo controle, tanto para tempo imediato como tardio ($p < 0,001$). Além disso, as amostras do grupo

controle tardio apresentaram valores intermediários que foram ainda estatisticamente semelhantes às amostras do grupo sangue ($p < 0,001$).

Tabela 6. Valores médios e desvio padrão para a resistência de união (MPa) das amostras em relação ao tempo e condição dentinária.

Tempo	Condição dentinária	
	Controle	Sangue
Imediato	9,22±2,34 ^A	6,57±1,72 ^b
Tardio	8,06±1,89 ^{Ab}	7,29±2,30 ^b

Letras iguais indicam similaridade estatística.

Fonte: Autor.

Teste: Tukey.

A distribuição do tipo de falha encontra-se disposta na Figura 16. A análise do tipo de falha mostrou predominância de falhas mistas ($\geq 50\%$) para todos os cimentos testados, independentemente da condição dentinária. Foram observadas falhas adesivas apenas para os grupos MIC (MTA- imediato- controle) e MTC (MTA- 15min- controle). Não foram observadas falhas coesivas.

Figura 16. Distribuição do padrão de falha entre os grupos e subgrupos

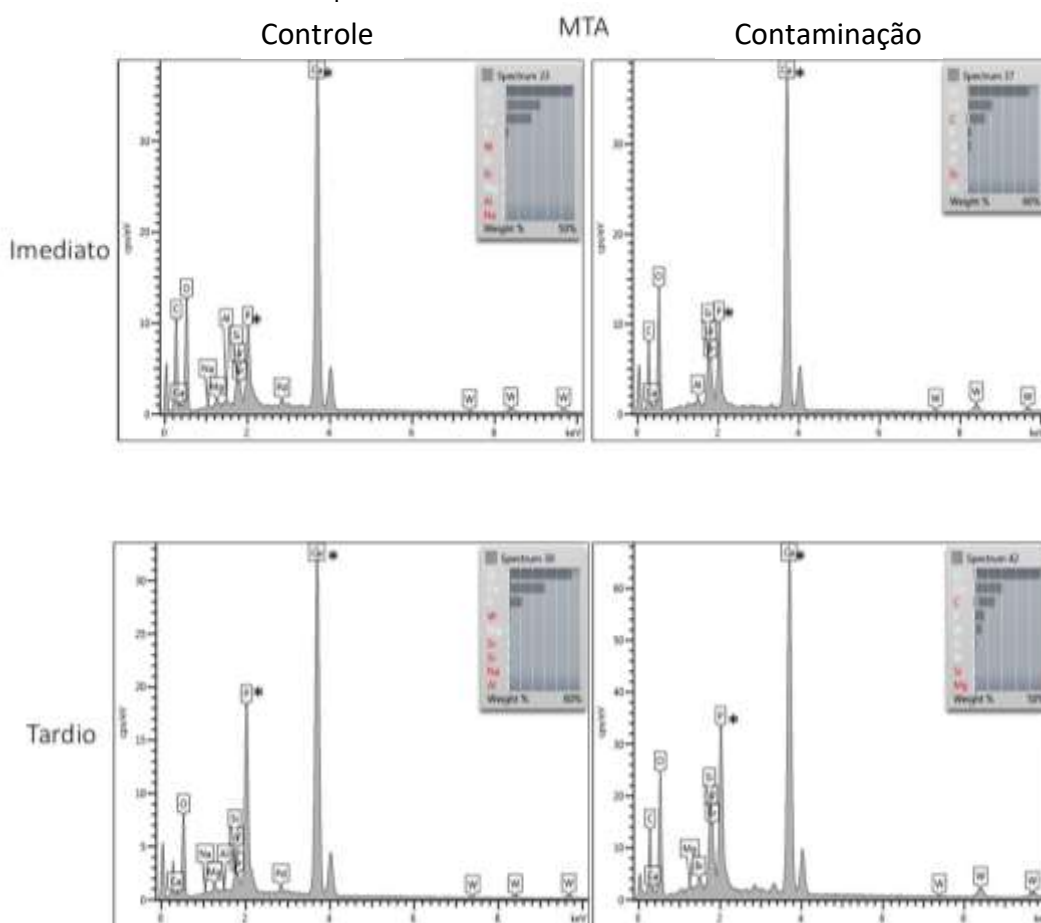


Fonte: Autor.

4.2 COMPOSIÇÃO QUÍMICA E MORFOLÓGICA

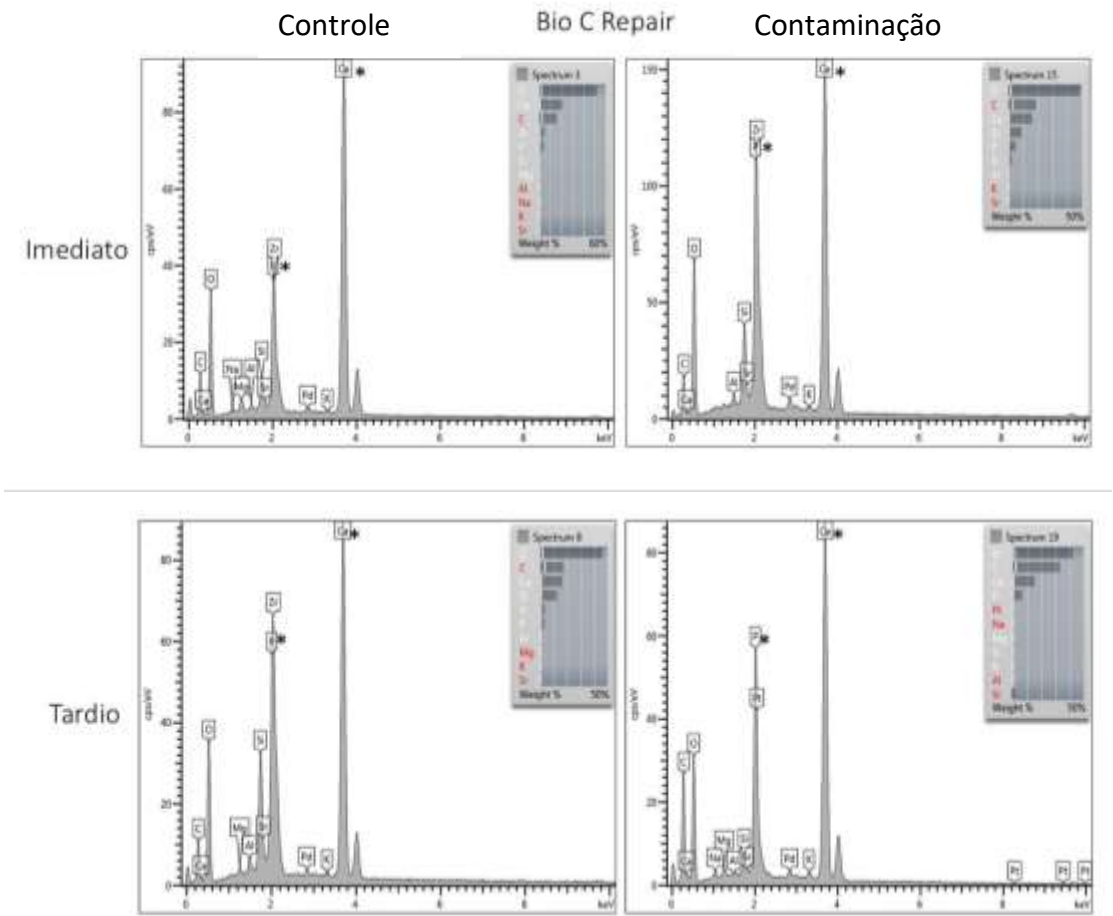
A composição química das superfícies analisadas encontra-se na Figura 17, na qual foi identificado, para todas as amostras, íons relacionados tanto à composição do cimento, como íons cálcio e fósforo, relacionados à hidroxiapatita. Nas imagens obtidas pela MEV (Figura 18 e 19), foi observado restos de cimento em todas as amostras. Não foram observados precipitados cristalinos sobre os cimentos analisados, nas diferentes condições dentinárias.

Figura 17. Composição iônica das superfícies de todos os subgrupos. Ca^{2+} e PO_4^{3-} foram identificados pelo símbolo *.



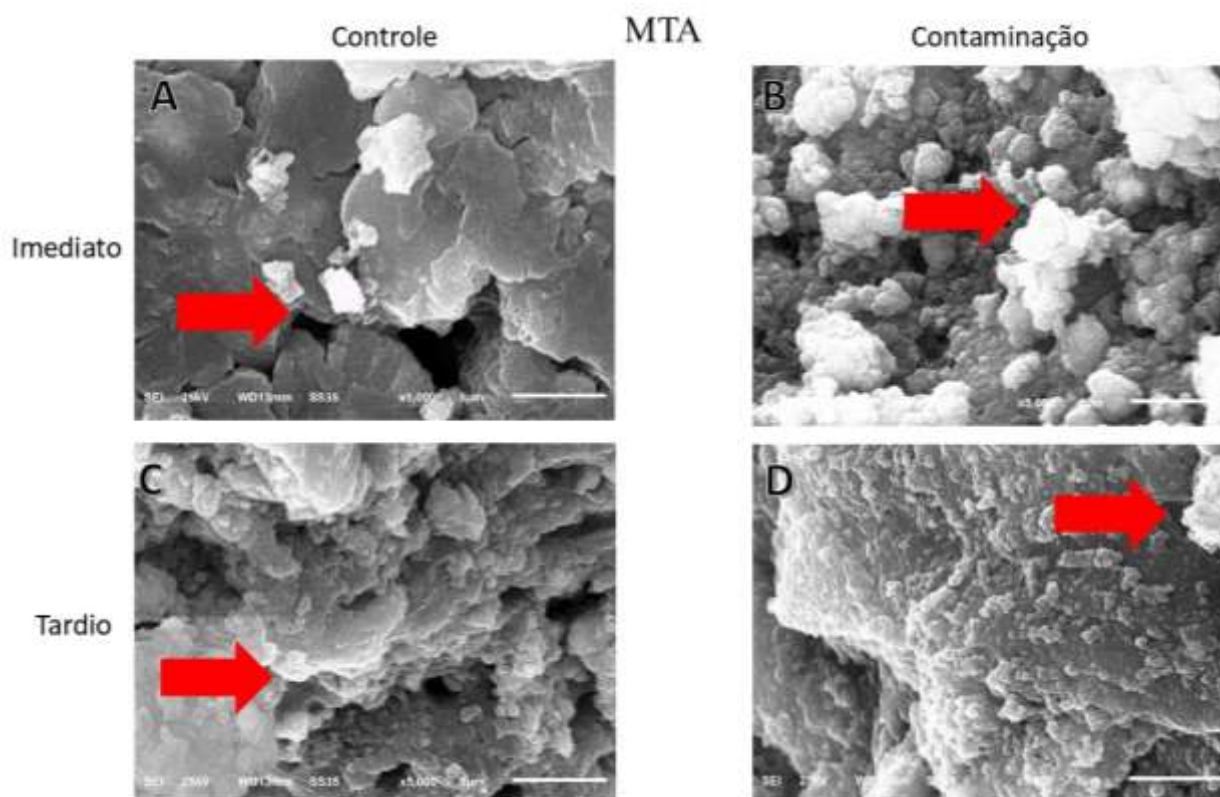
Fonte: Autor.

Figura 17. Composição iônica das superfícies de todos os subgrupos. Ca^{2+} e PO_4^{3-} foram identificados pelo símbolo *.



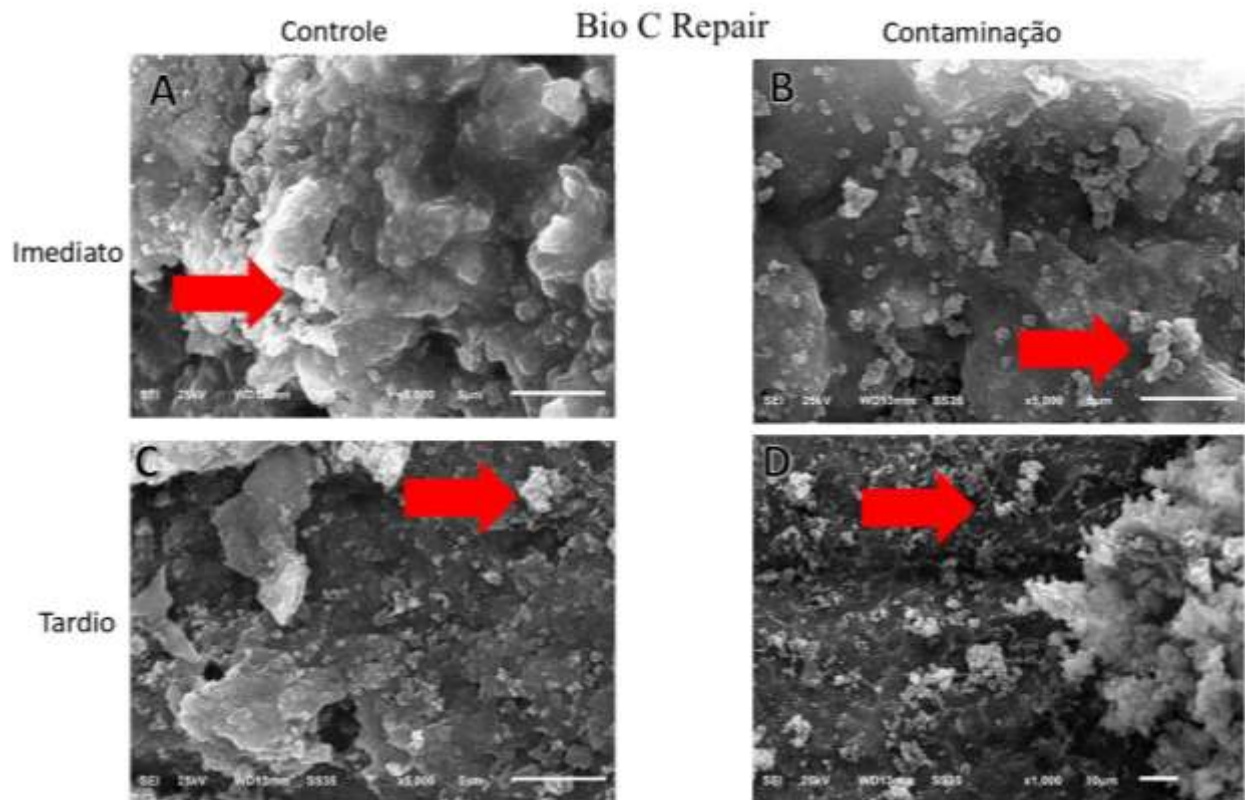
Fonte: Autor.

Figura 18. Imagens em MEV com aumento de 5000x da superfície dos cimentos de todos subgrupos do cimento biocerâmico convencional (MTA). Letras A e C indicam respectivamente grupo controle imediato e grupo controle tardio. Letras B e D indicam respectivamente grupo contaminação imediato e grupo contaminação tardio.



Setas em vermelho indicam restos de cimento.
Fonte: Autor.

Figura 19. Imagens em MEV com aumento de 5000x da superfície dos cimentos de todos subgrupos do cimento biocerâmico pronto para uso (Bio C Repair). Letras A e C indicam respectivamente grupo controle imediato e grupo controle tardio. Letras B e D indicam respectivamente grupo contaminação imediato e grupo contaminação tardio.



Setas em vermelho indicam restos de cimento.

Fonte: Autor.

5. DISCUSSÃO

Os cimentos biocerâmicos à base de silicato de cálcio promovem bioatividade e reparação tecidual através da liberação e reação de íons de cálcio, presentes em sua composição, com o substrato de contato (KLEIN-JUNIOR et al., 2021). Os cimentos chamados convencionais exigem a intervenção direta do operador no processo de manipulação, sendo assim, os materiais prontos para uso se destacam por apresentarem vantagens como menor sensibilidade técnica, facilidade de uso e otimização do tempo clínico. Entretanto, considerando a possibilidade de contaminação dos cimentos reparadores por sangue durante a sua reação de presa (NEKOOOFAR et al., 2011; DE DEUS et al., 2012; MARQUEZAN et al., 2018), é imprescindível avaliar a adesividade à dentina e seus efeitos sobre propriedades-chave, como composição química, morfologia da superfície, interface cimento/dentina e resistência ao deslocamento.

No presente estudo, avaliou-se a resistência de união do cimento biocerâmico convencional (MTA) em comparação ao cimento biocerâmico pronto para uso (Bio C Repair) com a dentina radicular, na presença ou não de contaminação por sangue. A partir dos resultados obtidos, a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que foram observadas diferenças significativas nos valores de resistência de união, tanto entre os materiais avaliados quanto em relação às condições da contaminação dentinária. De forma geral, os resultados indicaram que o cimento biocerâmico pronto para uso apresentou uma resistência de união superior em comparação com o cimento biocerâmico convencional. Além disso, foi observado que a presença de contaminação provocou um impacto negativo na resistência de união, reduzindo-a de forma significativa para ambos os cimentos.

Para a avaliação da resistência de união, um método amplamente estabelecido e proposto por numerosos estudos e evidências é o teste de *push out* (GUNESER; AKBULUT; ELDENIZ., 2013; DO CARMO et al., 2018; VEERAMACHANENI; ARAVELLI; DUNDIGALLA., 2022). Esta metodologia permite avaliar a resistência do deslocamento do material inserido no canal radicular, sendo utilizado por sua eficácia e por apresentar resultados confiáveis, os quais podem, de forma indireta, estar relacionados à capacidade de selamento dos cimentos (NEELAKANTAN et al., 2018; DO CARMO et al., 2018; MARQUEZAN et al., 2018). É considerado um método confiável e reprodutível, pois proporciona uma estimativa precisa da força adesiva. No entanto, é importante reconhecer suas limitações, como a posição da amostra e o ângulo de carga, que podem influenciar o resultado final (EGILMEZ et al., 2012). Dessa forma, baseado no protocolo desenvolvido no estudo de SALTARELI et al (2024),

o presente estudo estabeleceu a padronização criteriosa das amostras, levando em consideração fatores como a espessura do disco de dentina e o formato da broca utilizada para o preparo do formato radicular. Para a uniformidade da espessura de dentina do canal, uma faixa de diâmetro específica foi selecionada previamente, garantindo um corte mínimo e máximo, caracterizando homogeneidade da dentina exposta em contato com o material. O desgaste mínimo foi importante para evitar deixar pré-dentina e uma camada externa de dentina mais mineralizada próxima à junção cimento esmalte, que poderia alterar os resultados do estudo. Além disso, o preparo do canal dentinário foi estabelecido por uma broca em formato amplo e médio de 2,3 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade, reduzindo as chances de vieses, estabelecendo amostras mais circulares com espessura específica e corte regularizado.

Considerando que os materiais biocerâmicos podem estar expostos às forças dos fluidos advindos da região perirradicular ou à presença de biomateriais utilizados na formação óssea, fica evidente a relevância do teste de *push out* para simular o deslocamento do cimento de sua cavidade, que pode ocorrer em casos de interposição de enxerto ósseo, no uso de material para regeneração tecidual guiada ou pelo próprio tecido de granulação durante a reação inflamatória de reparo (REYES-CARMONA *et al.*, 2010; PARIROKH; TORABINEJAD., 2010; AKCAY *et al.*, 2016; DO CARMO *et al.*, 2018).

Neste estudo, optou-se pela utilização de dentes bovinos devido à possibilidade de acesso a animais da mesma raça e idade. Esta escolha é feita para garantir que a dentina tenha condições semelhantes, promovendo maior homogeneidade entre as amostras. A utilização de dentes bovinos é amplamente aceita pela literatura científica devido à sua capacidade de replicar condições semelhantes às encontradas em dentes humanos (YASSEN; PLATT; HARA., 2011; CANBEK *et al.*, 2013; SOARES *et al.*, 2016; SILVA *et al.*, 2019). Esta abordagem oferece a vantagem de fornecer resultados comparáveis com a dentina humana, o que os torna valiosos para estudos laboratoriais em Odontologia (SILVA *et al.*, 2019).

Considerando a comparação de resistência de união entre os cimentos na literatura corrente, é possível observar avaliações relacionadas entre os cimentos MTA e Bio C Repair. Prado *et al* (2021) observaram que a resistência de união do Bio C Repair foi maior do que a do MTA, se assemelhando aos achados do presente estudo. Esse resultado pode estar relacionado com a formulação do Bio C Repair, que é composto principalmente de carbono (34,81%) e oxigênio (34,51%), com adição de zircônio, composto utilizado como radiopacificador. A reação do silicato com o óxido de zircônio melhora o estado de hidratação da sílica, visto que ocorre formação significativa de Ca^{2+} livre (PRADO *et al.*, 2021). O aumento de íons Ca^{2+} livre promove a mineralização e a deposição da hidroxiapatita, o que favorece a

adesão do material à dentina (OLCAY et al., 2020). Esse processo é fundamental para a resistência de união e um fator diferencial entre os cimentos, podendo ser considerada como um fator de diferença e justificar os resultados obtidos.

Além da comparação entre os materiais de preenchimento, foram avaliadas a relação do substrato dental em situações que simulem a contaminação dentinária com sangue para analisar a força de união. Essa estratégia para um teste de caráter *in vitro* é relevante, pois pode se aproximar de situações clínicas, simulando casos de perfurações corono-radiculares ou cirurgias periapicais (ALIPOUR; FARAJI; GHASEMI., 2022). Neste estudo, observou-se que o contato com o sangue influenciou a resistência de união de ambos os cimentos testados à dentina radicular, sendo que os materiais contaminados apresentaram valores significativamente menores do que as amostras não contaminadas. De fato, já foi relatado que proteínas do sangue podem interferir na maturação do processo de mineralização da hidroxiapatita de cimentos biocerâmico (NEKOO FAR et al., 2011). As proteínas do sangue podem bloquear os túbulos dentinários e serem adsorvidas na superfície dos cimentos, impedindo a nucleação e formação de cristais de hidroxiapatita, responsáveis por preencher e conectar espaços entre o material e a dentina, e por consequência, prejudicam a resistência de união do cimento (MARQUEZAN et al., 2018). Estudos anteriores de cimento à base de silicato de cálcio observaram menor resistência de união das amostras de cimentos biocerâmicos em contato com dentina contaminada com sangue (AKCAY et al., 2016; MARQUEZAN et al., 2018; SALTARELI et al., 2024), o que corrobora com os achados do presente estudo e contribui para justificar a necessidade de buscar protocolos, técnicas e materiais que aumentem a eficácia no reparo de dentina contaminada.

Com relação ao tempo para contato do material com a umidade e contaminação externa, de modo geral, não foi observada diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência de união no contato imediato ou após 15 minutos. Embora não exista diferença estatística dos valores gerais do contato imediato ou tardio com a umidade, o cimento Bio C Repair, apresentou uma redução da média de resistência de união para o tempo tardio. Esses menores valores, estatisticamente, são semelhantes ao do MTA, e como de modo geral é perceptível que existe uma menor resistência de união do MTA comparado com o pronto para uso, esses resultados sugerem que o comportamento do Bio C não é o mesmo aguardando 15 minutos, sugerindo melhor comportamento no contato imediato.

O pior desempenho do Bio C Repair com contato tardio de umidade pode estar relacionado com a sua reação de presa, que depende da umidade do substrato, o que difere do MTA que apresenta água no processo de manipulação, e provavelmente não existe prejuízo na

sua reação de presa, mesmo sendo mantido por 15 minutos sem contato com umidade externa (LUCAS et al., 2017; RABELLO et al., 2022; CAMPI et al., 2023). Vale ressaltar que, nesse estudo, o tempo tardio de 15 minutos foi selecionado com base no tempo de presa do cimento biocerâmico convencional MTA (DAWOOD et al., 2017; MTA, Angelus). Com relação ao Bio C Repair, seu tempo de presa está relacionado com a disponibilidade de umidade no meio e ocorre em torno de 120 minutos (Bio C; Angelus). O tempo de presa influencia no tempo de trabalho e no desempenho clínico durante o tratamento endodôntico cirúrgico. Embora o maior tempo de presa do Bio C repair seja considerado vantajoso do ponto de vista clínico, deve-se ponderar sobre os possíveis efeitos citotóxicos nos tecidos periradiculares, os quais podem interferir ou atrasar o processo de cicatrização até que a presa do material esteja completa (LOUSHINE et al., 2011; KOO; KIM. KWAK., 2023).

Com base na análise da interface e do padrão de falha do presente estudo, predominaram falhas mistas para as amostras preenchidas com ambos os cimentos. A elevada incidência desse tipo de falha nesses materiais está ligada à interação química entre o composto e a estrutura dentária (DO CARMO et al., 2018). Essa interação pode existir devido a reação de cristais decorrente do material que ficou em contato com a interface e de sua expansão. Essa interação química sugere a existência de áreas onde há uma retenção substancial do material, resultando em uma adesão consideravelmente forte (NAGAS et al., 2016 e DO CARMO et al., 2018). Nesse contexto, ao comparar as amostras de cimento convencional (MTA) em dentina contaminada com as amostras controle, observou-se uma predominância de falhas mistas e uma pequena porcentagem de falhas adesivas. As falhas adesivas indicam uma interação menor dos materiais com a dentina, resultados que estão em concordância com os dados de resistência de união. Quanto ao cimento biocerâmico pronto para uso (Bio C Repair), verificou-se apenas falhas mistas em todos os grupos, que também se relacionam aos maiores valores de resistência de união em comparação aos observados no MTA.

Os materiais biocerâmicos são considerados bioativos por sua capacidade de formação de compostos derivados da apatita, o que aumenta sua retenção na cavidade dentinária (DO CARMO et al., 2018). Além disso, são reconhecidos na Odontologia por sua capacidade de estabelecer interação química com os tecidos dentinários, através de seus componentes que reagem com íons presentes na estrutura dentária, promovendo uma adesão prolongada (OLCAY et al., 2020; CAMILLERI., 2020; CAMILLERI; ATMEH; LI; MESCHI., 2022). A MEV e EDS-X foram utilizados para avaliar a morfologia e identificar os elementos químicos formados sobre os cimentos e na interface com a dentina radicular. No presente estudo, na interface, foram identificados compostos relacionados à composição do cimento, como também

íons cálcio e fosfato, relacionados à composição da hidroxiapatita. Entretanto, morfológicamente, na superfície dos cimentos não foram observadas estruturas cristalinas semelhantes à cristais de hidroxiapatita. Provavelmente esses resultados estão relacionados, no caso da água, por não induzir superficialmente a bioatividade pelo fato de não apresentar fosfato em sua composição, e no caso do sangue, por prejudicar a liberação iônica devido à adsorção de suas proteínas. (NEKOO FAR et al., 2010; NEKOO FAR et al., 2011; OLOOMI et al., 2013; MARQUEZAN et al., 2018; SALTARELI et al., 2024). Outra possível justificativa é que o método utilizado para avaliação morfológica foi realizado na superfície de dentina do preparo após o deslocamento do cimento pelo teste de *push out*. Portanto, a área visualizada apresentava resíduos de cimento ou apenas dentina, sendo que estruturas cristalinas, geralmente observadas na superfície de cimentos em contato com PBS, não puderam ser visualizadas no presente estudo.

Segundo os resultados obtidos, foi notável que o cimento biocerâmico pronto para uso mantém desempenho de selamento superior ao cimento biocerâmico convencional, mesmo quando afetado pelo contato com o sangue. Ainda, considerando que o tempo de espera para o contato com a umidade e contaminação não influenciou os resultados de resistência de união, do ponto de vista clínico, existe uma evidência importante para o cirurgião-dentista não precisar manter o cimento livre de contaminantes após preenchimento, sem prejudicar o resultado final.

6. CONCLUSÕES

Considerando os resultados obtidos no presente estudo, pode-se concluir que:

- O tempo para contato dentinário não interferiu na resistência de união dos cimentos.
- A contaminação com sangue interfere na resistência de união à dentina radicular de ambos os cimentos, assim como na reação de mineralização para a deposição de hidroxiapatita.
- O material de reparo pronto para uso apresenta melhor retenção à dentina radicular em comparação ao cimento biocerâmico convencional.
- Houve predominância de falhas mistas nos grupos preenchidos com Bio C Repair, e predominância de falhas mistas com pequena porcentagem de falhas adesivas nos grupos preenchidos com MTA, independentemente da condição dentinária.

REFERÊNCIAS

- ALIPOUR, M; FARAJI GAVGANI, L; GHASEMI, N. Push-out bond strength of the calcium silicate-based endodontic cements in the presence of blood: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **Clinical and Experimental Dental Research**, v. 8, n. 2, p. 571-582, 2022.
- ARUL, B.; VARGUESE, A.; MISHRA, A.; ELANGO, S.; PADMANABAN, S.; NATANASABAPATHY, V. Retrieval of bioceramic-based sealers in comparison with epoxy resin-based sealer assessed using microcomputed tomography: A systematic review of laboratory-based studies. **Journal of Conservative Dentistry: JCD**, v. 24, n. 5, p. 421, 2021.
- ALMUTAIRI, W.; YASSEN, G. H.; AMINOSHARIAE, A.; WILLIAMS, K. A.; MICKEL, A. Regenerative Endodontics: A Systematic Analysis of the Failed Cases. **Journal of Endodontics**, v. 45, n. 5, p. 567-577, 2019.
- AKCAY, H.; ARSLAN, H.; AKCAY, M.; MESE, M.; SAHIN, N.N. Evaluation of the bond strength of root-end placed mineral trioxide aggregate and Biodentine in the absence/presence of blood contamination. **European Journal of Dentistry**, v. 10, n. 3, p. 370-375, 2016.
- AKSEL, H.; KUÇUKKAYA, E. S.; ASKERBEVLI, O. S.; KARASMAILIOĞLU, E. Surface and vertical dimensional changes of mineral trioxide aggregate and biodentine in different environmental conditions. **Journal of Applied Oral Science**, v. 27, n. 10, p. 1-8, 2018.
- BIOCAMIN, V.; ANTONIJEVIC, D.; POSTIC, S.; IJC, D.; VUKOVIC, Z.; MILIC, M.; FAN, Y.; BRKOVIC, B.; DURIC, M. Marginal Gaps between 2 Calcium Silicate and Glass Ionomer Cements and Apical Root Dentin. **Journal of Endodontics**, v. 44, n. 5, p. 816-821, 2018.
- BENETTI, F.; QUEIROZ, Í. O. D. A.; COSME-SILVA, L.; CONTI, L. C.; OLIVEIRA, S. H. P. D.; CINTRA, L. T. A. Cytotoxicity, biocompatibility and biomineralization of a new ready-for-use bioceramic repair material. **Brazilian Dental Journal**, v. 30, n. 4, p. 325-332, 2019.
- BOLHARI, B.; NEKOOFAR, M.; SHARIFIAN, M.; GHABRAI, S.; MERAJI, N.; DUMMER, P. Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-like materials. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 3, p. 432-435, 2014.
- CAMPI, L.; RODRIGUES, E.; TORRES, F.; REIS, J.; GUERREIRO-TANOMARU, J.; TANOMARU-FILHO, M.. Physicochemical properties, cytotoxicity and bioactivity of a ready-to-use bioceramic repair material. **Brazilian Dental Journal**, v. 34, n. 1, p. 29-38, 2023.
- CAMILLERI, J.; FORMOSA, L.; DAMIDOT, D. The setting characteristics of MTA Plus in different environmental conditions. **International Endodontic Journal**, v. 46, n. 9, p. 831-40, 2013
- CAMILLERI, J. Classification of hydraulic cements used in dentistry. **Frontiers In Dental Medicine**, v. 1, n. 9, p. 1-6, 2020.

CAMILLERI, J.; ATMEH, A.; LI, X.; MESCHI, N. Present status and future directions: Hydraulic materials for endodontic use. **International Endodontic Journal**, v. 55, n. 3, p. 710-777, 2022.

CANBEK, K., KARBACH, M., GOTTSCHALK, F., ERBE, C., WEHRBEIN, H. Evaluation of bovine and human teeth exposed to thermocycling for microleakage under bonded metal brackets. **Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie**, v. 74, n.2, p. 102-112, 2013.

CASTRO-RAUCCI, L. M. S.; TEIXEIRA, L. N.; BARBOSA, A. F. S.; FERNANDES, R. R.; RAUCCI-NETO, W. JACOBOWITZ, M.; OLIVEIRA, I. R.; DE OLIVEIRA, P. T. Calcium chloride-enriched calcium aluminate cement promotes in vitro osteogenesis. **International Endodontic Journal**, v. 51, n. 6, p. 674-683, 2018.

CHEN, I. ; SALHAB, I.; SETZER, F.; KIM, S.; A new calcium silicate-based bioceramic material promotes human osteo-and odontogenic stem cell proliferation and survival via the extracellular signal-regulated kinase signaling pathway. **Journal of Endodontics**, v. 42, n. 3, p. 480-486, 2016.

DAWOOD, A. E., PARASHOS, P., WONG, R. H., REYNOLDS, E. C., MANTON, D. J. Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. **Journal of Investigative and Clinical Dentistry**, v. 8, n. 2, p. 121-95, 2017.

DE-DEUS, G., CANABARRO, A., ALVES, G. G., MARINS, J. R., LINHARES, A. B. R., GRANJEIRO, J. M. Cytocompatibility of the ready-to-use bioceramic putty repair cement iRoot BP Plus with primary human osteoblasts. **International Endodontic Journal**, v. 45, n.6, p. 508-513, 2012.

DO CARMO, S. S.; NESPOLI, F. F. P.; BACHMANN, L.; MIRANDA, C. E. S.; CASTRO-RAUCCI, L. M. S.; OLIVEIRA, I. R.; RAUCCI-NETO, W. Influence of early mineral deposits of silicate- and aluminate-based cements on push-out bond strength to root dentine. **International Endodontic Journal**, v. 51, n. 1, p. 92-101, 2018.

EGILMEZ, F., ERGUN, G., CEKIC-NAGAS, I., VALLITTU, P. K., & LASSILA, L. V. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 71, n. 1, p. 175-182, 2013.

GORNI, F. G.; ANDREANO, A.; AMBROGI, F.; BRAMBILLA, E.; GAGLIANI, M. Patient and Clinical Characteristics Associated with Primary Healing of Iatrogenic Perforations after Root Canal Treatment: Results of a Long-term Italian Study. **Journal Endodontics**, v. 42, n. 2, p. 211-215, 2016.

GUERRERO, F.; BERAESTEGUI, E. Porosity analysis of MTA and Biodentine cements for use in endodontics by using micro-computed tomography. **Journal Clinical Experimental Dentistry**, v. 10, n.3, p. 237-240, 2018.

GUNESER M.B, AKBULUT, M.B, ELDENIZ, A.U. Effect of Various Endodontic Irrigants on the Push -out Bond Strength of Biodentine and Conventional Root Perforation Repair Materials. **Journal of Endodontics**, v. 39, n. 3, p. 380 -384, 2013.

GRECH, L.; MALLIA, B.; CAMILLERI, J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. **International Endodontic Journal**, v. 46, n. 7, p. 632-641, 2013.

GHILOTTI, J.; SANZ, J.; LÓPEZ-GARCIA, S.; GUERRERO-GIRONÉS, J.; PECCI-LLORET,M.; LOZANO, A.; LLENA, C.; RODRÍGUEZ-LOZANO, F.; FORNER, L.; SPAGNUOLO, G. Comparative surface morphology, chemical composition, and cytocompatibility of bio-C repair, biodentine, and ProRoot MTA on hDPCs. **Materials**, v. 13, n. 9, p. 218-219, 2020.

HAN, L.; KODAMA, S.; OKIJI, T. Evaluation of calcium-releasing and apatite-forming abilities of fast-setting calcium silicate-based endodontic materials. **International Endodontic Journal**, v. 48, n. 2, p. 124-302, 2015.

JAIN, A.; PONNAPPA, K. C.; YADA,V. P.; RAO, Y.; RELHAN, N.; GUPTA, P.; CHOUBEY, A.; BHARDWAJ, S. Comparison of the Root End Sealing Ability of Four Different Retrograde Filling Materials in Teeth with Root Apices Resected at Different Angles - An In vitro Study. **Journal of Clinical and Diagnostic. Research**, v. 10, n. 1, p. 7-14, 2016.

KLEIN-JUNIO, C.A, ZIMMER, R., DOBLER, T., OLIVEIRA, V., MARINOWIC, D.R., Z ÖZKOMUR, A., RESTON, E.G. Cytotoxicity assessment of Bio-C Repair Íon+: A new calcium silicate-based cement. **Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects**, v. 15, n. 3, p. 152, 2021.

KOO, J., KWAK, S. W., KIM, H. C. Differences in setting time of calcium silicate-based sealers under different test conditions. **Journal of Dental Sciences**, v. 18, n. 3, p. 1042-1046, 2023.

LEME, K.; SALVADORI, D. In vitro toxicogenomic activity of an MTA/salicylate-based endodontic sealer. **Toxicology Reports**, v. 9, n.1, p. 1076-1081, 2022.

LOUSHINE, B. A., BRYAN, T. E., LOONEY, S. W., GILLEN, B. M., LOUSHINE, R. J., WELLER, R. N., Tay, F. R. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. **Journal of Endodontics**, v. 37, n. 5, p. 673-677, 2011.

LUCAS, C. D. P. T. P., VIAPIANA, R., BOSSO-MARTELO, R., GUERREIRO-TANOMARU, J. M., CAMILLERI, J., TANOMARU-FILHO, M. Physicochemical properties and dentin bond strength of a tricalcium silicate-based retrograde material. **Brazilian Dental Journal**, v.28, n.1, p. 51-56, 2017.

MARU, V.; MADKAIKAR, M.; GADA, A.; PAKHMODE, V.; PADAWE, D.; BAPAT, S. Response of stem cells derived from human exfoliated deciduous teeth to Bio-C Repair and Mineral Trioxide Aggregate Repair HP: Cytotoxicity and gene expression assessment. **Dental Research Journal**, v. 20, n. 55, p.1-7, 2023.

MARQUEZAN, F. K.; KOPPER, P. M. P.; DULLIUS, A. I. D. S.; ARDENGHI, D. M.; GRAZZIOTIN-SOARES, R. Effect of Blood Contamination on The Push-Out Bond Strength of Calcium Silicate Cements. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 2, p. 189-194, 2018.

NAGAS, E.; CEHRELI, Z.C.; UYANIK, M.O.; VALLITU, P.K.; LASSILA, L.V.J. Effect of several intracanal medicaments on the push-out bond strength of ProRoot MTA and Biodentine. **International Endodontic Journal**, v. 49, n. 2, p. 184-188, 2016.

NEELAKANTAN, P.; AHMED, H. M. A.; WONG, M. C. M.; MATINLINNA, J. P.; CHEUNG, G. S. P. Effect of root canal irrigation protocols on the dislocation resistance of mineral trioxide aggregate-based materials: A systematic review of laboratory studies. **International Endodontic Journal**, v. 51, n. 8, p. 847-861, 2018.

NEKOOOFAR, M. H.; DAVIES, T. E.; STONE, D.; BASTURK, F. B.; DUMMER, P. M. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, v. 44, n. 11, p. 1011-1018, 2011.

NEKOOOFAR, M. H.; OLOOMI, K.; SHEYKHREZAE, M. S.; TABOR, R., STONE, D. F.; DUMMER, P. M. H. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, v. 43, n. 10, p. 849-858, 2010.

OKAMURA, T.; CHEN, L.; TSUMANO, N.; IKEDA, C.; KOMASA, S.; TOMINAGA, K.; HASHIMOTO, Y. Biocompatibility of a high-plasticity, calcium silicate-based, ready-to-use material. **Materials**, v. 13, n. 21, p. 4770, 2020.

OLOOMI, K.; SABERI, E.; MOKHTARI, H.; ZONOUZI, H.; NOSRAT, A.; NEKOOOFAR, M.; DUMMER, P. Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 38, n. 3, p. 128-133, 2013.

OLCAY, K., TASLI, P. N., GUVEN, E. P., ULKER, G. M. Y., OGUT, E. E., ÇİFTÇIOĞLU, E., ŞAHİN, F. Effect of a novel bioceramic root canal sealer on the angiogenesis-enhancing potential of assorted human odontogenic stem cells compared with principal tricalcium silicate-based cements. **Journal of Applied Oral Science**, v. 28, n. 20, p.190-215, 2020.

OLIVEIRA, L. V.; DE SOUZA, G. L.; DA SILVA, G. R.; MAGALHÃES, T. E. A.; FREITAS, G. A. N.; TURRIONI, A. P.; MOURA, C. C. G. Biological parameters, discolouration and radiopacity of calcium silicate-based materials in a simulated model of partial pulpotomy. **International Endodontic Journal**, v. 54, n. 11, p. 2133-2144, 2021.

PARIROKH, M.; TORABINEJAD, M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review - Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. **Jornal Endodontics**, v. 36, n. 1, p. 16-27, 2010.

PRADO, M. C., MARTINIANO, K., PEREIRA, A. C., CORTELLAZI, K. L., MARCIANO, M. A., ABUNA, G., DE-JESUS-SOARES, A. Do intracanal medications used in regenerative

endodontics affect the bond strength of powder-to-liquid and ready-to-use cervical sealing materials?. **Journal of Conservative Dentistry and Endodontics**, v. 24, n.5, p. 464-469, 2021.

QUEIROZ, M. INADA, R.; JAMPANI, J.; GUERREIRO-TANO MARO, J.; SASSO-CERRI, E.; TANOMARU-FILHO, M.; CERRI, P. Biocompatibility and bioactive potential of an experimental tricalcium silicate-based cement in comparison with Bio-C repair and MTA Repair HP materials. **International Endodontic Journal**, v. 56, n. 2, p. 259-277, 2023.

RENCER, B.; CHANG, A.; FONG, H.; JOHNSON, J.; PARANJPE, A. Comparison of the sealing ability of various bioceramic materials for endodontic surgery. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 46, n. 3, p.1-11, 2021.

RABIMI, S.; GHASEMI, N.; SHAHI, S. Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. **Journal Endodontics**, v. 39, n. 5, p. 697-700, 2013.

RABELLO, C. Z., KOPPER, P. M. P., FERRI, L. J. M., SIGNOR, B., HASHIZUMI, L. N., FONTANELLA, V. R. C., SCARPARO, R. K. Physicochemical properties of three bioceramic cements. **Brazilian Oral Research**, v.36, n.x, p. 69, 2022.

REYES-CARMONA, J. F.; SANTOS, A. S.; FIGUEIREDO, C. P.; BAGGIO, C. H.; FELIPPE, M. C.; FELIPPE, W. T.; CORDEIRO, M. M. Host-mineral trioxide aggregate inflammatory molecular signaling and biomineralization ability. **Journal Endodontics**, v. 36, n. 8, p. 1347-1353, 2010.

SALTARELI, F. M., LEONI, G. B., DE LIMA FERRAZ, N., DE FARIA, N. S., OLIVEIRA, I. R., BACHMANN, L., RAUCCI-NETO, W. Apatite-like forming ability, porosity, and bond strength of calcium aluminate cement with chitosan, zirconium oxide, and hydroxyapatite additives. **Microscopy Research and Technique**, v. 84, n.6, p. 1192-1204, 2021.

SALTERALLI, F. M., CASTRO-RAUCCI, L. M. S., MIRANDA, C. E. S., TAVELLA-SILVA, N. C., OLIVEIRA, I. R., RAUCCI-NETO, W. Effects of blood and root-dentin cleaning on the porosity and bond strength of a collagen bioceramic material. **Brazilian Dental Journal**, v.35, n.x, p. 24, 2024.

SETZER, F.; KRATCHMAN, S. Present status and future directions: Surgical endodontics. **International Endodontic Journal**, v. 55, n.4, p. 1020-1058, 2022.

SILVA, E. C. A., TANOMARU-FILHO, M., DA SILVA, G. F., DELFINO, M. M., CERRI, P. S., GUERREIRO-TANOMARU, J. M. (2020). Biocompatibility and bioactive potential of new calcium silicate-based endodontic sealers: Bio-C Sealer and Sealer Plus BC. **Journal of Endodontics**, v. 46, n.10, p. 1470-1477, 2020.

SILVA, E.; CARVALHO, N.; PRADO, M.; SENNA, P.; SOUZA, E.; DE-DEUS, G.; Bovine teeth can reliably substitute human dentine in an intra-tooth push-out bond strength model?. **International Endodontic Journal**, v, 52, n.7, p. 1063-1069, 2019.

SIQUEIRA, J. F.; ROÇAS, I. N.; RICUCCI, D.; HULSMANN, M. Causes and management of post-treatment apical periodontitis. **Journal of Dentistry**, v. 216, n. 6, p. 305-312, 2014.

SOARES, F. Z. M., FOLLAK, A., DA ROSA, L. S., MONTAGNER, A. F., LENZI, T. L., ROCHA, R. O. Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A

systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **Dental Materials**, v. 32, n.11, p. 1385-1393, 2016.

TERAUCHI, Y.; TORABINEJAD M.; WONG K.; BOGEN G. The Effect of Mineral Trioxide Aggregate Obturation Levels on the Outcome of Endodontic Retreatment: An Observational Study. **Journal of Endodontics**, v. 49, n. 6, p-664-674, 2023.

TORABINEJAD, M.; WHITE, S. N. Endodontic treatment options after unsuccessful initial root canal treatment: Alternatives to single-tooth implants. **Journal of American Dental Association**, v. 147, n. 3, pag. 214-220, 2016.

TORABINEJAD, M.; MOAZZAMI S.; MOADDEL, H.; HAWKINS, J.; GUSTEFSON C.; FARAS, H.; WRIGHT, K.; SHABAHANG, S. Effect of MTA particle size on periapical healing. **International Endodontic Journal**, v. 50, n.2, p. 3-8, 2017.

TAWIL, P.; DUGGAN, D.; GALICIA, J. MTA: a clinical review. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, v. 36, n. 4, p. 247, 2015.

TOUBES, K.; TONELLI, S.; GIRELLI, C.; AZEVEDO, C.; THOMPSON, A.; NUNES, E.; SILVEIRA F. Bio-C repair-A new bioceramic material for root perforation management: Two case reports. **Brazilian Dental Journal**, v. 32, n.1, p. 104-110, 2021.

VALLITTU, P.K.; BOCCACCINI, A.R.; HUPA, L.; WATTS, D.C. Bioactive dental materials: Do they exist and what does bioactivity mean? **Dental Materials**, v.34, n.5, p. 693-694, 2018.

VEERAMACHANENI, C., ARAVELLI, S., DUNDIGALLA, S. Comparative evaluation of push-out bond strength of bioceramic and epoxy sealers after using various final irrigants: An in vitro study. **Journal of Conservative Dentistry and Endodontics**, v. 25, n.2, p. 145-150, 2022.

VERGAÇAS, J.; DE LIMA, C.; BARBOSA, A.; VIEIRA, V.; ANTUNES, H.; DA SILVA, E. Marginal gaps and voids of three root-end filling materials: A microcomputed tomographic study. **Microscopy Research and Technique**, v. 85, n. 2, p. 617-622, 2022.

YASSEN, G., PLATT, J. A., HARA, A. T. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. **Journal of Oral Science**, v. 53, n.3, p. 273-282, 2011.

ZAMPARINI, F.; PRATI, C.; TADDEI, P.; SPINELLI, A.; FOGGIA, M.; GANDOLFI, M. Chemical-physical properties and bioactivity of new premixed calcium silicate-bioceramic root canal sealers. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 23, n. 22, p. 13914, 2022.