

MARIELE FERRAZ DE OLIVEIRA

**INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DE PREPARO INTRACÂMARA NO
DESEMPENHO BIOMECÂNICO DE DENTES COM RESTAURAÇÕES
ENDOCROWN**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Fabíola Galbiatti de Carvalho

Co-orientador: Prof. Dr. Bruno Salles Sotto-Maior

Juiz de Fora
2020

MARIELE FERRAZ DE OLIVEIRA

**INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DE PREPARO INTRACÂMARA NO
DESEMPENHO BIOMECÂNICO DE RESTAURAÇÕES ENDOCROWN**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Aprovada em ___ de _____ de 2020

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Bruno Salles Sotto Maior

Departamento de Odontologia Restauradora/UFJF

Prof^a. Dr^a. Laísa Araújo Cortines Laxe

Departamento de Odontologia Restauradora/UFJF

Prof^a. Dr^a. Veridiana Resende Novais Simamoto

Universidade Federal de Uberlândia

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família, em especial aos meus pais que trabalharam, de forma incansável para proporcionar, não só a mim, mas também aos meus irmãos, uma formação de qualidade e humana. Pai e mãe, vocês são meu orgulho!

Aos meus irmãos pelo amor e carinho em todos os momentos, sempre me dando força, coragem e incentivo para a conclusão desse sonho.

Amo muito vocês!

AGRADECIMENTOS

A DEUS, pelo amparo nas horas mais difíceis, por ter me guiado até aqui me fazendo entender que o SEU tempo não falha e que tudo acontece da melhor maneira, basta confiar... Você preparou o melhor para mim desde sempre, a começar pela linda família que escolheu, pelas amizades que fiz até hoje e por colocar as pessoas certas ao meu lado!

À minha orientadora Prof^a. Dr^a. Fabíola Galbiatti de Carvalho, que de forma tão delicada me fez caminhar na direção certa. Obrigada pela confiança depositada em mim e pelo carinho com o qual conduziu este trabalho.

Professora Fabíola, você é uma grande inspiração para mim!

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Bruno Salles Sotto-Maior, que me acolheu e proporcionou momentos de grande aprendizado. Você teve um papel muito importante nesta caminhada.

Ao Prof. Dr. Hugo Carlo Lemos, que sempre me incentivou na realização deste trabalho. Por toda ajuda e dedicação para a realização dos ensaios mecânicos, sei o quanto sacrificante foi para você. Deixo aqui registrada minha eterna gratidão e admiração.

Ao Professor Dr. Carlos José Soares e Doutoranda Maria Tereza Hordones Ribeiro do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, que gentilmente abdicaram do seu tempo para auxiliar na execução dos ensaios mecânicos, meu muito obrigada!

À Prof^a Dr^a Laísa Araújo Cortines Laxe pela valiosa contribuição na qualificação e pela atenção durante todo o mestrado.

À Prof^a. Dr^a. Veridiana Resende Novais Simamoto, pela gentileza em aceitar compor a banca avaliadora e pelo tempo dedicado a este trabalho.

Agradeço à Faculdade de Odontologia, em especial ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pela oportunidade de receber um ensino de qualidade.

Aos funcionários do Laboratório de Pesquisas desta Instituição, por serem sempre atenciosos e pacientes conosco.

Agradeço a meus pais, Idimar e Lúcia, e meus amados irmãos Victor e Eveline, por toda paciência, amor e compreensão durante esta caminhada. Vocês são meu porto seguro!

Aos amigos de longa data, Fernanda Ribeiro Porto, Maria Elizabeth Nogueira Martins pelo incentivo e inspiração diária, e em especial à Fabiana César Costa, que embarcou comigo neste sonho me dando a honra, de mais uma vez, estudar a seu lado.

À minha ex-aluna e amiga, Caroline Figueiredo, por todo o apoio e disponibilidade, você foi muito importante nesta caminhada.

Aos amigos que fiz aqui, Aloízio, Dione, Lucas e Tamiris, que dividiram comigo tantos momentos e tornaram este mestrado ainda mais especial. Obrigada amigos!

Por fim, agradeço a todos, ainda que indiretamente, contribuíram para a conclusão de mais uma etapa em minha vida.

RESUMO

Esta pesquisa foi realizada com o objetivo de avaliar a influência da profundidade de preparo intracâmara pulpar no desempenho biomecânico in vitro de restaurações *endocrown* em molares confeccionados em diferentes materiais cerâmicos. Cinquenta molares hígidos com dimensões aproximadas, foram divididos em 5 grupos (n=10). Os dentes foram seccionados 2 mm acima da junção amelo-cementária e tratados endodonticamente, exceto grupo controle (GC). Em seguida, foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos (n=10), de acordo com o material cerâmico da *endocrown* e a profundidade intracâmara, respectivamente: EX2- dissilicato de lítio (IPS e.max CAD)/ 2 mm; EX4- (IPS e.max CAD)/ 4 mm ; EN2- cerâmica infiltrada por polímero (VITA Enamic)/ 2 mm; EN4- (VITA Enamic)/ 4 mm. Para a confecção das restaurações *endocrowns*, todos os preparos foram escaneados e as mesmas obtidas pelo método CAD/CAM. Em seguida, as *endocrowns* foram condicionadas com ácido fluorídrico 5%, o silano foi aplicado e foram cimentadas com cimento resinoso autoadesivo (Rely-X™ U200). Após, as amostras foram submetidas à ciclagem térmica (5.000 ciclos), à fadiga mecânica (600.000 ciclos com carga axial de 125 N com 4 Hz), teste de resistência a fratura (carga 1,8 Kg, 1mm/min) e análise do padrão de fratura. Two-way ANOVA e teste de Tukey foram utilizados para comparação entre os diferentes materiais investigados e as diferentes profundidades de preparo intracâmara pulpar. A comparação dos grupos com o grupo controle foi avaliada pelo teste de Dunnett ($\alpha=0,05$). Os resultados de resistência à fratura mostraram que houve significativa interação entre os fatores material e profundidade ($p= 0,020$). Comparando a profundidade de preparo intracâmara pulpar para cada material houve diferença estatística significativa para o grupo de dissilicato de lítio, de forma que EX4 apresentou maior resistência à fratura ($2060,6 \pm 503,0$ N) comparada a EX2 ($1433,5 \pm 260,0$ N) ($p= 0,040$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos EN2 ($1147,9 \pm 337,5$ N) e EN4 ($1048,2 \pm 208,8$ N) ($p= 0,07$). EX4 mostrou maior resistência à fratura comparado ao grupo EN4 ($p= 0,001$), porém EX2 e EN2 não houve diferença significativa entre a resistência à fratura dos materiais ($p=0,08$). Ao comparar os materiais cerâmicos nas diferentes profundidades intracâmara com o grupo controle ($1663,8 \pm 552,0$ N), somente o grupo EN4 apresentou diferença significativa ($p= 0,040$), mostrando menor resistência à fratura ($1048,2 \pm 208,8$ N).

Frações irreparáveis foram observadas na sua maioria tanto no grupo de dissilicato de lítio quanto no grupo da cerâmica infiltrada por polímero. As *endocrowns* confeccionados com cerâmicas de dissilicato de lítio sofreram influência da profundidade de preparo intracâmara pulpar, apresentando maior resistência à fratura em profundidade de 4 mm. Não houve diferença da resistência à fratura nas diferentes profundidades para as *endocrowns* confeccionadas com enamic.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of pulp chamber pulp preparation depth on in vitro biomechanical performance of endocrowns restorations on molars made of different ceramic materials. Fifty healthy molars with approximate dimensions were divided into 5 groups (n = 10). The teeth were sectioned 2 mm above the cemento-enamel junction and defined endodontically, except for the control group (CG). Then they were randomly distributed in 4 groups (n = 10) according to the endocrown ceramic material and with a preparation depth, respectively: EX2- lithium-disilicate (IPS e.max CAD)/ 2 mm; EX4- (IPS e.max CAD)/ 4 mm; EN2- polymer infiltrated ceramic (VITA Enamic)/ 2 mm; EN4- (VITA Enamic)/ 4 mm. For preparation of endocrowns restorations, all preparations were designed and milled by the CAD/CAM method with the CEREC AC system. Then, the endocrowns were conditioned with 5% hydrofluoric acid, the silane was applied and cemented with self-adhesive resin cement (Rely-XTM U200). Posteriorly, the samples were submitted to thermal cycling (5.000 cycles), mechanical fatigue (600.000 cycles with 125 N axial load at 4 Hz), fracture resistance test (1.8Kg load, 1mm/min) and analysis of the failure modes. ANOVA two-way and Tukey's test were used to compare the different materials investigated and the different depths of preparation of the pulp chamber. The comparison of groups with the control group was evaluated by Dunnett's test ($\alpha = 0.05$). The fracture resistance results presented showed a significant interaction between material factors and depth ($p = 0.020$). Comparing the pulp chamber floors for each material, there was a statistically significant difference for the lithium-disilicate group, so that EX4 presented higher fracture resistance (2060.6 ± 503.0 N) compared to EX2 (1433.5 ± 260.0 N) ($p = 0.040$). No significant difference was observed between EN2 (1147.9 ± 337.5 N) and EN4 (1048.2 ± 208.8 N) groups ($p = 0.07$). EX4 presented higher fracture resistance compared to group EN4 ($p = 0.001$), but EX2 and EN2 did not show significant difference between fracture resistance of materials ($p = 0.08$). When comparing ceramic materials at different pulp chamber depths with the control group (1663.8 ± 552.0 N), only the EN4 group presented significant difference ($p = 0.040$), presenting lower fracture resistance (1048.2 ± 208.8 N). Irreparable fractures were mostly observed in both the lithium-disilicate group and the polymer infiltrated ceramic group. The endocrowns made with lithium-disilicate ceramics were influenced

by the pulp chamber depth, presenting greater fracture resistance at a depth of 4 mm. There was no difference in fracture strength at different extension depths for enamic endocrowns.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	14
3 MATERIAL E MÉTODOS	15
3.1 OBTENÇÃO DOS DENTES	15
3.2 TRATAMENTO ENDODÔNTICO E PREPARO DAS AMOSTRAS E DISTRIBUIÇÃO NOS GRUPOS.....	15
3.3 CONFECÇÃO DAS COROAS.....	20
3.4 PREPARO DOS DENTES.....	22
3.5 CICLAGEM TÉRMICA E MECÂNICA.....	26
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	27
4 ARTIGO	28
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	48
REFERÊNCIAS	49
ANEXO A	54

1 INTRODUÇÃO

A confecção de coroas totais retidas por núcleos metálicos fundidos ou pinos de fibra de vidro são opções reabilitadoras muito utilizadas quando há perda considerável da porção coronária em dentes tratados endodonticamente (BIACCHI e BASTING, 2012). A utilização de retentores intracanal promove a retenção apenas da coroa protética, e ainda gera perda de tecido durante o preparo do conduto (AKTAS; YERLIKAYA; AKCA, 2018), podendo afetar o comportamento biomecânico do dente restaurado (FORBERGER e GÖHRING, 2008; BIACCHI e BASTING, 2012; SEDREZ-PORTO et al., 2016; SEDREZ-PORTO et al., 2019).

Com o avanço da odontologia adesiva e para evitar possíveis erros durante o preparo intracanal (FORBERGER e GÖHRING, 2008; SEVİMLİ, CENGİZ e ORUÇJ, 2015; GRESNIGT et al., 2016), as restaurações do tipo *endocrown* foram sugeridas como alternativa aos retentores intrarradiculares em dentes posteriores (GRESNIGT et al., 2016).

Em 1995, Pissis foi o idealizador da técnica restauradora do tipo *endocrown*, porém, o autor a denominava como a “técnica de porcelana monobloco”. Somente em 1999, Bindle e Mörmann utilizaram esta nomenclatura, definindo-a como coroas adesivas endodônticas e coroas de porcelana total fixadas aos dentes posteriores tratados endodonticamente (BINDLE e MÖRMANN, 1999). Sendo assim, as *endocrowns* podem ser definidas como restaurações que utilizam a câmara pulpar para a construção da coroa e núcleo em única unidade (LIN et al., 2010), as paredes internas da câmara e as margens da cavidade, servem de apoio para o monobloco, promovendo estabilidade e retenção macro e micromecânica, a primeira possibilitada pelas paredes pulpares e a segunda pela cimentação adesiva (SEDREZ-PORTO et al., 2016). Com a confecção de um monobloco que substitui coroa e núcleo simultaneamente, elimina-se a atuação de forças oblíquas e horizontais no interior da raiz quando são usados retentores intrarradiculares (DIETSCHI et al., 2007; LIN et al., 2010), conseqüentemente há uma melhor distribuição de tensões nas estruturas dentárias remanescentes (LIN et al., 2010). Outros fatores tornam a confecção das *endocrowns* vantajosas, como menor tempo clínico, simples execução, comparadas às coroas cimentadas com retentores intrarradiculares, além de serem uma alternativa para casos de coroas clínicas curtas ou canais curtos, curvos ou calcificados que impedem o uso de núcleos (SEVİMLİ, CENGİZ e ORUÇJ, 2015).

O tipo de material a ser utilizado na confecção de restaurações *endocrown* pode influenciar em seu desempenho clínico, de modo que os materiais cerâmicos e resinosos são os mais empregados, utilizando, em sua maioria, a tecnologia CAD/CAM (Computer-aided Design/Computer-aided Manufacture) (FORBERGER e GÖHRING, 2008; AKTAS, YERLIKAYA, e AKCA, 2016; ROCCA et al., 2016; SEDREZ-PORTO et al., 2016). Dentre os materiais cerâmicos, as cerâmicas de dissilicato de lítio tem sido muito utilizadas, por apresentarem excelente desempenho clínico como restauração unitária e maior resistência flexural comparadas as cerâmicas feldspáticas (GRESNIGT et al., 2016; BELLEFLAMME et al., 2017; ALTIER et al., 2019). Outro material utilizado para restaurações unitárias e que têm se destacado em restaurações *endocrowns* são as cerâmicas infiltradas por polímero, as quais apresentam uma rede de cerâmica feldspática dominante (86% em peso) reforçada por uma rede de polímero (acrilato), sendo que ambas se interligam em toda a estrutura (AKTAS, YERLIKAYA, e AKCA, 2016; CHOI, YOON e PARK, 2017; KANAT-ERTÜRK et al., 2018).

Com relação ao preparo cavitário para restaurações *endocrown*, ainda não há consenso na literatura, particularmente no que diz respeito à quantidade de remanescente dentário e profundidade intracâmara pulpar (BELLEFLAMME et al., 2017; HAYES et al., 2017; TRIBST et al., 2018). Para alguns autores o preparo se resume a uma definição de margem gengival circular e uma cavidade de retenção central no interior da câmara pulpar (BINDLE e MÖRMANN, 1999; GRESNIGT et al., 2016). Bernhart et al. (2010), relata que um preparo com uma redução de altura de apenas 2 mm pode ser considerado *endocrown*, se o dente não for vital e possuir pelo menos 2 mm de retenção de altura na câmara pulpar. Foi sugerido por Pissis (1995), que a profundidade da cavidade intracâmara pulpar de restaurações *endocrown* deveria ser de 5 mm, porém Bindle et al. (1999) relataram que a profundidade da cavidade central poderia não ser padronizada, variando entre 1 a 4 mm.

Poucos estudos avaliaram a resistência à fratura em dentes com restaurações *endocrown* comparando diferentes profundidades de preparo na câmara pulpar (DARWISH, MORSI e EL DIMEERY, 2017; LISE et al., 2017; SHIN et al., 2017; KANAT-ERTÜRK et al., 2018; TRIBST et al., 2018). O estudo de Kanat-Ertürk et al., em 2018, avaliaram diferentes profundidades de preparo intracâmara (3 e 6 mm) em incisivos superiores, sem a confecção de férula, de modo que o tipo de material influenciou a resistência à fratura das *endocrowns* e a profundidade de preparo

mostrou significativo efeito na resistência à fratura apenas para as cerâmicas feldspáticas. Em 2017, Lise et al. avaliaram a resistência à fratura em pré-molares, sem a confecção de férula, de modo que na profundidade intracâmara de 2,5 mm as *endocrowns* em resina mostraram maior resistência à fratura comparadas as de cerâmica; porém em profundidade intracâmara de 5 mm não houve diferença na resistência entre os materiais Hayes et al. (2017), após análise do efeito em diferentes extensões intracâmara (2, 3 e 4 mm) em molares com *endocrowns* cerâmicas de dissilicato de lítio, sugeriram que a profundidade de preparo intracâmara não deve ser maior que 2 mm, pois os maiores valores de resistência a fratura corresponderam aos grupos de 2 mm e 4 mm de profundidade, porém estes não apresentaram diferenças significativas. Tribst et al. (2018) demonstraram em estudo de *endocrowns* em molares, por análise de elementos finitos, que quanto maior a quantidade de remanescente dental (profundidade intracâmara maior), maior concentração de tensões ocorreu na restauração, sendo concluído que o remanescente dental deveria sempre ser considerado durante o preparo cavitário para restaurações *endocrowns*.

Desta forma, como limitada informação ainda é disponível na literatura com relação a resistência à fratura de diferentes materiais utilizados para restaurações *endocrown* em molares, variando a profundidade de preparo intracâmara pulpar, torna-se de interesse clínico essa avaliação, já que a profundidade pode influenciar na retenção macromecânica e no desempenho biomecânico da restauração (TRIBST et al., 2018). Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da profundidade de preparo intracâmara pulpar na resistência à fratura de *endocrowns* em molares, sem a confecção de férula, confeccionadas com cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio e cerâmica infiltrada por polímero, após ciclagem térmica e mecânica. As hipóteses nulas a serem testadas são: 1) a profundidade de preparo intracâmara pulpar não interfere na resistência a fratura de restaurações *endocrowns* em molares; 2) os diferentes materiais cerâmicos não influenciam na resistência à fratura dessas restaurações.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da profundidade de preparo intracâmara pulpar na resistência à fratura de restaurações *endocrown* confeccionadas em diferentes materiais cerâmicos, em molares, após ciclagem térmica e mecânica.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1. OBTENÇÃO DOS DENTES

Um total de cinquenta terceiros molares hígidos com dimensões padronizadas foram coletados a partir do Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, após aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora (CAAE: 91961318.7.0000.5147) (ANEXO A). Os dentes foram limpos e armazenados em solução de timol a 0,2%. As dimensões dos molares foram de $10,75 \pm 1,00$ mm no sentido méso-distal, $10,25 \pm 1,00$ mm no sentido vestibulo-lingual e $7,25 \pm 1,00$ mm no sentido cérvico-oclusal, mensuradas por paquímetro digital (AKTAS, YERLIKAYA e AKCA, 2016). O esmalte dos dentes foi analisado em microscópio óptico (20 x) quanto à presença de trincas, e em caso de existência das mesmas, os dentes foram eliminados e substituídos.

3.2. TRATAMENTO ENDODÔNTICO, PREPARO DAS AMOSTRAS E DISTRIBUIÇÃO NOS GRUPOS

Inicialmente, dez amostras de molares hígidos foram separadas de maneira aleatória para compor o grupo controle (GC=10), sem realização de preparo e cimentação de peça. As outras quarenta amostras foram seccionadas na coroa 2 mm acima da junção amelocementária e submetidas ao tratamento endodôntico, realizado por um único operador.

Nas amostras foram realizados o acesso endodôntico com pontas diamantadas número #02 e #04 (KG Sorensen Ind. e Com Ltda., Barueri, SP, Brasil) e brocas Endo-Z (Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) em alta rotação sob refrigeração, seguido de preparo químico-mecânico dos canais radiculares com limas manuais K-File #10, 15, 20, 25 e 30 (Dentsply Maillefer, Pirassununga, SP, Brasil). Os canais radiculares foram irrigados com hipoclorito de sódio a 5% (Asfer Indústria Química, São Caetano do Sul, SP, Brasil) entre a troca de limas. Previamente à obturação, os canais foram secos com cone de papel absorventes (Tanari Indústria Ltda, Manaus, AM, Brasil). A obturação foi realizada pela técnica da condensação lateral com cones de guta-percha (Dentsply Ind. e Com Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento endodôntico a base de óxido de zinco e eugenol (Endofill, Dentsply Ind. e Com Ltda.,

Petrópolis, RJ, Brasil), com auxílio de um calcador de Paiva aquecido. Após tratamento endodôntico, a embocadura dos canais foi obliterada com resina do tipo fluida (Filtek Bulk Fill Flow XT – 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), utilizando o sistema adesivo Adper Scotchbond Multiuso (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) de acordo com as instruções do fabricante.

Todas as amostras foram demarcadas com grafite a 3 mm da junção amelocementária, no sentido apical, simulando a altura normal do osso alveolar. A espessura do ligamento periodontal (0,3 mm) foi realizado em todas as amostras de acordo com Lise et al. (2017), de modo que as raízes foram inseridas em um recipiente contendo cera nº 7 liquefeita a 80°C, e imediatamente inseridas em recipiente contendo água em temperatura ambiente para a solidificação da cera, criando uma camada de aproximadamente 0,3 mm. Para inclusão, os dentes foram fixados pela porção coronária, com cera pegajosa, à haste de um delineador protético (Delineador B2 Paralelômetro; Bio-art, São Carlos, SP, Brasil), mantendo a coroa perpendicular ao plano horizontal (FIGURA 1).



Figura 1 – Fixação do dente à haste do delineador.

A mesa móvel do delineador foi mantida perpendicularmente ao longo eixo do dente e sobre esta um cilindro de PVC e um filme radiográfico, com uma perfuração central de 10 mm, foram posicionados. O dente foi fixado à película com cera pegajosa. O conjunto foi então removido do delineador (FIGURA 2) e posicionado, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15 mm (FIGURA 3).

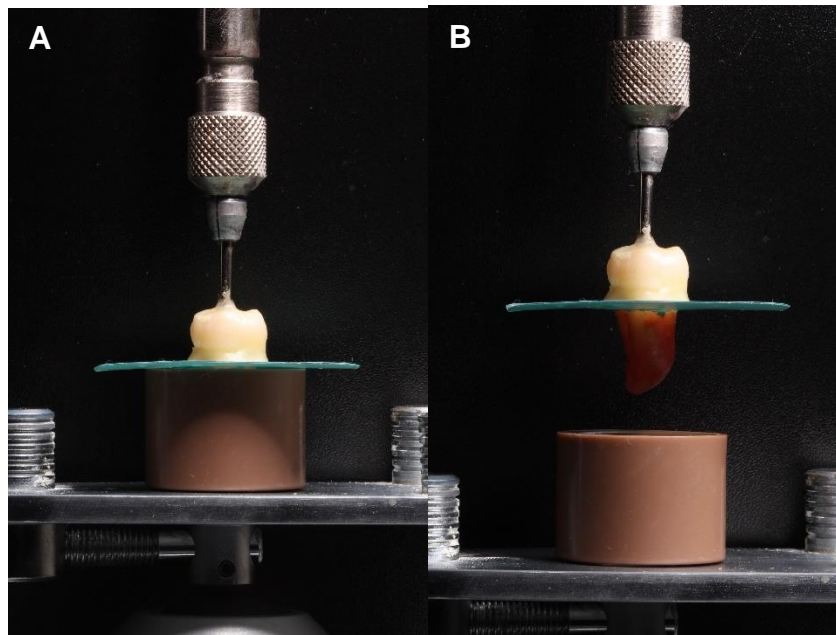


Figura 2 – A. Mesa móvel perpendicular ao dente e paralela à película. B. Dente fixado à película.

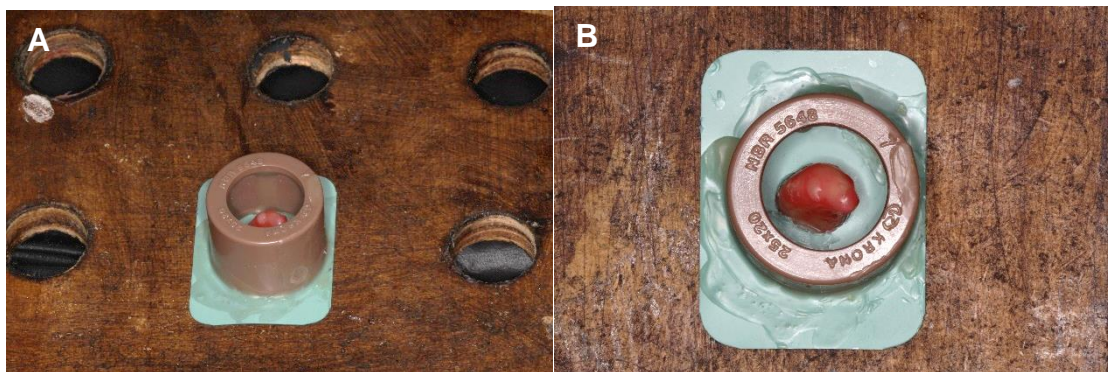


Figura 3 – A e B. Posicionamento do conjunto na placa.

Em torno do dente foi posicionado o cilindro de PVC com dimensões de 25 mm x 18 mm e a resina acrílica autopolimerizável (VIPI Flash, Pirassununga, São Paulo, Brasil) foi vertida (FIGURA 4).

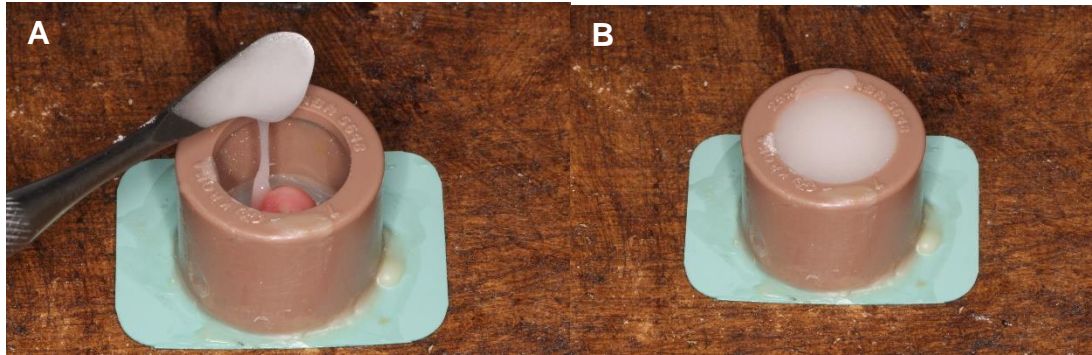


Figura 4 – A e B. Preenchimento com resina acrílica.

Após 2 h da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Para simulação do ligamento periodontal os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água quente. O material de moldagem Impregum Soft – consistência média (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi inserido no alvéolo e o dente reintroduzido sob pressão digital (FIGURA 5), até que a marcação de 3 mm do limite amelocementário tivesse se igualado com a superfície do cilindro de resina acrílica. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 11 e as amostras armazenadas em água destilada em estufa a 37°C.

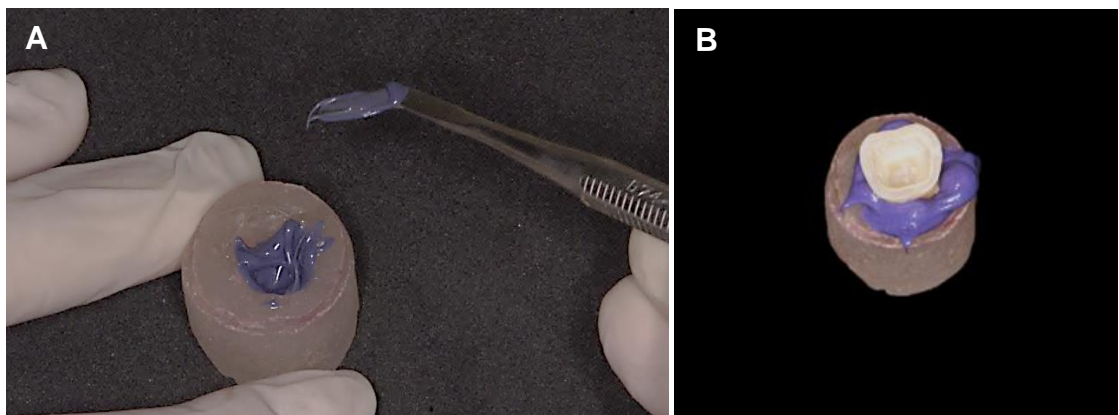


Figura 5 – A e B. Simulação do ligamento periodontal.

Em seguida, todas as quarenta amostras foram distribuídas aleatoriamente em quatro grupos (n = 10), de acordo com o material e tipo de preparo intracâmara pulpar, sendo eles:

- EX2: restauração *endocrown* de cerâmica (IPS E.max CAD®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha) com profundidade da cavidade intracâmara de 2 mm;
- EX4: restauração *endocrown* de cerâmica (IPS E.max CAD®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha) com profundidade da cavidade intracâmara de 4 mm;
- EN2: restauração *endocrown* de cerâmica infiltrada por polímero (VITA - Enamic®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) com profundidade da cavidade intracâmara de 2 mm;
- EN4: restauração *endocrown* de cerâmica infiltrada por polímero (VITA - Enamic®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) com profundidade da cavidade intracâmara de 4 mm.

O preparo do dente em cada amostra para a confecção da restauração *endocrown* foi padronizado com altura axial de 1 mm a partir da junção amelocementária e espessura da parede gengival de aproximadamente 1,5 mm. Internamente, o preparo intracâmara pulpar foi limitado à remoção de áreas excessivamente retentivas e ao alinhamento das paredes, sendo realizado um desgaste no sentido áxio-pulpar com profundidade de 2 mm nos grupos EX2 e EN2, e de 4 mm nos grupos EX4 e EN4, respeitando o limite da configuração anatômica da própria câmara (SHIN et al., 2017). Ao final, o preparo intracâmara foi verificado com sonda periodontal (FIGURA 6).

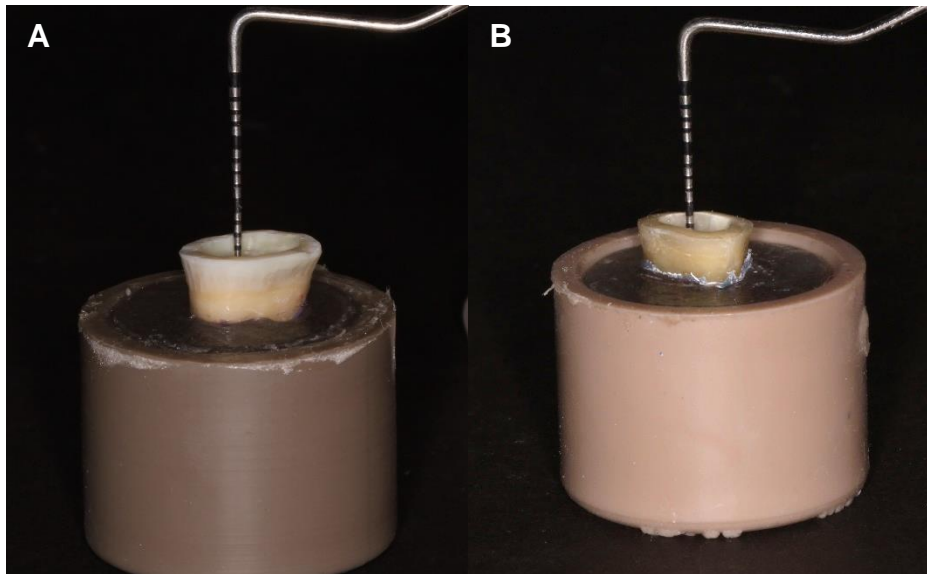


Figura 6 – A e B. Medida da profundidade intracâmara pulpar com sonda milimetrada de 2 mm e 4 mm, respectivamente.

Um único operador realizou os preparos, e foram utilizadas pontas diamantadas #3131 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) para delimitar a profundidade, expulsividade e conformação interna da câmara pulpar e #3098 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) para planificação, desgaste axial e confecção do término gengival, ambas em alta rotação, com irrigação constante e substituídas a cada 5 preparos (BIACCHI e BASTING, 2012).

3.3 CONFECÇÃO DAS COROAS

Para a confecção das coroas *endocrown*, todos os preparos foram escaneados (inEos X5®, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Hessen, Alemanha) após terem sido cobertos por revelador não aquoso em spray (FIGURA 7) (D70; Metal-Chek, Bragança Paulista, SP, Brasil), para a obtenção das restaurações com cerâmica de dissilicato de lítio (IPS E.max CAD®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha) e cerâmica infiltrada por polímero (VITA - Enamic®, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha).



Figura 7 – Aspecto das amostras após uso do spray não aquoso.

As restaurações em monobloco obtidas pelo método CAD/CAM foram fabricadas com o sistema InLab Dentsply Sirona usando o pacote de software fornecido (Software CAM inLab 18.0, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Hessen, Alemanha). Todas as endocrowns foram desenhadas no software CAM inLab (Dentsply Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha), e fresadas no inLab MC XL – Dentsply Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) (FIGURA 8) possuindo anatomia oclusal semelhante.

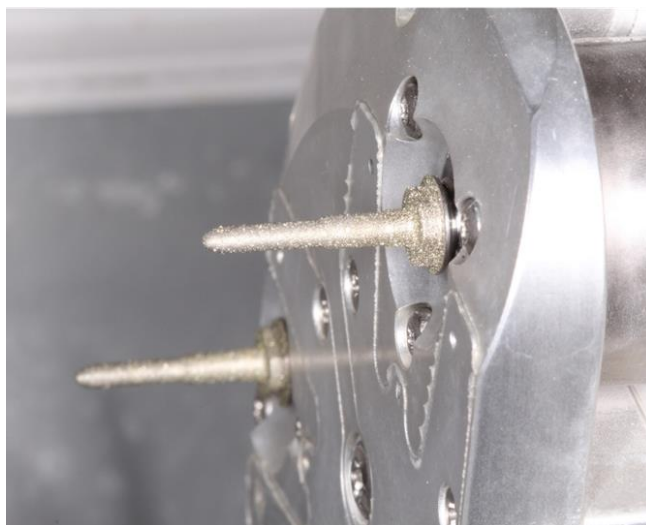


Figura 8 – inLab MC XL

Após a fresagem, as cerâmicas de dissilicato de lítio foram levadas a queima para completa cristalização (Forno Programat EP 3000; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha), enquanto a cerâmica infiltrada por polímero recebeu acabamento e polimento, segundo as recomendações do fabricante.

As amostras foram armazenadas em água destilada em estufa a 37°C até o momento da cimentação.

3.4. PREPARO DAS AMOSTRAS E CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES

As restaurações cerâmicas de dissilicato de lítio foram preparadas com ácido fluorídrico a 5% (Power C-etching, BM4, Maringá, PR, Brasil) por 20 s e as restaurações em cerâmica infiltrada por polímero foram condicionadas por 60 s (MURILLO-GÓMEZ F., DE GOES M.F, 2019), posteriormente foram lavadas com jato de ar/água e secas. Em seguida, ácido fosfórico a 37% (Condac, FGM, Joinville, SC, Brasil) foi aplicado nas restaurações por 60 s para remoção total dos cristais precipitados, lavadas com jato de ar/água e secas (FIGURA 8).

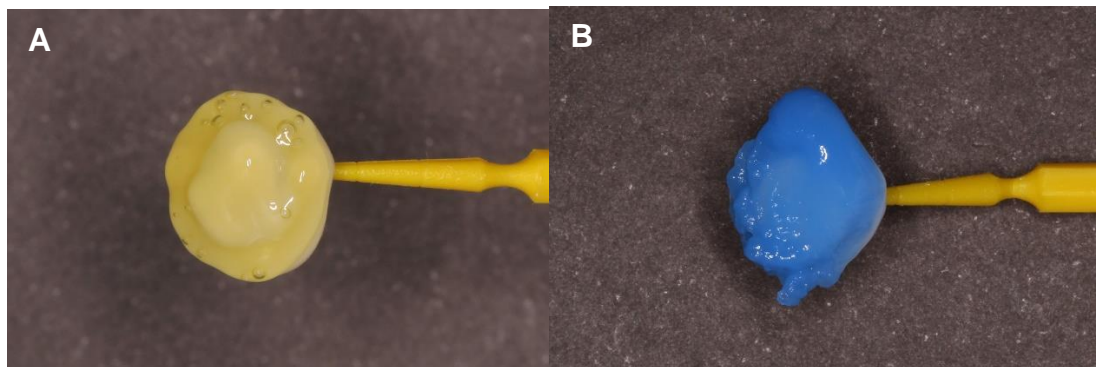


Figura 8 – A e B. Condicionamento da peça cerâmica com ácido fluorídrico 5% e ácido fosfórico 37%, respectivamente.

Posteriormente, uma camada do agente silano (Silano, Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) foi aplicada de forma ativa com aplicador descartável (Brush Fino; KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Por último, uma fina camada de adesivo (Adesivo Adper Scotchbond TM Multiuso, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicado de forma ativa e fotoativado (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, EUA) por 20 s (FIGURA 9).

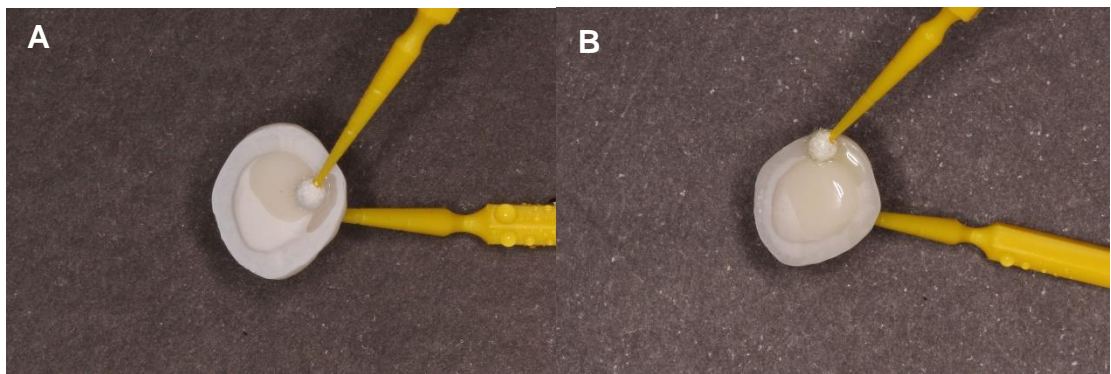


Figura 9 – A. Aplicação do agente silano. B. Condicionamento adesivo.

Em relação ao preparo do substrato dentário, foi realizado condicionamento ácido seletivo por 30 s com ácido fosfórico a 37% (Condac, FGM, Joinville, SC, Brasil), seguido de jato de ar/água por 30 s e secagem com jato de ar (FIGURA 10).



Figura 10 – Condicionamento seletivo em esmalte.

O cimento resinoso (Rely XTM U200 Clicker, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, inserido na restauração e levado em posição nos preparos dentais. O conjunto foi então posicionado em um dispositivo para cimentação contendo uma esfera em sua extremidade de 10mm de diâmetro apoiado na face oclusal da amostra, exercendo uma pressão de 500 gr por 5 min, o excesso do cimento foi removido, e todas as faces foram fotoativadas por 20 s com intensidade de luz de 1000 mW/cm² e comprimento de onda de 395 a 480 nm (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, EUA) (FIGURA 11).

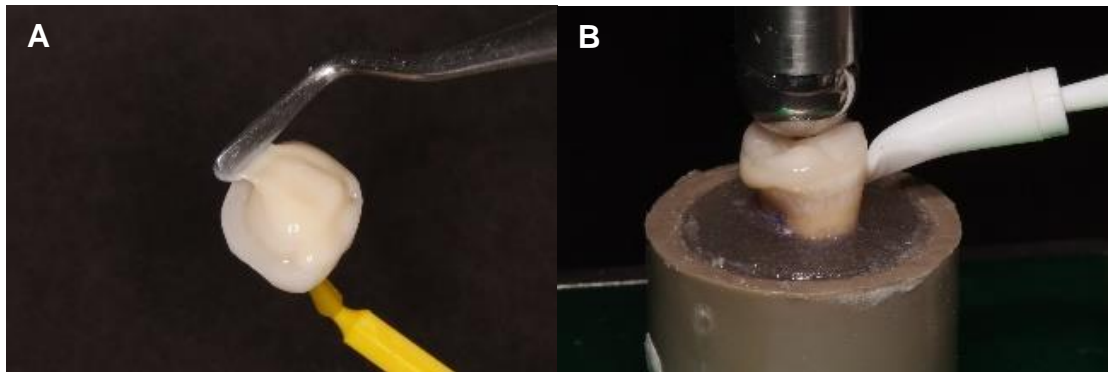


Figura 11 – A. Aplicação do cimento resinoso na peça. B. Remoção dos excessos.

As amostras foram mantidas em ambiente úmido por 24 h a 37°C para posterior realização dos ensaios mecânicos. A composição dos materiais utilizados no estudo é descrita na Tabela 1.

TABELA 1. Composição dos materiais utilizados no estudo, de acordo com as especificações dos fabricantes.

Nome	Composição	Marca e Fabricante
Cerâmica de dissilicato de lítio	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos.	IPS E.max CAD®, Ivoclar Vivadent AG
Cerâmica infiltrada por polímeros	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ , KaO, UDMA, TEGDMA	VITA - Enamic®, VITA Zahnfabrik
Ácido fluorídrico	HF 5%	Power C-etching, BM4
Ácido fosfórico	H ₃ PO ₄ 35%	Ultra-Ech, Ultradent
Agente silano	Álcool etílico, água e metacrilato de 3-trimetoxissililpropilo	Silano, Dentsply
Primer	2-hidroxietilmetacrilato e ácido polialcenóico	Adper Scotchbond ^{MR} Multiuso Plus Primer, 3M ESPE
Adesivo	Bis-GMA, 2-hidroxietilmetacrilato e trifenilantimônio	Adesivo Adper TM Scotchbond TM Multiuso, 3M ESPE
Resina composta fluida	UDMA, BISEMA, 2-hidroxipropoxi, BISGMA, TEGDMA e etil 4-dimetilaminobenzoato	Filtek Bulk Fill Flow, 3M ESPE
Cimento resinoso	Bis-GMA, TEGDMA, sílica e zircônia	Rely X TM U200, 3M ESPE

3.5. CICLAGEM TÉRMICA, MECÂNICA E ENSAIO MECÂNICO

Após 24 horas a 37°C, as amostras foram submetidas a ciclagem térmica com 5.000 ciclos térmicos entre 5° C e 55° C, com intervalo de 30 s entre cada banho (Banho para teste cíclico 521 D, Vargem Grande Paulista, SP, Brasil) (AKTAS, YERLIKAYA e AKCA, 2016; EL-DAMANHOURY, HAJ-ALI e PLATT, 2015; KANAT-ERTÜRK et al., 2018). Em seguida, as amostras foram submetidas a ciclagem mecânica com 600.000 ciclos (RAMIREZ-SEBASTIA et al. 2013; RAMIREZ-SEBASTIA et al. 2014; ROCCA et al. 2016) com ponta de 3 mm de diâmetro no centro da superfície oclusal das restaurações e carga axial de 125 N com 4 Hz (ERIOS modelo ER – 11000, São Paulo, SP, Brasil) (SEDREZ PORTO, 2019) (FIGURA 12).

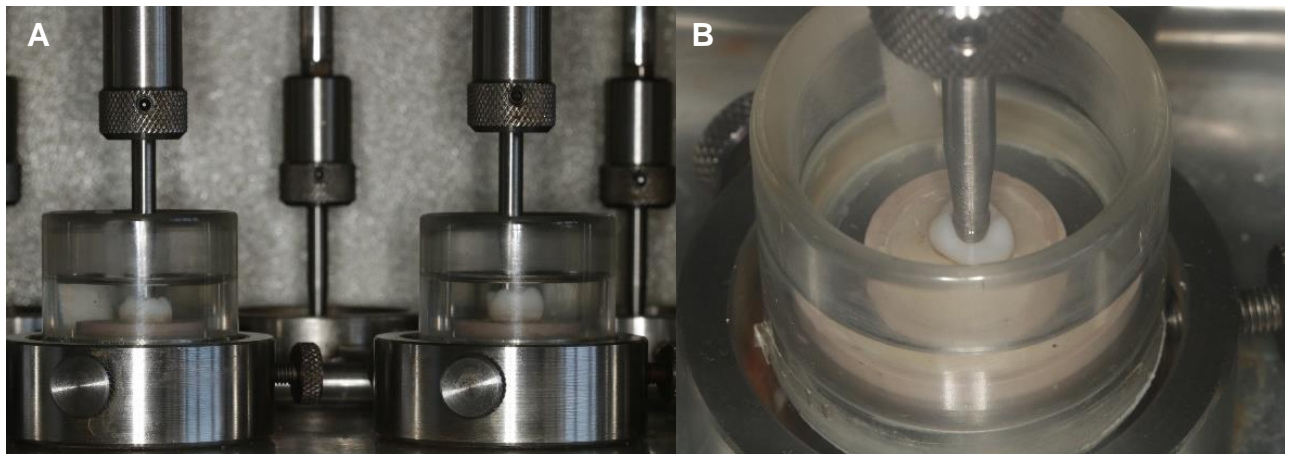


Figura 12 –A. Amostras adaptadas na máquina de ciclagem mecânica submetidas à fadiga mecânica. B. Vista oclusal do ensaio de fadiga com o dispositivo na oclusal das amostras.

Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura em Máquina Universal de Ensaio Mecânicos (Instron Electropuls E3000, Grove City, Pensilvânia, EUA). Assim, cada amostra foi colocada em dispositivo de fixação acoplada a uma célula de carga de 1,8Kg. Uma esfera com 6 mm de diâmetro posicionada verticalmente ao longo eixo do dente no sulco central, transmitiu uma carga controlada sob velocidade constante de 1 mm/min até que a fratura ocorresse. A carga de ruptura máxima foi mensurada em newtons (N). (FIGURA 13).

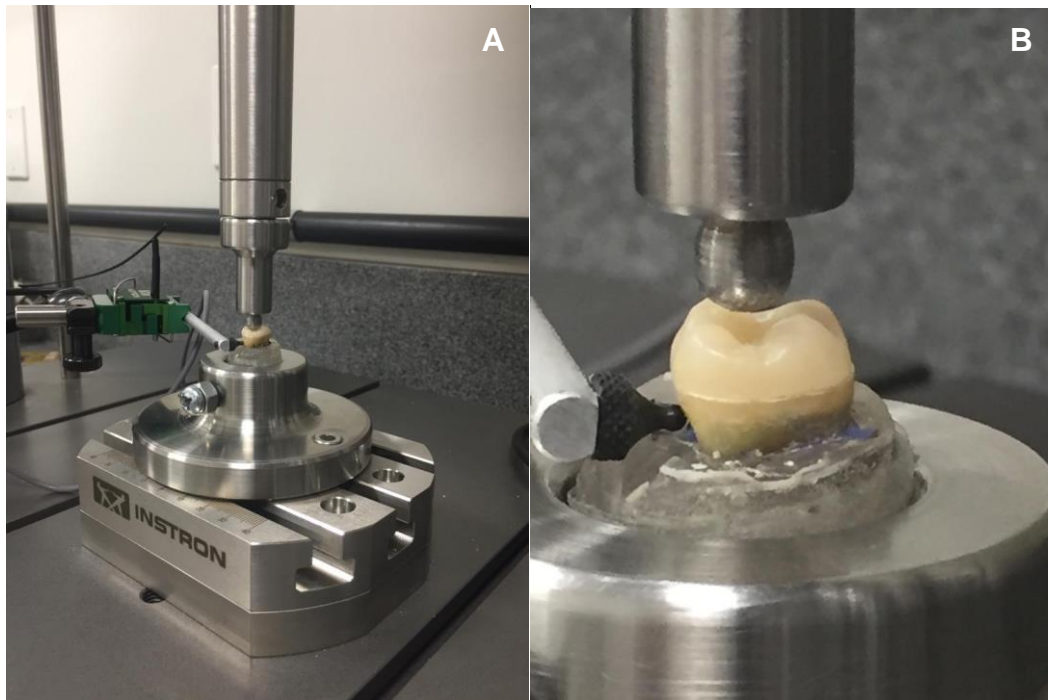


Figura 13 –A. Amostras adaptadas à máquina universal de ensaio mecânico. B. Vista lateral da amostra.

Após o teste, todas as amostras foram examinadas para análise do padrão de fratura. Os tipos de fratura foram classificados de acordo com Hayes em 2017 e Sedrez Porto, 2019: fratura da coroa, fratura dente/raiz. Fraturas acima da junção amelocementária foram consideradas “reparáveis” e aquelas abaixo da junção foram consideradas “irreparáveis/catastróficas”.

3.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise dos dados foi realizada utilizando Sigma Plot 12.1 (Stata Corp, College Station, TX) com nível de significância de $\alpha=0,05$. A resistência a fratura foi analisada quanto a distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk) e igualdade de variância (teste de Levene). O teste de Two-way ANOVA para os dois fatores do estudo, material (dissilicato de lítio e enamic) e profundidade de preparo intracâmara (2 mm e 4 mm) foi realizado seguido do teste de Tukey. One-way ANOVA e teste de Tukey foram utilizados para comparação entre os diferentes materiais investigados e as diferentes profundidades de preparo intracâmara pulpar. A comparação dos grupos com o grupo controle foi avaliada pelo teste de Dunnett.

4 ARTIGO

O presente artigo será submetido para publicação no periódico Operative Dentistry.

Título em inglês: *Influence of preparation depth on biomechanical performance of molar endocrown restorations*

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da profundidade de preparo intracâmara no desempenho biomecânico in vitro de restaurações *endocrown* em molares utilizando diferentes materiais cerâmicos. Cinquenta molares hígidos com dimensões padronizadas, foram selecionados, sendo que dez amostras constituíram o grupo controle (GC), as outras quarenta foram seccionados 2 mm acima da junção amelocementária e tratados endodonticamente. Estes foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos (n=10). Dois grupos receberam preparo intracâmara com 2 mm de profundidade e os outros com 4 mm. Os materiais cerâmicos utilizados foram IPS E.max CAD (EX) e VITA – Enamic (EN), sendo formado os seguintes grupos: EX2, EX4, EN2 e EN4. Todas as restaurações *endocrowns* foram cimentadas com cimento resinoso autoadesivo (Rely-XTM U200). Os dentes foram submetidos à ciclagem termomecânica e a teste de resistência a fratura. Two-way ANOVA e teste de Tukey foram utilizados para comparação entre os diferentes materiais investigados e as diferentes profundidades de preparo intracâmara pulpar. A comparação dos grupos com o grupo controle foi avaliada pelo teste de Dunnett ($\alpha=0,05$). Os resultados de resistência à fratura mostraram que houve significativa interação entre os fatores material e profundidade ($p= 0.020$). Houve diferença significativa para o grupo de dissilicato de lítio, de forma que EX4 apresentou maior resistência à fratura ($2060,6 \pm 503,0$ N) que EX2 ($1433,5 \pm 260,0$ N) ($p= 0,040$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos EN2 ($1147,9 \pm 337,5$ N) e EN4 ($1048,2 \pm 208,8$ N) ($p= 0,07$). EX4 mostrou maior resistência à fratura comparado ao grupo EN4 ($p= 0,001$), porém EX2 e EN2 não houve diferença significativa entre a resistência à fratura dos materiais ($p=0,08$). Somente o grupo EN4 apresentou diferença significativa ($p= 0,040$), mostrando menor resistência à fratura ($1048,2 \pm 208,8$ N) quando comparado ao grupo controle. Fraturas irreparáveis foram observadas na sua maioria tanto no grupo de dissilicato de lítio quanto no grupo da cerâmica infiltrada por polímero. As

endocrowns confeccionados com cerâmicas de dissilicato de lítio sofreram influência da profundidade de preparo intracâmara pulpar, apresentando maior resistência à fratura em profundidade de 4 mm. Não houve diferença da resistência à fratura nas diferentes profundidades para as *endocrowns* confeccionadas com Enamic.

INTRODUÇÃO

A confecção de coroas totais retidas por núcleos metálicos fundidos ou pinos de fibra de vidro são opções reabilitadoras ainda utilizadas quando há perda considerável da porção coronária em dentes tratados endodonticamente (Biacchi e Basting, 2012). Porém, a utilização de retentores intracanal promove a retenção apenas da coroa protética, e ainda gera perda de tecido durante o preparo do conduto (Aktas; Yerlikaya; Akca, 2018), podendo afetar o comportamento biomecânico do dente restaurado (Forberger e Göhring, 2008; Biacchi e Basting, 2012; Sedrez-Porto et al., 2016).

Uma alternativa ao uso de retentores intrarradiculares são as restaurações do tipo *Endocrown*, idealizadas por Pissis em 1995, as quais utilizam a câmara pulpar para a construção da coroa e núcleo em única unidade (Lin et al., 2010). Como vantagens aos retentores intrarradiculares, as *endocrowns* possuem menor tempo clínico, são de simples execução, apresentam a possibilidade de evitar possíveis erros durante o preparo intracanal e podem ser utilizadas em coroas clínicas curtas, canais curtos, curvos ou calcificados que impedem o uso de retentores (Forberger e Göhring, 2008; Sevimli, Cengiz e Oruç, 2015; Gresnigt et al., 2016).

O preparo das restaurações *endocrown* envolve as paredes internas da câmara e as margens da cavidade servem de apoio para o monobloco coroa/núcleo, promovendo estabilidade e retenção macro e micromecânica obtidos pelas paredes pulpares e pela cimentação adesiva, respectivamente (Sedrez-Porto et al., 2016). Foi sugerido por Pissis (1995) que a profundidade da cavidade intracâmara pulpar de restaurações *endocrown* deveria ser de 5 mm, porém Bindle et al. (1999) relataram que a profundidade da cavidade intracâmara não necessitava de padronização e poderia variar entre 1 a 4 mm. Conduto, ainda não há consenso na literatura quanto à quantidade de remanescente dentário que deve ser preservada e a profundidade intracâmara pulpar a ser realizada (Belleflamme et al., 2017; Hayes et al. 2017; Tribst et al., 2018).

Além do preparo, o tipo de material a ser utilizado na confecção de restaurações *endocrown*, cerâmicos ou resinosos, também pode influenciar no seu desempenho clínico (Forberger e Göhring, 2008; Aktas, Yerlikaya, e Akca, 2016; Rocca et al., 2016; Sedrez-Porto et al., 2016). Dentre os materiais cerâmicos, as cerâmicas de dissilicato de lítio têm sido muito utilizadas devido às suas propriedades adesivas, e por apresentarem excelente desempenho clínico como restauração unitária e maior resistência flexural comparadas as cerâmicas feldspáticas (Gresnigt et al., 2016; Belleflamme et al., 2017; Altier et al., 2019). Outro material de destaque para uso em restaurações *endocrowns* são as cerâmicas híbridas ou infiltrada por polímero, as quais apresentam uma rede de cerâmica feldspática dominante (86% em peso) reforçada por uma rede de polímero (acrilato) interligados em toda a estrutura (Aktas, Yerlikaya, e Akca, 2016; Choi, Yoon, Park, 2017; Kanat-Ertürk et al., 2018). Essa composição possibilita um módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina e permite uma distribuição de tensões uniforme no conjunto dente/restauração (Darwish, Morsi e El Dimeery, 2017; Lise et al., 2017; Shin et al., 2017; Belleflamme et al., 2017; Kanat-Ertürk et al., 2018; Tribst et al., 2018).

Como em molares ainda é limitada a informação da influência de diferentes profundidades de preparo intracâmara pulpar no comportamento biomecânico dos materiais utilizados para restaurações *endocrown*, o objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da profundidade de preparo intracâmara pulpar no desempenho biomecânico *in vitro* de restaurações *endocrown* em molares confeccionados em diferentes materiais cerâmicos. As hipóteses nulas a serem testadas são 1) a profundidade de preparo intracâmara pulpar não interfere na resistência a fratura de restaurações *endocrowns* em molares; 2) os diferentes materiais cerâmicos não influenciam na resistência à fratura dessas restaurações.

MATERIAL E MÉTODOS

OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS

Cinquenta terceiros molares hígidos com dimensões padronizadas foram coletados a partir do Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, após aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora (CAAE: 91961318.7.0000.5147). As dimensões dos molares foram de $10,75 \pm 1,00$ mm no sentido méso-distal, $10,25 \pm 1,00$ mm no sentido vestibulo-lingual e $7,25 \pm 1,00$ mm no sentido cérvico-oclusal (Aktas, Yerlikaya e Akca, 2016).

TRATAMENTO ENDODÔNTICO, PREPARO DAS AMOSTRAS E DISTRIBUIÇÃO NOS GRUPOS

Inicialmente, dez amostras de molares hígidos foram separadas aleatoriamente, para compor o grupo controle (GC=10). As outras quarenta amostras foram seccionadas na coroa 2 mm acima da junção amelocementária e submetidas ao tratamento endodôntico, de forma manual, com o uso de limas K-File #10 - 30 (Dentsply Maillefer, Pirassununga, SP, Brasil). Os canais radiculares foram irrigados com hipoclorito de sódio a 5% (Asfer Industria Química, São Caetano do Sul, SP, Brasil) entre a troca de limas. A obturação foi realizada pela técnica da condensação lateral com cones de guta-percha (Dentsply Ind. e Com Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento endodôntico a base de óxido de zinco e eugenol (Endofill, Dentsply Ind. e Com Ltda. Petrópolis, RJ, Brasil). Após tratamento endodôntico, a embocadura dos canais foi obliterada com resina do tipo fluida (Filtek Bulk Fill Flow XT – 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), utilizando o sistema adesivo Adper Scotchbond Multiuso (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) de acordo com as instruções do fabricante.

Todas as amostras foram demarcadas com grafite a 3 mm da junção amelocementária, no sentido apical, simulando a altura normal do osso alveolar. A simulação do ligamento periodontal (0,3 mm) foi realizada em todas as amostras de acordo com Lise et al. (2017), de modo que as raízes foram inseridas em um recipiente contendo cera nº 7 liquefeita a 80°C, criando uma camada de aproximadamente 0,3 mm. Para inclusão, os dentes foram fixados pela porção coronária, com cera pegajosa, à haste de um delineador protético (Delineador B2 Paralelômetro; Bio-art, São Carlos, SP, Brasil), mantendo a coroa perpendicular ao plano horizontal. Sobre a mesa móvel do delineador, posicionada perpendicularmente ao longo eixo do dente,

foi colocado um cilindro de PVC e um filme radiográfico, com uma perfuração central de 10 mm. O dente foi fixado à película com cera pegajosa e o conjunto foi então removido do delineador e posicionado, de forma invertida, em uma placa com perfurações circulares de 15 mm, posteriormente a resina acrílica autopolimerizável (VIPI Flash) foi vertida. Após 2 h da inclusão, os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água quente. O material de moldagem Impregum Soft – consistência média (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi inserido no alvéolo e o dente reintroduzido sob pressão digital. Ao final, as amostras foram armazenadas em água destilada em estufa a 37°C.

Em seguida, todas as quarenta amostras foram aleatoriamente distribuídas em quatro grupos (n = 10), de acordo com o material e tipo de preparo intracâmara pulpar:

- EX2: restauração *endocrown* de cerâmica (IPS Emax CAD®, Ivoclar Vivadent) com profundidade da cavidade intracâmara de 2 mm;
- EX4: restauração *endocrown* de cerâmica (IPS Emax CAD®, Ivoclar Vivadent) com profundidade da cavidade intracâmara de 4 mm;
- EN2: restauração *endocrown* de cerâmica infiltrada por polímero (VITA - Enamic®, VITA - Zahnfabrik) com profundidade da cavidade intracâmara de 2 mm;
- EN4: restauração *endocrown* de cerâmica infiltrada por polímero (VITA - Enamic®, VITA - Zahnfabrik) com profundidade da cavidade intracâmara de 4 mm.

Todas as amostras foram preparadas com altura axial de 1 mm a partir da junção amelocementária e espessura da parede gengival de aproximadamente 1.5 mm, com ponta diamantada #3098 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) para planificação, desgaste axial e confecção do término gengival em alta rotação por um único operador. Internamente, o preparo intracâmara pulpar foi limitado à remoção de áreas excessivamente retentivas e ao alinhamento das paredes, com as ponta diamantada #3131 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) sendo realizado um desgaste no sentido áxio-pulpar com profundidade de 2 mm nos grupos EX2 e EN2 e de 4 mm nos grupos EX4 e EN4 (Shin et al., 2017).

CONFECÇÃO DAS COROAS

Todos os preparos foram escaneados (inEos X5®, Sirona Dental Systems GmbH) previamente à confecção dos monoblocos obtidos pelo método CAD/CAM e

fabricados com o sistema InLab Dentsply Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Hessen, Alemanha). Todas as restaurações *endocrowns* foram desenhadas no software inLab CAM 18.0 e fresadas no inLab MC XL (Dentsply Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) possuindo anatomia oclusal semelhante. Após a fresagem, as cerâmicas de dissilicato de lítio foram levadas a queima para completa cristalização (Forno Programat EP 3000; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha), enquanto a cerâmica infiltrada por polímero recebeu acabamento e polimento, segundo as recomendações do fabricante. As coroas foram armazenadas em água destilada em estufa a 37°C até o momento da cimentação.

CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES

As restaurações cerâmicas de dissilicato de lítio foram condicionadas com ácido fluorídrico a 5% (Power C-etching, BM4, Maringá, PR, Brasil) por 20 s e as restaurações em cerâmica infiltrada por polímero foram condicionadas por 60 s, lavadas com jato de ar/água e secas. Em seguida, as restaurações foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% (Condac, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 s, lavadas com jato de ar/água e secas. Posteriormente, uma camada do agente silano (Silano, Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) foi aplicada de forma ativa com aplicador descartável. Por último, uma fina camada de adesivo (Adesivo Adper Scotchbond TM Multiuso, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicado de forma ativa e fotoativado (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, EUA) por 20 s. O preparo do substrato dentário utilizado foi o condicionamento ácido seletivo em esmalte por 30 s com ácido fosfórico a 37% (Condac, FGM, Joinville, SC, Brasil), jato de ar/água por 30 s e secagem com jato de ar. As peças foram então cimentadas com o cimento resinoso (Rely XTM U200 Clicker, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), de acordo com as recomendações do fabricante. O conjunto foi então posicionado em um dispositivo para cimentação contendo uma esfera em sua extremidade de (10 mm) de diâmetro apoiado na face oclusal da amostra, exercendo uma pressão de 500 gr por 5 min, o excesso do cimento foi removido, e todas as faces foram fotoativadas por 20 s com intensidade de luz de 1000 mW/cm² e comprimento de onda de 395 a 480 nm (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, EUA). As amostras foram mantidas em ambiente úmido por 24 h a 37°C para posterior realização dos ensaios mecânicos.

A Tabela 1 descreve a composição de todos os materiais utilizados.

TABELA 1. Composição dos materiais utilizados no estudo, de acordo com as especificações dos fabricantes.

Nome	Composição	Marca e Fabricante
Cerâmica de dissilicato de lítio	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos.	IPS E.max CAD®, Ivoclar Vivadent AG
Cerâmica infiltrada por polímeros	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ , KaO, UDMA, TEGDMA	VITA - Enamic®, VITA Zahnfabrik
Ácido fluorídrico	HF 5%	Power C-etching, BM4
Ácido fosfórico	H ₃ PO ₄ 35%	Ultra-Ech, Ultradent
Agente silano	Álcool etílico, água e metacrilato de 3-trimetoxissililpropilo	Silano, Dentsply
Primer	2-hidroxietilmetacrilato e ácido polialcenóico	Adper Scotchbond ^{MR} Multiuso Plus Primer, 3M ESPE
Adesivo	Bis-GMA, 2-hidroxietilmetacrilato e trifenilantimônio	Adesivo Adper TM Scotchbond TM Multiuso, 3M ESPE
Resina composta fluida	UDMA, BISEMA, 2-hidroxipropoxi, BISGMA, TEGDMA e etil 4-dimetilaminobenzoato	Filtek Bulk Fill Flow, 3M ESPE
Cimento resinoso	Bis-GMA, TEGDMA, sílica e zircônia	Rely X TM U200, 3M ESPE

CICLAGEM TÉRMICA, MECÂNICA E ENSAIO MECÂNICO

Após 24 horas a 37°C, as amostras foram submetidas a ciclagem térmica com 5.000 ciclos térmicos entre 5° C e 55° C, com intervalo de 30 s entre cada banho (Kanat-Ertürk et al., 2018). Em seguida, as amostras foram submetidas ao ensaio de ciclagem mecânica, em máquina de ciclagem mecânica (ERIOS modelo ER – 11000, São Paulo, SP, Brasil) com 600.000 ciclos (Lise et al, 2017), utilizando ponta de 3 mm de diâmetro no centro da superfície oclusal das restaurações e carga axial de 125 N com 4 Hz (Sedrez Porto et al., 2019). Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura em Máquina Universal de Ensaio Mecânicos (Instron Electropuls E3000, Grove City, Pensilvânia, EUA). Assim, cada amostra foi colocada em dispositivo de fixação acoplada a uma célula de carga de 1,8Kg. Uma esfera com 6 mm de diâmetro posicionada verticalmente ao longo eixo do dente no sulco central, transmitiu uma carga controlada sob velocidade constante de 1 mm/min até que a fratura ocorresse. A carga de ruptura máxima foi mensurada em newtons (N).

Após o teste, todas as amostras foram examinadas para análise do padrão de fratura. Os tipos de fratura foram classificados de acordo com Hayes et al. em 2017 e Sedrez Porto et al., 2019: fratura da coroa, fratura dente/raiz. Fraturas acima da junção amelocementária foram consideradas “reparáveis” e aquelas abaixo da junção foram consideradas “irreparáveis/catastróficas”.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise dos dados foi realizada utilizando Sigma Plot 12.1 (Stata Corp, College Station, TX) com nível de significância de $\alpha=0,05$. A resistência à fratura foi analisada quanto à distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk) e igualdade de variância (teste de Levene). O teste de Two-way ANOVA para os dois fatores do estudo, material (dissilicato de lítio e enamic) e profundidade de preparo intracâmara (2 mm e 4 mm) foi realizado seguido do teste de Tukey. One-way ANOVA e teste de Tukey foram utilizados para comparação entre os diferentes materiais investigados e as diferentes profundidades de preparo intracâmara pulpar. A comparação dos grupos com o grupo controle foi avaliada pelo teste de Dunnett.

RESULTADOS

Os resultados de resistência à fratura são descritos na Tabela 2. Two-way ANOVA mostrou que houve significativa interação entre os fatores material e profundidade ($p= 0.020$). O teste de Tukey mostrou que comparando a profundidade de preparo intracâmara pulpar para cada material houve diferença estatística significativa para o grupo de IPS E.max, de forma que a profundidade de 4 mm apresentou maior resistência à fratura ($2060,6 \pm 503,0$ N) comparada a de 2 mm ($1433,5 \pm 260,0$ N) ($p= 0,040$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Enamic 2 mm ($1147,9 \pm 337,5$ N) e Enamic 4 mm ($1048,2 \pm 208,8$ N) ($p= 0,07$). Na profundidade de 4 mm o grupo IPS E.max ($2060,6 \pm 503,0$ N) mostrou maior resistência à fratura comparado ao grupo Enamic 4 mm ($1048,2 \pm 208,8$ N) ($p= 0,001$), porém na profundidade de 2 mm não houve diferença significativa entre a resistência à fratura dos materiais ($p=0,08$). Ao comparar os materiais cerâmicos nas diferentes profundidades intracâmara com o grupo controle ($1663,8 \pm 552,0$ N), somente o grupo Enamic 4 mm apresentou diferença significativa ($p= 0,040$), mostrando menor resistência à fratura ($1048,2 \pm 208,8$ N).

Tabela 2. Resultados de média \pm desvio padrão de resistência à fratura (N) dos materiais cerâmicos investigados em diferentes profundidades intracâmara

Resistência à fratura (N)		
Material e profundidade intracâmara		
Dissilicato de Lítio 2 mm (EX2)	1433,5 \pm 260,0 ^{B*, a**}	Enamic 2 mm (EN2) 1147,9 \pm 337,5 ^{A, a} p= 0,08
Dissilicato de Lítio 4 mm (EX4)	2060,6 \pm 503,0 ^{A, a}	Enamic 4 mm (EN4) 1048,2 \pm 208,8 ^{A, b} p= 0,001
	p= 0,04	p= 0,07
Comparação com grupo Controle		
Dissilicato de Lítio 2 mm	1433,5 \pm 260,0 ^A	p= 0,08
Dissilicato de Lítio 4 mm	2060,6 \pm 503,0 ^A	p= 0,07
Enamic 2 mm	1147,9 \pm 337,5 ^A	p= 0,07
Enamic 4 mm	1048,2 \pm 208,8 ^B	p= 0,04
Controle	1663,8 \pm 552,0 ^A	

* Letras maiúsculas iguais demonstram que não houve diferença estatística significativa entre as profundidades no mesmo material pelo teste One-Way Anova e pos-hoc de Tukey ($p > 0,05$), e ao comparar os grupos com o controle pelo teste de Dunnett ($P > 0,05$).

** Letras minúsculas iguais demonstram que não houve diferença estatística significativa entre os materiais na mesma profundidade intracâmara investigados pelo teste One-Way Anova e pos-hoc de Tukey ($p > 0,05$).

A Tabela 3 apresentam os resultados relacionados aos tipos de fratura obtidos em cada grupo. A falha catastrófica ou irreparável foi observada na sua maioria tanto no grupo de dissilicato de lítio quanto no grupo da cerâmica infiltrada por polímero.

Tabela 3. Distribuição dos tipos de fratura de acordo com os grupos investigados

	Tipos de Fratura (%)	
	Reparáveis	Irreparáveis
Dissilicato de Lítio 2 mm (EX2)	30%	70%
Dissilicato de Lítio 4 mm (EX4)	20%	80%
Enamic 2 mm (EN2)	20%	80%
Enamic 4 mm (EN4)	40%	60%

DISCUSSÃO

Apesar dos parâmetros adotados para o preparo cavitário de restaurações *endocrowns* já estarem definidos na literatura, como redução das cúspides, definição de margem gengival circular supragengival, cavidade de retenção central no interior da câmara pulpar com ângulos internos arredondados e parede pulpar plana vedando a entrada dos canais radiculares (Bindle e Mörmann, 1999; Bernhart et al. 2010; Hayes et al. 2017), ainda não existe padronização quanto a profundidade de preparo intracâmara, principalmente em molares. Hayes et al., em 2017, concluiu que para *endocrowns* em molares a extensão da profundidade intracâmara não deveria ser maior que 2 mm, porém somente um tipo de material restaurador foi investigado, a cerâmica de dissilicato de lítio. Desta forma, o presente estudo investigou os efeitos de duas profundidades intracâmara para restaurações *endocrowns* em molares variando dois tipos de materiais cerâmicos (dissilicato de lítio e cerâmica infiltrada por polímero). De acordo com os resultados obtidos, a primeira e segunda hipóteses nulas foram rejeitadas parcialmente, pois os grupos de dissilicato de lítio (EX2 e EX4) apresentaram diferença significativa na resistência à fratura entre as profundidades intracâmara testadas ($p=0,040$); e o tipo de material cerâmico interferiu na resistência à fratura das restaurações *endocrowns*, visto que os valores de resistência encontrados para dissilicato de lítio foram maiores quando comparados ao das cerâmicas infiltradas por polímero ($p=0,001$).

A variação da profundidade intracâmara pulpar proporciona diferentes extensões de substrato disponível para a adesão, influenciando diretamente na retenção micromecânica da *endocrown*, já que as tensões oclusais durante a função mastigatória podem ser transmitidas às paredes da câmara pulpar (El-Damhoury, Haj-Ali e Platt, 2015). Quanto mais profunda a extensão intracâmara pulpar, maior será a área de superfície que pode ser utilizada para retenção adesiva da restauração e de transmissão de forças mastigatórias (El-Damhoury, Haj-Ali e Platt, 2015). Provavelmente, no presente estudo, a maior profundidade intracâmara investigada (4 mm) proporcionou maior área para as *endocrowns* de dissilicato de lítio comparadas àquelas de 2 mm, levando ao maior valor de resistência à fratura ($2060,6 \pm 503,0$ N) (Tabela 2). O estudo de Hayes et al., (2017), apesar de não encontrar diferença significativa na resistência à fratura de *endocrowns* em molares entre 2 e 4 mm de extensão intracâmara pulpar, os valores de resistência na profundidade de 4 mm também foram superiores comparados a de 2 mm, corroborando com os resultados aqui encontrados. As diferenças das etapas metodológicas entre os estudos *in vitro* podem influenciar nos valores de resistência encontrados e na comparação dos resultados, principalmente quanto a realização de envelhecimento das amostras pelo ensaio de fadiga mecânica, e quanto ao diâmetro e ao ângulo de transmissão de carga durante o teste de fratura. No presente estudo, a fadiga mecânica foi realizada com 600.000 ciclos e carga axial de 125 N com 4 Hz, como encontrado em outros estudos (Ramirez-Sebastia et al., 2013; Ramirez-Sebastia et al., 2014; Rocca et al. 2016). O total de 600.000 ciclos na fadiga mecânica pode representar o envelhecimento de dois anos e meio, aproximadamente, na cavidade bucal (De Kuijper et al. 2019), sendo considerado uma etapa importante em estudos *in vitro* porque tensões repetitivas durante a mastigação podem levar ao desenvolvimento e propagação de trincas em materiais cerâmicos (Bankoglu Güngör et al., 2018; Taha et al., 2018).

Diferentemente das *endocrowns* de dissilicato de lítio, as restaurações confeccionadas com cerâmicas infiltradas por polímero não apresentaram diferença significativa frente à variação de preparo da profundidade intracâmara (Tabela 2). Vita Enamic é caracterizada como uma cerâmica infiltrada por polímero, chamada de “*polymer-infiltrated ceramic-network (PICN)*” e possui em sua composição duas redes contínuas e interconectadas, uma de cerâmica feldspática (86% peso) e outra polimérica (14% em peso) (Lawson et al., 2016; Emsermann et al., 2019). O material Vita Enamic quando comparado a outros materiais de fresagem CAD/CAM a base de

resina composta (chamados de “*resin composite blocks (RCB)*”) apresenta maior volume de fração de carga e menor conteúdo polimérico, obtendo assim maiores valores de módulo flexural e tenacidade à fratura, mas menores valores de resistência flexural (Emsermann et al., 2019; Lucsanszky et al., 2019). Além disso, quando comparado às cerâmicas CAD/CAM, como o dissilicato de lítio, Vita Enamic apresenta menor dureza e menor módulo de elasticidade, possibilitando alta resistência à iniciação e ao crescimento de fraturas, o que pode levar a um baixo potencial de perda de resistência à fratura (Strasser et al., 2018; Ludovichetti et al., 2019). Assim, provavelmente, no presente estudo, essas propriedades podem ter levado a ausência de diferença significativa na resistência à fratura do grupo Enamic entre as duas profundidades intracâmara: 2 mm ($1147,9 \pm 337,5$ N) e 4 mm ($1048,2 \pm 208,8$ N) (Tabela 2). De acordo com Lucsanszky et al. (2019) ainda existe escassez de estudos que avaliem as propriedades mecânicas das *PICNs* e *RCBs*, as quais são identificadas como potencial indicadores clínicos para o sucesso e desempenho clínico destes materiais, fato este que também dificulta a comparação de resultados entre os materiais.

Outro ponto que pode ser levado em consideração quanto a ausência de diferença estatística na resistência à fratura entre as profundidades intracâmara para os grupos da Vita Enamic é a resistência de união ao cimento resinoso. De acordo com estudo feito por Murillo-Gómez e De Goes, em 2019, a cerâmica infiltrada por polímero (Vita Enamic) apresentou maior rugosidade e alterações em sua superfície comparadas as outras cerâmicas testadas (a base de leucita e de dissilicato de lítio), levando a uma maior resistência de união ao cimento resinoso. Provavelmente, os diferentes tempos de condicionamento da superfície com ácido fluorídrico 5%, aplicados seguindo a recomendação dos fabricantes, sendo 60 s para Vita Enamic (VITA - Zahnfabrik) e IPS Empress CAD (Ivoclar, Vivadent) e 20 s para IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent) foi o principal fator relacionado ao resultado mencionado e pode indicar que a Vita Enamic se liga adequadamente ao cimento resinoso. Assim, independente da profundidade intracâmara das endocrowns investigadas, a cerâmica infiltrada por polímero pode apresentar adequada resistência adesiva. No entanto, ainda são necessários mais estudos para esta comprovação, visto que ainda não existem investigações que relacionaram este material com diferentes profundidades de preparo intracâmara em molares.

O material mais comumente utilizado para a confecção de restaurações *endocrown* é a cerâmica a base de dissilicato de lítio (Belleflamme et al., 2017), porém este material apresenta alto módulo de elasticidade proporcionando comportamento biomecânico pouco elástico devido a sua alta rigidez (Sedrez Porto et al., 2019). Sabe-se que os materiais cerâmicos apresentam valores maiores de módulo de elasticidade e resistência flexural quando comparados aos materiais com resina (*PICNs* e *RCB*) (Greistein et al., 2016; Kanat-Ertürk et al., 2018). Estes valores estão diretamente associados aos maiores valores de resistência à fratura (Aktas, Yerlikaya e Akca 2016; Bankoğlu Güngör et al., 2017; Kanat-Ertürk et al., 2018). No presente estudo, quando os grupos dissilicato de lítio (EX4) e enamic (EN4) foram comparados na profundidade de 4 mm foi possível confirmar tal comportamento, sendo encontrado maior resistência à fratura do grupo EX4 ($2060,6 \pm 503,0$ N) (Tabela 2), corroborando com os estudos de Choi, Yoon e Park, 2017 e Kanat-Ertürk et al., 2018. No entanto, Aktas, Yerlikaya e Akca (2016) relataram que diferentes materiais, como cerâmica de silicato de alumina (Vita Mark II), cerâmica de vidro reforçada com zircônia (Vita Suprinity) e cerâmica infiltrada por polímeros (Vita Enamic), apesar de possuírem diferentes módulos de elasticidade, não apresentaram diferença significativa na resistência à fratura de restaurações *endocrowns* em molares. Sendo assim, somente os valores de resistência à fratura dos materiais não deveriam ser considerados para auxiliar na decisão de qual material seria a melhor escolha para aplicação na clínica. A análise do padrão de fratura e da resistência à fratura deveriam sempre ser considerados em conjunto, já que ambos estão diretamente associados ao módulo de elasticidade dos materiais e possuem influência na susceptibilidade a fratura das restaurações cimentadas (El – Damanhoury et al., 2015; Lise et al., 2017; Kanat-Ertürk et al., 2018).

O módulo de elasticidade dos materiais, como também o da dentina, desempenham um papel importante no padrão de fratura das cerâmicas (El – Damanhoury et al., 2015; Aktas, Yerlikaya e Akca 2016). Por apresentar maior módulo de elasticidade que a dentina, as *endocrowns* de dissilicato de lítio produzem maior concentração de tensão nas áreas críticas, levando a um número maior de falhas irreparáveis e catastróficas, com comprometimento da raiz e coroa (El – Damanhoury et al., 2015; Lise et al. 2017; EL Ghouli et al. 2019). Enquanto materiais com módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina, como as *RBCs* e *PICNs*, tendem a absorver a carga aplicada e distribuir as tensões de maneira mais uniforme (Taha et al., 2017; Aktas, Yerlikaya, Akca, 2018; Kanat-Ertürk et al., 2018). Apesar do material

Vita Enamic possui módulo de elasticidade ($37,9 \pm 0,34$ GPa) mais próximo ao da dentina ($5,5$ a $19,3$ GPa) comparado ao dissilicato de lítio IPS E.max CAD ($83,5 \pm 15,0$ GPa) (Della Bona et al., 2014; Trindade et al., 2016), no presente estudo todos os grupos apresentaram maior porcentagem de falhas irreparáveis. Porém, os grupos de dissilicato de lítio obtiveram maior percentual (Tabela 3). De acordo com Gresnigh et al., quando uma carga axial é aplicada ao longo eixo do dente objetivando a ruptura em carga máxima, como ocorreu no nosso estudo, esta carga pode superestimar a força máxima tolerada pelo conjunto restauração/dente, resultando em comportamento semelhante entre os grupos. Como a informação é escassa sobre a influência da variação da profundidade intracâmara em molares na resistência à fratura de *endocrowns* confeccionadas em diferentes materiais, ainda se torna necessário maiores investigações quanto a análise de resistência e padrão de fratura das restaurações.

Uma questão que merece discussão neste estudo é o uso de dentes naturais como grupo controle, já que o objetivo final foi utilizar materiais que possuam características e propriedades aproximadas ao dos dentes naturais. No entanto, o gradiente e a natureza anisotrópica dos dentes não podem ser comparados diretamente com os dos materiais artificiais testados (Gresnigh et al., 2016). Assim, interpretações da resistência à fratura dos materiais com o do dente natural devem ser feitas com cautela. Os resultados do presente estudo não mostraram diferença significativa entre os grupos com o grupo controle, exceto para o grupo Enamic na profundidade de 4 mm (EN4) que demonstrou menor resistência à fratura (Tabela 2). Tal resultado pode estar relacionado ao fato deste grupo apresentar maior volume de material, em consequência da maior profundidade de preparo, e menor módulo de elasticidade comparados aos outros materiais e ao dente. Mesmo diante destes dados, todas as restaurações *endocrowns* foram capazes de suportar a força mastigatória média em humanos, a qual varia de 600 N a 900 N para mulheres e homens, respectivamente (Waltimo, e Könönen, 1993; Varga et al., 2011).

Apesar dos resultados aqui encontrados, ainda se faz necessário investigar qual a profundidade de preparo intracâmara seria mais indicada em molares para adequado comportamento biomecânico de *endocrowns*, em diferentes materiais cerâmicos e resinosos disponíveis, visto que não há ainda um consenso na literatura. A condução de estudos clínicos investigando a profundidade intracâmara no preparo de *endocrowns* também possui extrema importância, já que preparos de menor

profundidade na câmara pulpar diminuiria o risco de perfuração da raiz e evitaria a remoção adicional de tecido dentário hígido, o qual poderia enfraquecer o complexo dente/raiz (Lise et al., 2017). Além disso, para futuros estudos *in vitro* sugere-se a utilização de máquina de ensaio dinâmico que apresenta vantagem sobre o teste de carga estática, realizado nesta pesquisa, pois fornece uma melhor simulação da situação clínica (Kuijs et al., 2006; Soares, Razaghy e Magne, 2018). Outro enfoque seria a execução do ensaio de resistência à fratura com carga oblíqua (Greistein et al., 2016; Kanat-Ertürk et al., 2018) com o intuito de investigar o comportamento das restaurações *endocrowns* no que diz respeito a resistência adesiva dos materiais.

CONCLUSÃO:

De acordo com resultados deste estudo *in vitro*, as restaurações *endocrowns* sofreram influência da profundidade de preparo intracâmara pulpar quando confeccionados com cerâmicas de dissilicato de lítio, apresentando maior resistência à fratura em profundidade de 4 mm. Não houve diferença na resistência à fratura nas diferentes profundidades para o grupo Vita Enamic. Fraturas catastróficas foram presentes em maior porcentagem em todos os grupos, independente da composição e profundidade intracâmara pulpar.

Referências (do artigo)

- ALTIER M., YILDIRIM G., DALKILIC E. E. Fracture resistance and failure modes of lithium disilicate or composite endocrowns. **Niger J Clin Pract**, v. 21, n. 7, p. 821-26, Jul. 2018.
- AKTAS, G.; YERLIKAYA, H.; AKCA, K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. **J Prosthodont**, v. 27, n. 4, p. 340-346, Apr. 2016.
- BIACCHI, G. R.; BASTING, R. T. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. **Oper Dent**, v. 37, n. 2, p. 130-136, Mar-Apr. 2012.

BANKOĞLU GÜNGÖR M.; TURHAN BAL B.; YILMAZ H.; AYDIN C.; KARAKOCA N. S. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. **Dent Mater J.**, v. 36, n. 2, p. 136-141, Mar. 2017.

BELLEFLAMME M.M., GEERTS S.O., LOUWETTE M.M., GRENADE C.F., VANHEUSDEN A.J., MAINJOT A.K. No post-no approach to restore severely damaged posterior teeth: an up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. **J Dent**, v. 63, p. 1-7, 2017.

BERNHART, J.; BRAUNING, A.; ALTENBURGER, M. J.; WRBAS, K. T.; Cerec3D endocrowns - two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars. **Int J Comput Dent**, v. 13, n. 2, p. 141–154, 2010.

BINDLE, A.; MÖRMANN, W. H. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years-preliminary results. **J Adhes Dent**, v. 1, n. 3, p. 255-265, 1999.

CHOI S., YOON H. I., PARK E. J. Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. **J Adv Prosthodont**, v. 9, n. 6, p. 423-431, Dec. 2017.

DARWISH, H. A., MORSI, T. S., EL DIMEERY, A. G. Internal fit of lithium disilicate and resin nano-ceramic endocrowns with different preparation designs. **Futur Dent J**, v. 3, n. 2, p. 67-72, May. 2017.

DE KUIJPER M., GRESNIGT M., VAN DEN HOUTEN M., HAUMAHU D., SCHEPKE U., CUNE M.S. Fracture Strength of Various Types of Large Direct Composite and Indirect Glass Ceramic Restorations. **Oper Dent**, v. 44, n. 4, p. 433-442. Jul/Aug. 2019.

DELLA BONA A., CORAZZA P.H., ZHANG Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. **Dent Mater**, v. 30, n. 5, p. 564-9, May. 2014.

EL-DAMANHOURY H. M.; HAJ-ALI R. N.; PLATT J. A. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. **Oper Dent.**, v. 40, n. 2, p. 201-210, Mar/Apr. 2015.

EL GHOUL W., ÖZCAN M., SILWADI M., SALAMEH Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. **J Esthet Restor Dent**, v. 31, n. 4, p. 378-387, Jul. 2019.

EMSERMANN I., EGGMANN F., KRSTL G., WEIGER R., AMATO J. Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks **J Adhes Dent**, v. 21, n. 5, p. 433-443, 2019.

- FORBERGER, N.; GÖHRING, T. N. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithium-disilicate-based all-ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, v. 100, n. 4, p. 264-273, Oct. 2008.
- GRESNIGT M. M.; ÖZCAN M.; VAN DEN HOUTEN M.L.; SCHIPPER L.; CUNE M.S. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. **Dent Mat**, v. 32, n. 5, p. 607-614, May. 2016.
- HAYES A., DUVALL N., WAJDOWICZ M., ROBERTS H. Effect of Endocrown Pulp Chamber Extension Depth on Molar Fracture Resistance. **Oper Dent**, v. 42, n. 3, p. 327-334, May/Jun. 2017.
- KANAT-ERTÜRK B.; SARIDAĞ S.; KÖSELER E.; HELVACIOĞLU-YIĞIT D.; AVCU E.; YILDIRAN-AVCU Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. **Dent Mater J**, v. 37, n. 2, p. 256-265, Mar. 2018.
- KUIJS R.H.; FENNIS W.M.; KREULEN C.M.; ROETERS F.J.; VERDONSCHOT N.; CREUGERS N.H. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. **J Dent**, v. 34, n. 1, p. 19-25, Jan. 2006.
- LAWSON N.C., BANSAL R., BURGESS J.O. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. **Dent Mater**, v. 32, n. 11, p. 275-283, Nov. 2016.
- LIN C. L.; CHANG Y. H.; CHANG C. Y.; PAI C. A.; HUANG S. F. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. **Eur J Oral Sci**, v.118, n.1, p.87–93, Feb. 2010.
- LISE P. D.; VAN ENDE A.; DE MUNK J.; SUZUKI T. Y. U.; VIEIRA L. C. C.; VAN MEERBEEK B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. **J Dent**, v. 59, p. 54-61, Apr. 2017.
- LUCSANSZKY I.J.R., RUSE N.D. Fracture Toughness, Flexural Strength, and Flexural Modulus of New CAD/CAM Resin Composite Blocks. **J Prosthodont**, Nov. 2019.
- LUDOVICHETTI F.S., TRINDADE F.Z., ADABO G.L., PEZZATO L., FONSECA R.G. Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. **J Prosthet Dent**, v. 121, n. 5, p. 866.e1-866.e8, May. 2019.

- MURILLO-GÓMEZ F., DE GOES M.F. Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short- and long-term storage. **J Prosthet Dent**, v. 121, n. 4, p. 713.e1-713.e8, Apr. 2019.
- PISSIS, P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, v. 7, n. 5, p.83-94, 1995.
- RAMÍREZ-SEBASTIÀ A.; BORTOLOTTO T.; ROIG M.; KREJCI I. Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: analysis of marginal adaptation. **Oper Dent.**, v. 38, n. 6, p. 663-673, Nov/Dec. 2013.
- RAMÍREZ-SEBASTIÀ A.; BORTOLOTTO T.; CATTANI-LORENTE M.; GINER L.; ROIG M.; KREJCI I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. **Clin Oral Investig**, v. 18, n. 2, p. 545-554, 2014.
- ROCCA G. T.; SEDLAKOVA P.; SARATTI C.M.; SEDLACEK R.; GREGOR L.; RIZCALLA N.; FEILZER A. J.; KREJCI I. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. **Dent Mat**, v. 32, n. 12, p. 338-350, Dec. 2016.
- SEDREZ-PORTO J. A.; ROSA W. L.; DA SILVA A. F.; MÜNCHOW E. A.; PEREIRA-CENCI T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. **J Dent**, v. 52, p. 8-14, Sep. 2016.
- SEDREZ-PORTO J. A.; MÜNCHOW E. A.; VALENTE L. L.; CENCI M. S.; PEREIRA-CENCI T. New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior. **Braz Oral Res**, v. 33, p. 1-12, Feb. 2019. 2019.
- SHIN Y.; PARK S.; PARK J. W.; KIM K. M.; PARK Y. B.; ROH B. D.; Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD/CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. **J Prosthet Dent**, v. 117 n. 1, p. 109-115, Jan. 2017.
- SEVİMLİ, G.; CENGİZ, S.; ORUÇJ, M. S. Endocrowns: review. **Istanbul Univ Fac Dent**, v. 49, n. 2, p. 57-63, Apr. 2015.
- SOARES L.M.; RAZAGHY M.; MAGNE P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. **Dent Mater**, v. 34, n. 4, p. 587-597, Apr. 2018.
- STRASSER T., PREIS V., BEHR M., ROSENTRITT M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. **Clin Oral Investig**, v. 22, n. 8, p. 2787-97, Nov. 2018.

TAHA, D.; SPINTZYK S.; SCHILLE C.; SABET A.; WAHSH M.; SALAH T.; GEISGERSTORFER J. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. **J Prosthodont Res**. v. 62, n. 3, p. 293-297, Jul. 2017.

TAHA D., SPINTZYK S., SABET A., WAHSH M., SALAH T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. **Esthet Restor Dent**, v. 30, n. 4, p. 319-328, Jul. 2018.

TRIBST J. P. M.; DAL PIVA A. M. O.; MADRUGA C. F.; VALERA M. C.; BORGES A. L. S.; BRESCIANI E.; DE MELO R. M. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. **Dent Mater**. v. 34, n. 10, p. 1466-1473, Oct. 2018.

TRINDADE F.Z.; VALANDRO L.F.; DE JAGER N.; BOTTINO M.A.; KLEVERLAAN C.J. Elastic Properties of Lithium Disilicate Versus Feldspathic Inlays: Effect on the Bonding by 3D Finite Element Analysis. **J Prosthodont**, v. 27, n. 8, p. 741-747, Oct. 2018.

VARGA S.; SPALJ S.; LAPTER VARGA M.; ANIC MILOSEVIC S.; MESTROVIC S.; SLAJ M. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. **Eur J Orthod**, v. 33, n. 4, p. 427-33, Aug. 2011.

WALTIMO A.; KÖNÖNEN M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. **Scand J Dent Res**, v. 101, n. 3, p. 171-5, Jun. 1993.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com os achados desta pesquisa, as restaurações *endocrowns* de dissilicato de lítio apresentaram maior resistência a fratura, porém tal resultado não determina a escolha do material restaurador. A profundidade de preparo intracâmara também deve ser analisada, já que os materiais se comportaram de maneira diferente. É importante considerar também outros fatores como o módulo de elasticidade de cada material. Em cerâmicas infiltradas por polímero esta propriedade é mais favorável, por apresentarem valores mais próximos ao da dentina, favorecendo a absorção de cargas e distribuição das tensões de maneira mais uniforme, fator que influencia diretamente o padrão de fratura destas restaurações.

Outros fatores também podem influenciar os resultados de resistência a fratura e os padrões de falha, entre eles: tipo de preparo (presença ou não de férula), a carga aplicada no ensaio mecânico (axial ou lateral), envelhecimento artificial das amostras, processamento das restaurações e protocolos de cimentação.

Além disso, ensaios clínicos randomizados controlados devem ser realizados para examinar o desempenho de restaurações *endocrowns* confeccionados em diferentes materiais com profundidade de preparo intracâmara variado.

REFERÊNCIAS

ALTIER M., YILDIRIM G., DALKILIC E. E. Fracture resistance and failure modes of lithium disilicate or composite endocrowns. *Niger J Clin Pract*, v. 21, n. 7, p. 821-26, Jul. 2018.

AKTAS, G.; YERLIKAYA, H.; AKCA, K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *J Prosthodont*, v. 27, n. 4, p. 340-346, Apr. 2016.

BIACCHI, G. R.; BASTING, R. T. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*, v. 37, n. 2, p. 130-136, Mar-Apr. 2012.

BANKOĞLU GÜNGÖR M.; TURHAN BAL B.; YILMAZ H.; AYDIN C.; KARAKOCA N. S. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dent Mater J.*, v. 36, n. 2, p. 136-141, Mar. 2017.

BELLEFLAMME M.M., GEERTS S.O., LOUWETTE M.M., GRENADE C.F., VANHEUSDEN A.J., MAINJOT A.K. No post-no approach to restore severely damaged posterior teeth: an up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent*, v. 63, p. 1-7, 2017.

BERNHART, J.; BRAUNING, A.; ALTENBURGER, M. J.; WRBAS, K. T.; Cerec3D endocrowns - two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars. *Int J Comput Dent*, v. 13, n. 2, p. 141–154, 2010.

BINDLE, A.; MÖRMANN, W. H. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years-preliminary results. *J Adhes Dent*, v. 1, n. 3, p. 255-265, 1999.

CHOI S., YOON H. I., PARK E. J. Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *J Adv Prosthodont*, v. 9, n. 6, p. 423-431, Dec. 2017.

DARWISH, H. A., MORSI, T. S., EL DIMEERY, A. G. Internal fit of lithium disilicate and resin nano-ceramic endocrowns with different preparation designs. *Futur Dent J*, v. 3, n. 2, p. 67-72, May. 2017.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. 3D-finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mat*, v. 29, n. 12, p. 309–317, Dec. 2013.

- DE KUIJPER M., GRESNIGT M., VAN DEN HOUTEN M., HAUMAHU D., SCHEPKE U., CUNE M.S. Fracture Strength of Various Types of Large Direct Composite and Indirect Glass Ceramic Restorations. *Oper Dent*, v. 44, n. 4, p. 433-442. Jul/Aug. 2019.
- DELLA BONA A., CORAZZA P.H., ZHANG Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, v. 30, n. 5, p. 564-9, May. 2014.
- DIETSCHI D.; DUC O.; KREJCI I.; SADAN A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature - Part 1. Composition and micro and - macrostructure alterations. *Quintessence Int*, v. 38, n. 9, p. 733-743, Oct. 2007.
- EL-DAMANHOURY H. M.; HAJ-ALI R. N.; PLATT J. A. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.*, v. 40, n. 2, p. 201-210, Mar/Apr. 2015.
- EL GHOUL W., ÖZCAN M., SILWADI M., SALAMEH Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. *J Esthet Restor Dent*, v. 31, n. 4, p. 378-387, Jul. 2019.
- EMSERMANN I., EGGMANN F., KRASSTL G., WEIGER R., AMATO J. Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks *J Adhes Dent*, v. 21, n. 5, p. 433-443, 2019.
- FORBERGER, N.; GÖHRING, T. N. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithium-disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v. 100, n. 4, p. 264-273, Oct. 2008.
- GRESNIGT M. M.; ÖZCAN M.; VAN DEN HOUTEN M.L.; SCHIPPER L.; CUNE M.S. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mat*, v. 32, n. 5, p. 607-614, May. 2016.
- HASAN I.; FRENTZEN M.; UTZ K.H.; HOYER D.; LANGENBACH A.; BOURAUUEL C. Finite element analysis of adhesive endo-crowns of molars at different height levels of buccally applied load. *J Dent Biomech*, v. 3, Aug. 2012.
- HAYES A., DUVALL N., WAJDOWICZ M., ROBERTS H. Effect of Endocrown Pulp Chamber Extension Depth on Molar Fracture Resistance. *Oper Dent*, v. 42, n. 3, p. 327-334, May/Jun. 2017.
- KANAT-ERTÜRK B.; SARIDAĞ S.; KÖSELER E.; HELVACIOĞLU-YIĞİT D.; AVCU E.; YILDIRAN-AVCU Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with

different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dent Mater J*, v. 37, n. 2, p. 256-265, Mar. 2018.

KUIJS R.H.; FENNIS W.M.; KREULEN C.M.; ROETERS F.J.; VERDONSCHOT N.; CREUGERS N.H. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *J Dent*, v. 34, n. 1, p. 19-25, Jan. 2006.

LAWSON N.C., BANSAL R., BURGESS J.O. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*, v. 32, n. 11, p. 275-283, Nov. 2016.

LIN C. L.; CHANG Y. H.; CHANG C. Y.; PAI C. A.; HUANG S. F. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci*, v.118, n.1, p.87–93, Feb. 2010.

MURILLO-GÓMEZ F., DE GOES M.F. Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short- and long-term storage. *J Prosthet Dent*, v. 121, n. 4, p. 713.e1-713.e8, Apr. 2019.

PISSIS, P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, v. 7, n. 5, p.83-94, 1995.

LISE P. D.; VAN ENDE A.; DE MUNK J.; SUZUKI T. Y. U.; VIEIRA L. C. C.; VAN MEERBEEK B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent*, v. 59, p. 54-61, Apr. 2017.

LUCSANSZKY I.J.R., RUSE N.D. Fracture Toughness, Flexural Strength, and Flexural Modulus of New CAD/CAM Resin Composite Blocks. *J Prosthodont*, Nov. 2019.

LUDOVICHETTI F.S., TRINDADE F.Z., ADABO G.L., PEZZATO L., FONSECA R.G. Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. *J Prosthet Dent*, v. 121, n. 5, p. 866.e1-866.e8, May. 2019.

MURILLO-GÓMEZ F., DE GOES M.F. Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short- and long-term storage. *J Prosthet Dent*, v. 121, n. 4, p. 713.e1-713.e8, Apr. 2019.

RAMÍREZ-SEBASTIÀ A.; BORTOLOTTI T.; ROIG M.; KREJCI I. Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: analysis of marginal adaptation. *Oper Dent*, v. 38, n. 6, p. 663-673, Nov/Dec. 2013.

RAMÍREZ-SEBASTIÀ A.; BORTOLOTTO T.; CATTANI-LORENTE M.; GINER L.; ROIG M.; KREJCI I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig*, v. 18, n. 2, p. 545-554, 2014.

ROCCA G. T.; SEDLAKOVA P.; SARATTI C.M.; SEDLACEK R.; GREGOR L.; RIZCALLA N.; FEILZER A. J.; KREJCI I. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mat*, v. 32, n. 12, p. 338-350, Dec. 2016.

SEDREZ-PORTO J. A.; ROSA W. L.; DA SILVA A. F.; MÜNCHOW E. A.; PEREIRA-CENCI T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, v. 52, p. 8-14, Sep. 2016.

SEDREZ-PORTO J. A.; MÜNCHOW E. A.; VALENTE L. L.; CENCI M. S.; PEREIRA-CENCI T. New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior. *Braz Oral Res*, v. 33, p. 1-12, Feb. 2019. 2019.

SHIN Y.; PARK S.; PARK J. W.; KIM K. M.; PARK Y. B.; ROH B. D.; Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD/CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, v. 117 n. 1, p. 109-115, Jan. 2017.

SEVİMLİ, G.; CENGİZ, S.; ORUÇJ, M. S. Endocrowns: review. *Istanbul Univ Fac Dent*, v. 49, n. 2, p. 57-63, Apr. 2015.

SOARES L.M.; RAZAGHY M.; MAGNE P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dent Mater*, v. 34, n. 4, p. 587-597, Apr. 2018.

STRASSER T., PREIS V., BEHR M., ROSENTRITT M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig*, v. 22, n. 8, p. 2787-97, Nov. 2018.

TAHA, D.; SPINTZYK S.; SCHILLE C.; SABET A.; WAHSH M.; SALAH T.; GEISGERSTORFER J. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res*. v. 62, n. 3, p. 293-297, Jul. 2017.

TAHA D., SPINTZYK S., SABET A., WAHSH M., SALAH T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *Esthet Restor Dent*, v. 30, n. 4, p. 319-328, Jul. 2018.

TRIBST J. P. M.; DAL PIVA A. M. O.; MADRUGA C. F.; VALERA M. C.; BORGES A. L. S.; BRESCIANI E.; DE MELO R. M. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dent Mater.* v. 34, n. 10, p. 1466-1473, Oct. 2018.

TRINDADE F.Z.; VALANDRO L.F.; DE JAGER N.; BOTTINO M.A.; KLEVERLAAN C.J. Elastic Properties of Lithium Disilicate Versus Feldspathic Inlays: Effect on the Bonding by 3D Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* v. 27, n. 8, p. 741-747, Oct. 2018.

VARGA S.; SPALJ S.; LAPTER VARGA M.; ANIC MILOSEVIC S.; MESTROVIC S.; SLAJ M. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *Eur J Orthod.* v. 33, n. 4, p. 427-33, Aug. 2011.

WALTIMO A.; KÖNÖNEN M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res.* v. 101, n. 3, p. 171-5, Jun. 1993.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ETICA E PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação biomecânica de férula em restaurações endocrown

Pesquisador: TAMIRIS ALACOQUE DE CARVALHO FREITAS

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 91961318.7.0000.5147

Instituição Proponente: FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.798.780

Apresentação do Projeto:

Serão necessários 40 terceiros molares. Para padronização das dimensões será executada medição com paquímetro digital. Serão selecionados dentes que apresentarem área de coroa com variação máxima de 10% em relação ao valor médio. Os dentes doados serão armazenados em solução fisiológica sob refrigeração até o momento do uso. Todas as amostras serão escaneadas previamente pelo scanner NextEngine 3D Laser Scanner. Cada raiz será recoberta por uma camada de espessura de 0,3mm de Impregum Soft para simular o ligamento periodontal. Os dentes serão incluídos em resina acrílica ativada quimicamente (JET Clássico) no interior de tubos de PVC (20mmX25mmX15mm), com a face oclusal voltada para baixo. Serão demarcadas a lápis, linhas de referência que servirão de guia para incluí-las numa posição centralizada, de modo que a resina acrílica recubra a porção radicular até 2mm apicalmente à junção amelo-cementária. As amostras

serão identificadas com os números escritos nos tubos de PVC e distribuídas aleatoriamente em quatro grupos (n=10): G1: Restauração endocrown de cerâmica e férula remanescente com 2 mm de altura;

G2: Restauração endocrown de cerâmica sem férula;

G3: Restauração endocrown de resina composta e férula remanescente com 2mm de altura;

G4: Restauração endocrown de resina composta sem férula.

Apresentação do projeto está clara, detalhada de forma objetiva, descreve as bases científicas que justificam o estudo, estando de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propeq@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 2.798.790

Justificativa de Ausência	dispensadetckc.pdf	14/06/2018 22:30:28	FREITAS	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	14/06/2018 22:27:46	TAMIRIS ALACOQUE DE CARVALHO	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

JUIZ DE FORA, 03 de Agosto de 2018

Assinado por:
Helena de Oliveira
 (Coordenador)

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propesq@uff.edu.br