



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**Luiza Guerra**

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE *VONLAYS* CONFECCIONADAS COM DIFERENTES MATERIAIS  
RESTAURADORES APÓS CICLAGEM MECÂNICA**

**Florianópolis**

**2023**

**Luiza Guerra**

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE *VONLAYS* CONFECCIONADAS COM DIFERENTES MATERIAIS  
RESTAURADORES APÓS CICLAGEM MECÂNICA**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior  
Coorientadora: Profa. Jussara Karina Bernardon

**Florianópolis**

**2023**

Guerra, Luiza

Resistência à fratura de vonlays confeccionadas com diferentes materiais restauradores após ciclagem mecânica. Guerra ; orientador, Sylvio Monteiro Junior, coorientador, Jussara Karina Bernardon, 2023.

78 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2023.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Vonlays dentais. 3. Resistência à fratura. 4. Ciclagem mecânica. I. Monteiro Junior, Sylvio. II. Karina Bernardon, Jussara . III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

**Luiza Guerra**

**Resistência à fratura de vonlays confeccionadas com diferentes materiais restauradores após ciclagem mecânica**

O presente trabalho em nível de Doutorado foi avaliado e aprovado, em 08/12/2023, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.a Dra. Sheila Cristina Stolf  
(UFSC).

Dra. Vanessa Ruschel  
(UFSC)

Dra. Ludmilla de Azevedo Linhares  
(ABCD)

Dra. Larissa Fernanda Pottmaier  
(ABCD)

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título Doutora em Clínica Odontológica.

---

Coordenação do Programa de Pós-Graduação

---

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior  
Orientador

**Florianópolis**  
**2023**

Dedico este trabalho aos meus pais amados Mara e Miguel, minha irmã e melhor amiga Camila e ao amor da minha vida, minha filha Bárbara.

“Mas pra quem tem pensamento forte  
O impossível é só questão de opinião”

Charlie Brown Jr.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus Pais, Mara e Miguel, agradeço por serem meu eterno porto seguro, por terem sempre me dado todas as chances para ter as melhores opções de estudo e crescimento pessoal e profissional. Agradeço por todo o amor, toda a dedicação e todo o carinho que vocês sempre tiveram e tem por mim. Muito obrigada por sempre terem me dado todo suporte e apoio necessário para que eu conseguisse fazer tudo que eu precisasse e conseguisse realizar todos os meus sonhos e objetivos! Amo vocês!

À minha filha, Bárbara, agradeço por ser o anjo da minha vida, por ser a razão da minha força e da minha garra para lutar e conquistar todos os meus sonhos. Agradeço por ser essa criança tão compreensiva, carinhosa, amorosa e por ser a grande luz da minha vida. Você é a minha certeza, meu amor maior e minha vida!

À minha irmã, Camila, agradeço por ser minha parceira e minha eterna dupla. Sou muito grata por tê-la ao meu lado sempre, aconselhando-me, apoiando-me e compartilhando todos os momentos junto comigo. Muito obrigada por ser essa referência para mim! Fico feliz de ver que aprendi muita coisa com você e você comigo. Você é a minha melhor amiga!

Ao meu sobrinho Pedro, agradeço por ser mais um anjo na nossa família e ter esse jeito amoroso e carinhoso (e “xabolojo”) com todos. Obrigada por eu ser sua dinda e, mesmo nos momentos corridos da reta final do Doutorado, ter você para dar e receber amor e carinho!

Ao meu cunhado Filipe, agradeço todo o apoio ao longo do meu Doutorado, por estar sempre ao meu lado e incentivar sempre os meus trabalhos. Obrigada por todos esses anos juntos e a irmandade que construímos.

Ao meu irmão de quatro patas, Pierre (nosso Pipi), por ser meu a(u)miguinho ao longo desses anos de graduação, Mestrado e Doutorado. Não há como dizer que esses bichinhos não sentem por nós, humanos, algo diferente de amor. E esse sentimento é absolutamente recíproco. Você é nossa família e nós somos a sua!

Ao meu tio Paulo Ricardo e a Bete agradeço por todo o auxílio e apoio ao longo de todos os anos de estudo. À minha família Guerra agradeço por, mesmo de longe, estarem sempre ao meu lado e por tornarem todos os momentos em que estamos juntos mais leves e divertidos. Sou grata por tê-los me incentivando, animando e apoiando.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Sylvio Monteiro Júnior agradeço imensamente por todos os momentos juntos ao longo desses anos de Graduação e Pós-Graduação. É uma honra ter sido sua orientada no Mestrado e Doutorado e ter esse convívio e contato com um grande Mestre! Agradeço por todo o aprendizado e por todas as palavras de incentivo. Sou grata pela confiança e pelo carinho despedidas nessa caminhada, bem como por ter compartilhado os seus conhecimentos e ensinamentos comigo. Agradeço por ter auxiliado imensamente o meu crescimento profissional e pessoal. Sou muito agradecida por você ter participado na construção do meu sonho e por ser esse eterno exemplo de professor e amor à docência. É uma honra ter sido orientada pelo professor! Muito obrigada por tudo!

À minha co-orientadora, Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Jussara Karina Bernardon, agradeço imensamente por todos os ensinamentos, auxílios e pelo incentivo. Sou grata pela disponibilidade da professora em poder e querer me ajudar, por contribuir com meu aprendizado pessoal e profissional e pela ajuda na execução do meu trabalho.

Ao Prof. Dr. Paulo Franciso César agradeço por sua gentil acolhida e por ter aberto as portas do Laboratório de Biomateriais da Universidade de São Paulo (USP) para a execução da minha pesquisa. Sou grata pelos inestimáveis ensinamentos e pela ajuda e pelo suporte ao meu trabalho. Agradeço pela oportunidade de ter vivido momentos ótimos em um laboratório do mais alto nível, por ter convivido com uma equipe altamente capacitada e por aprendido tanto com todos vocês.

Ao Sr. Antônio Lascale, técnico do laboratório de Biomateriais da Universidade de São Paulo, agradeço por ter contribuído (e muito!) na realização dos testes mecânicos de minha pesquisa. Sou grata pela disponibilidade e pela acolhida ao longo do período que estive na USP.

À Karina agradeço pela receptividade na USP, pela ajuda e pelo suporte na execução da minha pesquisa. Sou grata, também, pela cumplicidade e pela parceria que construímos. Esteja certa de que você pode contar sempre comigo!

À Márcia Regina Fanta agradeço pelo auxílio, suporte e disponibilidade na realização das Análises do MEV da minha pesquisa. Sou grata pela sua ajuda!

Ao Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri agradeço por ser uma eterna fonte de inspiração, por sempre animar a todos com a profissão, bem como por todos os ensinamentos repassados. Sou grata por sempre ter mostrado que é possível realizar os sonhos, já que eles dependem apenas de nós mesmos.

À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Sheila Stolf eu agradeço pelos ensinamentos, pelas conversas e pelo carinho. Agradeço, também, por ter aceito o convite de participar da minha banca e por sempre estar presente na minha vida acadêmica, com muita dedicação e atenção. Sou agradecida, especialmente, por ter podido contar com você em todos os momentos da minha trajetória acadêmica, desde o TCC, o Mestrado e agora, o Doutorado.

A Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Ludmilla Linhares agradeço imensamente por ter me auxiliado e apoiado sempre e por ter, efetivamente, possibilitado a realização da minha pesquisa do Mestrado e por conta disso do Doutorado novamente na Universidade de São Paulo (USP). Sou realmente grata pela sua amizade, pelo carinho, pela disponibilidade e pelos ensinamentos repassados ao longo da minha trajetória. Agradeço por ter me acolhido e por sempre estar disposta a me ajudar em todos os momentos! Agradeço também por aceitar participar da minha banca de Doutorado!

A Prof.<sup>a</sup> Larissa Pottmaier, agradeço por participar da minha banca de Doutorado e estar presente nesse momento comigo. Minha gratidão por sempre ter me incentivado, auxiliado e apoiado em todos os momentos. Muito obrigada por todas as conversas, os auxílios e as orientações que você sempre me deu. Sou muito agradecida por todo carinho, amizade e parceria que sempre tivemos. Admiro muito você, pela competência profissional e pela pessoa incrível que você é. É um privilégio poder estar ao lado de você e aprender cada dia mais.

À Professora Vanessa Ruschel, agradeço pelo convívio e todos os ensinamentos desde a época do TCC que foi minha co-orientadora, passando pela Especialização, Mestrado e Doutorado. Você sempre foi um exemplo de

dedicação, determinação e organização. Admiro imensamente você como pessoa e pela profissional incrível que és. Tenho eterna gratidão por todo auxílio, pelas dúvidas respondidas durante a minha pesquisa e por aceitar ser membro da minha banca examinadora.

À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Carolina Baratieri agradeço por ter me auxiliado na execução dessa pesquisa com a ajuda na disponibilidade do CEREC na Clínica Baratieri. Muito obrigada por estar sempre disposta a me ajudar e a compartilhar os conhecimentos. Sou grata por ter convivido com você ao longo desses anos e por ter aprendido muito com os seus ensinamentos, sempre repassados com muito carinho e com dedicação.

À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Renata Gondo Machado, agradeço pelos ensinamentos repassados e por ter participado e contribuído com a minha formação acadêmica. Sou agradecida por ter me acolhido na graduação, por ter me orientado nos primeiros passos da vida em pesquisa e por orientado meu Trabalho de Conclusão de Curso. Agradeço pelo apoio despendido ao longo da minha trajetória dentro da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

Ao Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes agradeço pelas aulas ministradas, pelos conhecimentos transmitidos e pelo auxílio ao longo da minha trajetória do Doutorado.

A Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Beatriz Barros agradeço por estar sempre disposta a me ajudar, sempre com muita tranquilidade e com muito carinho.

Agradeço a todos os professores da Pós-Graduação de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina por todas as aulas ministradas, nas quais foram repassados muito conhecimento, com muita dedicação. Sou grata por terem contribuído para o meu crescimento na vida acadêmica.

Agradeço aos meus amigos Natália Coelho Fiuza e Renato Quirino Ramos que, ao longo dessa jornada de Pós-Graduação, estiveram sempre ao meu lado, construindo uma amizade forte e verdadeira. Agradeço pela parceria que construímos e pelo carinho que tiveram comigo desde o início. Tenho certeza de que levaremos essa relação tão bonita para sempre. Estejam certos de que poderão sempre contar comigo!

Agradeço a todos os meus colegas da pós-graduação por esses anos de convívio por termos compartilhado histórias, conhecimentos e por termos criado um laço de amizade.

À minha amiga Sabrina Hobold, obrigada por me acompanhar diariamente e compartilhar de muitos momentos desafiadores mas também alegres. Obrigada por toda a ajuda e companhia ao longo desse trabalho.

As colegas da Dentística da UFSC, Bruna Chrispim e Joana Maia, agradeço pela convivência durante esses anos e pela disponibilidade de ajudar sempre quando necessário. Saibam que possam contar sempre comigo.

Às professoras Maynara Freitas, Alana Pereira, obrigada pela oportunidade de lecionar com vocês na Esthetic Concept. Agradeço pelas oportunidades oferecidas, a parceria e cumplicidade construída entre nós.

Agradeço a amiga de UFSC e Dentística, Bruna Muller por todas as conversas e auxílio durante a reta final do doutorado. Muito grata por saber que temos pessoas iluminadas que nem você para contar. Tenha certeza que podés contar sempre comigo.

À equipe da Clínica Baratieri, Dina, Chris e Terezinha agradeço por me acolherem tão bem. Tiago, agradeço profundamente por toda a paciência, disponibilidade de tempo, ensinamentos sobre o CEREC, muito obrigada por todo o carinho.

A todos os funcionários da Universidade Federal de Santa Catarina, em especial ao Luis Claudio Viana e à Daiane Souza da Silva, agradeço por todo o auxílio, carinho, momentos de risadas, conversas e distração.

Também agradeço a todos que, de alguma forma, participaram desta trajetória, sejam alunos da Graduação e funcionários da UFSC.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, agradeço pelo incentivo à pós-graduação, sendo possível a realização de um sonho: cursar o Doutorado.

À Débora dos P. Rodrigues Coelho agradeço por todo o auxílio realizado ao longo da pós-graduação e por sempre ser muito solícita e atenciosa.

À Universidade Federal de Santa Catarina e ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia pela oportunidade de realizar o curso de Mestrado e Doutorado em Odontologia. Sou grata à Universidade Federal de Santa Catarina pela honra de ter cursado uma das melhores universidades do País tanto na graduação, como no Mestrado e Doutorado, e por realizado minha formação acadêmica nessa instituição pela qual sempre tive tanto respeito e carinho.

## RESUMO

Restaurações em dentes posteriores que necessitam do envolvimento da face oclusal e vestibular por questões funcionais e estéticas são procedimentos frequentemente realizados nos consultórios odontológicos. Com a diversa gama de materiais restauradores torna-se essencial avaliar e comparar as opções de técnicas e materiais restauradores na busca de excelentes resultados mecânicos. O objetivo deste estudo *in vitro* foi comparar a resistência à fratura de *vonlays* dentais confeccionados em dentes posteriores com diferentes materiais. Foram selecionados 30 terceiros molares extraídos hígidos, os quais foram divididos em três grupos (n=10) de acordo com o material restaurador, sendo G1: Dentes hígidos (controle); G2: Restaurações *vonlays* dentais confeccionadas com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent); G3: Restaurações *vonlays* dentais confeccionadas com resina para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent). Todos os dentes foram moldados com silicone de adição para guiar os preparos dentais. Foi realizado o preparo dental na face vestibular e oclusal com a profundidade de 0,5 mm em toda a extensão. Previamente à realização dos preparos dentais, os dentes foram escaneados por meio do scanner CEREC para a confecção das restaurações finais através da cópia Biogénica. Após a realização dos desgastes dentais, os preparos foram escaneados para a realização das restaurações pelo sistema CAD/CAM. Após a confecção de todas as restaurações dentais, todas as peças foram preparadas de acordo com as indicações do fabricante e foi realizado o condicionamento dos substratos dentais e a cimentação das peças. Todas as restaurações foram cimentadas com o cimento fotopolimerizável Variolink Esthetic (Ivoclar Vivadent). Os espécimes foram submetidos à ciclagem mecânica (SD Mechatronic GmbH) com uma carga de 100 N e frequência de 1,5 hertz (Hz) por 250.000 ciclos. Todos os espécimes foram avaliados para detectar a ocorrência de trincas no esmalte após a ciclagem mecânica usando transluminador com luz LED. Na sequência, após a ciclagem, os espécimes foram submetidos a uma força compressiva em uma máquina de testes universais (KRATOS) até a fratura. A carga máxima da fratura de cada espécime foi mensurada (N) e os tipos de fratura foram classificados abaixo ou acima da junção cimento-esmalte (CEJ). Posteriormente, espécimes (n=3) representativos de cada grupo foram selecionados para a avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV) para a avaliação da superfície de fratura. Os dados foram analisados por meio da Análise de Variância (ANOVA) e teste Qui-quadrado. Os resultados mostraram que, após a ciclagem mecânica, todos os grupos obtiveram 100% de sobrevivência. No teste de fratura, a média dos valores de resistência por grupo mostrou que G2 apresentou valores médios maiores (3.004,3 N), seguido pelo G1 (2.810,8 N) e pelo G3 (2.650,1 N), porém sem diferença estatística entre os grupos ( $p=0,67$ ). Em relação a ocorrência de trincas após a ciclagem mecânica, o G3 (Tetric - CAD) apresentou um número maior de trincas com 44 trincas, seguido de G1 (Dente hígido) com 43 trincas e por último o G2 (E.max CAD) com 30 trincas. Em relação às fraturas, todos os grupos apresentaram maior ocorrência de fraturas do tipo III, considerada como catastrófica e não restaurável, e nenhum grupo apresentou modo de fratura do tipo I. O G2 apresentou maior porcentagem de fraturas do tipo III (100%), no G1, a ocorrência de fraturas do tipo II foi 40% e tipo III 60% e no G3, fraturas do tipo II foi 30% e do tipo III 70%. Os resultados de trincas e modo de fratura mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos. As avaliações dos espécimes fraturados realizadas através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) mostrou que a morfologia superficial de fratura foi similar entre os grupos com a formação de uma fenda e a superfície da fratura uniforme e lisa. As imagens dos espécimes G1 (Dente hígido) e G2 (E.max.CAD) apresentou

a região da fratura sem a propagação de micro trincas e as imagens dos espécimes do G3 (Tetric CAD) pode-se observar a presença de micro trincas a partir da linha de fratura. Sendo assim, com base nesses resultados, esse estudo concluiu que *vonlays* dentais realizadas com E.max. CAD e Tetric CAD demonstraram resultados estatisticamente semelhantes em relação a resistência à fratura, ocorrência e propagação de trincas e modo de fratura aos dentes hígidos. Dessa forma, esse trabalho demonstra que a estratégia de restaurações de *vonlays* dentais ultrafinas em dentes posteriores são opções de tratamentos que apresentam resultados confiáveis, satisfatórios e promissores, sendo, então, uma opção restauradora de menor desgaste dental, efetiva e de excelência nesses requisitos testados no trabalho.

**Palavras-Chave:** *Vonlays* dentais; Ciclagem mecânica; Restauração dentária permanente

## ABSTRACT

Restorations in posterior teeth that require the involvement of the occlusal and buccal face for functional and aesthetic reasons are procedures frequently performed in dental offices. With the diverse range of restorative materials, it is essential to evaluate and compare the options of restorative techniques and materials in the search for excellent mechanical results. The objective of this *in vitro* study was to compare the fracture resistance of dental vonlays made on posterior teeth with different materials. 30 healthy extracted third molars were selected, which were divided into three groups (n=10) according to the restorative material, being G1: Unprepared teeth (control); G2: Dental vonlays restorations made with lithium disilicate ceramic (E.max CAD - Ivoclar Vivadent); G3: Dental vonlays restorations made with resin for CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent). All teeth were molded with added silicone to guide tooth preparations. Dental preparation was carried out on the buccal and occlusal surface with a depth of 0.5 mm throughout. Before carrying out the dental preparations, the teeth were scanned using the CEREC scanner to create the final restorations using the Biogeneric copy. After carrying out the dental wear, the preparations were scanned to carry out the restorations using the CAD/CAM system. After the realization of all dental restorations, all restorations were prepared according to the manufacturer's instructions and the dental substrates were conditioned and the vonlays were cemented. All restorations were cemented with Variolink Esthetic light-curing cement (Ivoclar Vivadent). The specimens were subjected to mechanical cycling (SD Mechatronic GmbH) with a load of 100 N and a frequency of 1.5 hertz (Hz) for 250,000 cycles. All specimens were evaluated to detect the occurrence of cracks in the enamel after mechanical cycling using a transilluminator with LED light. Next, after de cycling, the specimens were subjected to compressive force in a universal testing machine (KRATOS) until fracture. The maximum fracture load of each specimen was measured (N) and the fracture types were classified below or above the cementoenamel junction (CEJ). Subsequently, representative specimens (n=3) from each group were selected for evaluation using scanning electron microscopy (SEM) to evaluate the fracture surface. Data were analyzed using Analysis of Variance (ANOVA) and Chi-square test. The results showed that, after mechanical cycling, all groups achieved 100% survival. In the fracture test, the average resistance values per group showed that G2 presented higher average values (3,004.3 N), followed by G1 (2,810.8 N) and G3 (2,650.1 N), but without statistical difference between groups (p=0.67). Regarding the occurrence of cracks after mechanical cycling, G3 (Tetric - CAD) presented a greater number of cracks with 44 cracks, followed by G1 (Sound tooth) with 43 cracks and finally G2 (E.max CAD) with 30 cracks. In relation to fractures, all groups presented a higher occurrence of type III fractures, considered catastrophic and non-restorable, and no group presented a type I fracture mode. G2 presented a higher percentage of type III fractures (100%), in G1, the occurrence of type II fractures was 40% and type III 60% and in G3, type II fractures were 30% and type III 70%. The results of cracks and fracture mode showed that there was no statistical difference between the groups. Assessments of the fractured specimens carried out using Scanning Electron Microscopy (SEM) showed that the fracture surface morphology was similar between the groups with the formation of a crack and the fracture surface uniform and smooth. The images of specimens G1 (Sound tooth) and G2 (E.max.CAD) showed the fracture region without the propagation of microcracks and the images of specimens of G3 (Tetric CAD) show the presence of microcracks from the fracture line. Therefore, based on these results, this study concluded that dental vonlays performed with E.max. CAD and Tetric CAD

demonstrated statistically similar results in relation to fracture resistance, occurrence and propagation of cracks and fracture mode for healthy teeth. Thus, this work demonstrates that the strategy of ultra-thin dental veneer restorations in posterior teeth are treatment options that present reliable, satisfactory and promising results, being, therefore, a restorative option with less dental wear, effective and excellent in these tested requirements in this work.

**Keywords:** Veneerlay; Mechanical stress; Permanent dental restoration.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Materiais utilizados na pesquisa. A) Vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent); B) Compósito para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent).....	28
Figura 2 - Dentes selecionados para a pesquisa.....	30
Figura 3 - Mensuração do dente no sentido vestibulo-lingual e no sentido mésio-distal .....	30
Figura 4 - A) Limpeza dos dentes com cureta periodontal B) Profilaxia com escova Robinson. ....	31
Figura 5 - A) Sonda milimetrada para determinação dos 3mm e marcação do dente 3 mm aquém da junção amelo-cementária. B) Dente estabilizado em cera utilidade e fixado na haste do dispositivo para inclusão do espécime no cilindro de PVC. ....	32
Figura 6 - Espécimes do G1, G2 e G3. ....	32
Figura 7 - Pontas diamantadas tronco-cônicas de extremo arredondado nº 2135, nº2135F e 2135FF (KG Sonrensen, São Paulo, SP, Brasil) utilizadas no preparo. ....	33
Figura 8 - A) Espécime após a inclusão. B) Confeção da guia de silicone. C) Guia confeccionada. D) Guia cortada ao meio para auxiliar a visualização e guiar o preparo dental. ....	34
Figura 9 - A) Espécime com a guia recortada em posição para auxiliar no preparo dental. B) Guia posicionada com o dente preparado para conferir o preparo no término cervical e a profundidade do preparo oclusal. ....	34
Figura 10 - A, B) Espécime com preparo de 0,5mm de profundidade vestibular e oclusal.....	34
Figura 11 - Configuração do sistema CEREC no modo de “Cópia Biogénica”.....	36
Figura 12 - Escaneamento do espécime original antes do preparo. ....	36
Figura 13 - Escaneamento do espécime com o preparo finalizado.....	37
Figura 14 - Desenho da margem do preparo dental.....	37
Figura 15 - Desenho da <i>vonlay</i> dental com base na cópia do dente original. ....	38
Figura 16 - Vista oclusal da <i>vonlay</i> dental com padronização da espessura em 0,5 mm em toda a extensão. ....	38
Figura 17 - Processo de fabricação e posicionamento do sprue .....	39
Figura 18 - Sistema CEREC Primemill (Sirona, Bensheim, Alemanha).....	39
Figura 19 - Fresagem da <i>vonlay</i> dental. B. Término da fresagem. ....	39
Figura 20 - A) Sequência de tratamento da superfície das <i>vonlays</i> dentais de cerâmicas vítreas reforçadas com dissilicato de lítio. B) Aplicação do ácido fluorídrico 5% por 20 s, seguida da remoção do ácido por 20 s com jatos de ar/água da seringa tríplice. C) Aplicação do agente silano. D) Aplicação do Sistema adesivo. ....	40
Figura 21 - A) Sequência de tratamento da superfície das <i>vonlays</i> dentais de TETRIC/CAD. B) Jateamento com óxido de alumínio de 50 µm seguido de enxágue e secagem. C) Aplicação do agente silano. D) Aplicação do sistema adesivo.....	41
Figura 22 - A) Condicionamento ácido dos substratos dentais com ácido fosfórico à 37%. B) Aplicação do sistema adesivo. C) Remoção dos excessos e evaporação do solvente com suaves jatos de ar por 5 s. C) Tratamento da superfície dental finalizada. ....	42

Figura 23 - (A, B) Aplicação do cimento na parte interna da peça da <i>vonlays</i> . (C, D) Posicionamento da peça no espécime com o auxílio de dispositivo. E) Remoção do excesso do cimento. F) Cimentação da <i>vonlays</i> com padronização da pressão. ....	43
Figura 24 - Fotopolimerização da <i>vonlay</i> dental.....	44
Figura 25 - Equipamento simulador de mastigação (Chewing Simulator CS-4).....	45
Figura 26 - Transluminância dos dentes para a análise de trincas. ....	45
Figura 27 – A, B Máquina de ensaios Universal (Kratos).....	46
Figura 28 - Antes e depois ciclagem espécime G1 .....	48
Figura 29 - Antes e após ciclagem espécime G2. ....	48
Figura 30 - Antes e após ciclagem espécime G3 .....	48
Figura 31 - Análise estatística (Teste Qui-quadrado) de trincas dos dentes por material restaurador .....	50
Figura 32 - Resistência à fratura (N): Valor médio, máximo e mínimos dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura. ....	51
Figura 33 - Modo de Fratura II e III dos espécimes submetidos ao Teste de Resistência à Fratura.....	53
Figura 34 - Análise estatística (Teste Qui-quadrado) do modo de fratura por material restaurador dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura. ....	53
Figura 35 - Imagens de MEV representativas do G1 (Dente hígido). A, B) Região de fratura do espécime com a formação de uma fenda sem a propagação de microtrincas. C, D, E, F) Presença de trincas nas regiões proximais (mesial e distal) do espécime.....	54
Figura 36 - Imagens de MEV representativas do G2 (E.max CAD). A, B) Região de fratura sem a propagação de micro trincas. C, D, E, F) Linha de fratura com a ocorrência de uma fenda e uma superfície mais lisa.....	55
Figura 37 - Imagens de MEV representativas do G3 (Tetric CAD). A, B, C, D) Região de fratura com aspecto uniforme E, F) Presença de micro trincas a partir da linha de fratura. ....	56

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Materiais utilizados na pesquisa .....	28
Tabela 2 - Mensuração individual dos espécimes avaliados e média da amostra geral.....	31
Tabela 3 - Análise de trincas visíveis maiores e menores de 3mm .....	49
Tabela 4 - Análise de trincas por face dos dentes antes (inicial) e após (final) ciclagem mecânica .....	49
Tabela 5 - Mensuração da resistência à fratura (N) dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura .....	51
Tabela 6 - Análise estatística (ANOVA) da resistência à fratura dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura .....	52
Tabela 7 - Análise do modo de fratura: Número de ocorrências (Quantidade) e Porcentagem (%) de cada modo de fratura dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura .....	52

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DVO - Dimensão vertical de oclusão

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa

cm - Centímetro

mm - Milímetro

MPa - MegaPascal

GPa - GigaPascal

N – Newton

s – Segundo

min – Minuto

h - Hora

CAD - Desenho assistido por computador

CAM - Manufatura assistida por computador

PVC - Policloreto de vinila

µm - micrometro

Hz - hertz

Kg – quilograma

g - grama

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

JCE – Junção cimento-esmalte

## LISTA DE SÍMBOLOS

% - porcentagem

“ ” – aspas

º - indicador ordinal

/ - barra

± - mais ou menos

= - igual

- - hífen

() – parênteses

°C – graus Celsius

## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO .....	22
2.	OBJETIVOS.....	27
2.1	OBJETIVO GERAL.....	27
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS: .....	27
2.3	HIPÓTESE NULA .....	27
3.	MATERIAL E MÉTODOS.....	28
3.1	MATERIAIS .....	28
3.2	MÉTODOS.....	29
3.2.1	SELEÇÃO, LIMPEZA E ARMAZENAMENTO DOS DENTES.....	29
3.2.2	INCLUSÃO DOS DENTES.....	31
3.3	DIVISÃO DOS GRUPOS .....	32
3.4	PREPARO DOS ESPÉCIMES.....	33
3.5	CONFECÇÃO DAS RESTAURAÇÕES.....	35
3.6	CIMENTAÇÃO ADESIVA .....	40
3.7	ACABAMENTO E POLIMENTO.....	44
3.8	CICLAGEM MECÂNICA .....	44
3.9	ANÁLISE DAS TRINCAS .....	45
3.10	RESISTÊNCIA À FRATURA .....	46
3.11	AVALIAÇÃO DO MODO DE FRATURA.....	46
3.12	ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA .....	47
3.13	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	47
4.	RESULTADOS.....	48
4.1	SOBREVIDA DOS ESPÉCIMES APÓS CICLAGEM.....	48
4.2	ANÁLISE DE TRINCAS ANTES E APÓS A CICLAGEM.....	49
4.3	RESISTÊNCIA À FRATURA .....	51
4.4	AVALIAÇÃO DO MODO DE FRATURA.....	52
4.5	AVALIAÇÃO DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	54
5	DISCUSSÃO.....	57
6	CONCLUSÃO .....	63

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	64
ANEXO A .....	69
ANEXO B.....	74

## 1. INTRODUÇÃO

O desgaste dental é caracterizado pela perda multifatorial, progressiva e irreversível dos substratos dentários (MUTS, 2014). As principais causas desse desgaste dental estão relacionadas à erosão, à abrasão e ao atrito e, quando associadas, acarretam no rápido avanço da destruição dos tecidos dentais (WETSELAAR, LOBBEZOO, 2016; LOOMANS et al., 2017). O desgaste dental nos dentes afeta negativamente a vida dos pacientes em quesitos de estética dental, afetando a autoestima do paciente, e em quesitos de função com a presença da perda da estrutura dentária e da hipersensibilidade dentária (MARTINS et al., 2023).

O desgaste dental em dentes posteriores pode resultar na necessidade de intervenção por meio de restaurações para a recuperação da estrutura dental perdida e, em alguns casos, para o restabelecimento da Dimensão Vertical de Oclusão (DVO) (LOOMANS et al., 2017; DONOVAN et al., 2021). A perda de tecido duro dentário causada por desgaste e erosão aumentou significativamente nos últimos anos, devido principalmente a distúrbios gástricos, hábitos parafuncionais (NOTA, et al., 2022), hábitos alimentares, estilo de vida, dieta ácida e medicamentos ácidos e promoveu o desenvolvimento de conceitos de tratamento restaurador minimamente invasivos para restaurar e devolver essa estrutura dental perdida. (MUTS, 2014; LOOMANS et al., 2017; VARMA, PREISKEL, BARTLETT, 2018; HECK et al., 2019; DONOVAN et al., 2021; MARTINS et al., 2023).

Nesse contexto, a busca por restaurações funcionais e estéticas em dentes posteriores, associada aos avanços das tecnologias de materiais restauradores e adesivos, promoveu aumento na realização de restaurações posteriores minimamente invasivas que objetivam associar biologia, função e estética (ANDRADE et al., 2018; HECK et al., 2019; VALENZUELA et al., 2020; GIERTHMUEHLEN et al., 2022).

Dessa maneira surgiram alternativas restauradoras mais conservadoras para dentes posteriores, com máxima conservação da estrutura dental, promovendo reforço do dente comprometido (MORIMOTO et al, 2016; NAIK et al, 2022). Dentre os tratamentos propostos para reabilitação desse substrato, destacam-se os laminados oclusais ultrafinos (*table tops*), quando envolve apenas a superfície oclusal (MAGNE et al., 2010; SCHLICHTING et al., 2011; MAGNE; STANLEY; SCHLICHTING, 2012; VALENZUELA et al., 2020; MUELLER et al., 2023) e as *vonlays* dentais, quando envolve a face oclusal e vestibular (NAIK et al., 2022; MARTINS et al., 2023). Essas opções restauradoras vêm se configurando em opções e alternativas mais conservadoras que espessos *overlays* e coroas totais (MAGNE et al., 2010; SCHLICHTING et al., 2011; ELSAYED, SHERIF, EL-KHODARY, 2020; AHMED, SAMI, EL KHODARY, 2021; NAIK et al., 2022; SALEM, SHAKALB, EL-DESSOUKYB, 2023).

Denominam-se *vonlays* (*veener/overlay*) as restaurações indiretas em dentes posteriores que englobam a face oclusal e a face vestibular e que objetivam devolver a estrutura dentária perdida, associando estética e função (MCLAREN, E.A; FIGUEIRA, J, GOLDSTEIN, R. E, 2015; BOUKHRIS H et al., 2018; ELSAYED, M., SHERIF, R., EL-KHODARY, N, 2020; SULTAN et al., 2021; DRANCOURT N., et al.2022; BHARATHI, M. et al., 2022). A *vonlay* é uma restauração muito utilizada em tratamentos propostos para reabilitação de casos com envolvimento vestibular e oclusal, ou seja, casos em que o dente necessita ser restaurado na face oclusal e na face vestibular, precisando de uma melhora na estética vestibular (FERRARIS, 2017; VENEZIANI, 2017; MOOKHTIAR et al., 2022; MARTINS et al., 2023). Indicação deste tipo de restauração são dentes com desgaste devido à erosão e casos

em que haverá aumento de dimensão vertical e contempla as faces oclusais e vestibulares. Sendo assim, as *vonlays* são indicadas para pacientes que apresentam desgaste, cárie ou problemas oclusais e estéticos em dentes posteriores. Essa opção de tratamento considera-se menos invasiva, deixando mais estrutura de dente saudável remanescente (MCLAREN, FIGUEIRA, GOLDSTEIN, 2015; BOUKHRIS et al., 2018; SULTAN et al., 2021; AHMED, SAMI, EL KHODARY, 2021).

As vantagens dessas restaurações estão associadas à menor invasividade, ao menor desconforto pós-operatório e à maior reparabilidade do que coroas totais (MCLAREN, FIGUEIRA, GOLDSTEIN, 2015; BOUKHRIS et al., 2018; SULTAN et al., 2021). Além disso, as técnicas minimamente invasivas não apenas garantem requisitos biológicos e biomecânicos, mas também melhoram substancialmente os resultados estéticos (BOUKHRIS et al., 2018; BHARATHI et al., 2022).

Restaurações altamente estéticas e de alta resistência estão se tornando cada vez mais necessárias dentro da Odontologia minimamente invasiva e, dessa forma, a restauração do tipo *vonlay* é um bom exemplo de como a odontologia aplicou a ciência atual a situações clínicas para oferecer aos pacientes uma odontologia melhor, com restaurações minimamente invasivas e altamente estéticas. (AHMED, SAMI, EL KHODARY, 2021; MCLAREN, FIGUEIRA, GOLDSTEIN, 2015; HAZZAA et al., 2023). A técnica da *vonlays* originalmente desenvolvida foi publicada pela primeira vez em 1998 (GOLDSTEIN, 1998), porém, na época, a técnica utilizava porcelana feldspática e, segundo o referido autor, a técnica restauradora não consolidou principalmente pelo temor de fratura posterior com os materiais então disponíveis e técnicas de adesão.

Na literatura da área, as *vonlays* dentais e restaurações similares são também denominadas restaurações de cobertura parcial da coroa (*Partial Ceramic Crowns*), facetas posteriores minimamente invasivas completas (*Posterior minimally invasive full-veneers*) ou facetas oclusais de cobertura total (*Full-coverage occlusal veneers*) (POLITANO, VAN MEERBEEK, PEUMANS, 2018; ANGERAME et al., 2019; GIERTHMUEHLEN et al., 2022). Essas são caracterizadas por preparos menos invasivos, enfraquecendo menos a estrutura dentária e, conseqüentemente, apresentando maior resistência à fratura, e podem ser confeccionadas de forma indireta, utilizando cerâmica e resina, ou semidireta e direta com resina composta (MCLAREN, FIGUEIRA, GOLDSTEIN, 2015; SULTAN et al., 2021; AHMED, SAMI, EL KHODARY, 2021). Elas podem ser confeccionadas pelas tecnologias CAD/CAM (*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*), sendo atualmente uma alternativa de tratamento conservadora, aliando estética e função. São restaurações que combinam boas propriedades mecânicas e excelentes resultados estéticos. Essa abordagem menos invasiva leva à produção de restaurações com menor espessura, altos valores de resistência à fratura e excelentes resultados estéticos (BOUKHRIS et al., 2018; ANGERAME et al., 2019; ELSAYED, SHERIF, EL-KHODARY, 2020; GIERTHMUEHLEN et al., 2022; HAZZAA et al 2023; MARTINS et al., 2023).

O uso da informática, a implementação e a evolução da tecnologia no tratamento restaurador em Odontologia se consolidaram com a introdução da tecnologia CAD/CAM, a qual permite o desenho e a fabricação de peças protéticas por meio da usinagem de blocos de materiais restauradores. Dessa forma, é possível que os dentistas forneçam restaurações cada vez mais previsíveis e duráveis com a utilização de blocos de materiais cerâmicos e de resina composta (BOITELLE et al., 2014; MCLAREN, FIGUEIRA, GOLDSTEIN, 2015;

LINHARES et al., 2018; BLACKBURN, RASK, AWADA, 2018; ANDRADE et al., 2018; SAMPAIO et al., 2019; HECK, et al., 2019; GARAIZABAL et al., 2019; HERNÁNDEZ, et al., 2020; SULAIMAN, 2020; MUELLER et al., 2023).

Para a aplicação bem sucedida de restaurações em dentes posteriores é necessária a correta seleção do material restaurador e são várias as opções de materiais disponíveis para a fabricação de restaurações parciais indiretas (HECK et al., 2019; SAMPAIO et al., 2019; GARAIZABAL et al., 2019). Dentre os materiais mais utilizados para restaurações indiretas em dentes posteriores destacam-se as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio e as resinas, uma vez que ambas apresentam ótimos resultados estéticos e mecânicos (ANDRADE et al., 2018; MORIMOTO et al., 2016; HERNÁNDEZ, et al., 2020; SULAIMAN, 2020)

As restaurações indiretas de cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio são consideradas ótimas opções restauradoras, uma vez que apresentam ótimos resultados estéticos, com a capacidade de reproduzir os comportamentos ópticos semelhantes a estrutura do dente, mimetizar a aparência dos dentes naturais, bem como excelente biocompatibilidade e estabilidade de cor (ANDRADE et al., 2018; SULAIMAN, 2020; VALENZUELA et al., 2020; MUELLER et al., 2023). As cerâmicas possuem excelentes propriedades mecânicas, alta resistência ao desgaste e à fratura, elevada resistência à flexão e alto módulo de elasticidade (AWADA; NATHANSON, 2015; BLACKBURN, RASK, AWADA, 2018)

As restaurações indiretas de resina composta CAD/CAM são também opções de tratamento de alta qualidade e durabilidade. Apresentam excelentes propriedades mecânicas, físicas e estéticas, permitindo que resinas compostas sejam usadas com sucesso em áreas estéticas e de tensão. Além disso, as restaurações de resina composta são passíveis de reparo, possuem maior módulo de flexão e são menos abrasivas para os dentes antagonísticos apresentando menor desgaste dental do antagonista e maior dissipação de tensões devido as propriedades elásticas, as quais funcionam como um “amortecedor” frente às cargas mastigatórias. Além disso, dentre as vantagens em relação as resinas compostas convencionais, as resinas compostas para CAD/CAM apresentam maior resistência ao desgaste, menor quantidade de defeitos e porosidade devido à polimerização térmica adicional (MAGNE et al., 2010; AWADA; NATHANSON, 2015; BLACKBURN, RASK, AWADA, 2018; GARAIZABAL et al., 2019; SULAIMAN, 2020; VALENZUELA et al., 2020; MUELLER et al., 2023).

Contudo, as diferenças nas propriedades mecânicas dos materiais à base de resina e de cerâmica consistem no fato de que se deve analisar qual material pode sobreviver por mais tempo, especialmente nas regiões posteriores da boca. Não há na literatura disponível consenso nem evidências sobre qual material apresenta melhor desempenho entre a resina composta e a cerâmica. Estudos sobre a sobrevivência clínica de restaurações de cerâmica e resina foram inconclusivas em relação ao melhor material a ser utilizado em restaurações de dentes posteriores (FRON CHABOUIS et al., 2013 ; MORIMOTO et al., 2016; SULAIMAN T.A., 2020).

Além da correta seleção do material restaurador, o sucesso das restaurações depende da adesão gerada pelo agente de cimentação aos tecidos dentais (FURUSE et al., 2016). Os cimentos resinosos são os materiais utilizados para a cimentação das restaurações indiretas. Eles podem ter seu processo de polimerização iniciado por meio da aplicação de uma fonte de luz (denominados cimentos resinosos foto polimerizáveis), de uma reação

química (cimentos resinosos de polimerização química), ou por meio da combinação desses dois processos (cimentos resinosos duais) (FURUSE et al., 2016; SOUZA et al., 2015; CHO et al., 2015). Cimentos fotoativados são frequentemente indicados para a cimentação de laminados cerâmicos, facetas oclusais e *vonlays* devido à sua estabilidade de cor e tal propriedade está relacionada com sua composição, principalmente pela ausência de aminas, e por ser o cimento de escolha para restaurações indiretas com espessuras finas (CASTRO et al., 2020).

O sucesso clínico das restaurações em dentes posteriores está relacionado a diversos fatores, dentre eles as questões mecânicas. As principais falhas mecânicas das restaurações são as fraturas e o sucesso clínico funcional das restaurações está diretamente ligado à resistência à fratura dos materiais restauradores, já que essa resistência está relacionada ao comportamento biomecânico dos materiais sob as forças mastigatórias (BONFANTE, COELHO, 2016; GARAIZABAL et al., 2019; GUERRA, L et al., 2023).

Para a avaliação do êxito clínico das restaurações em dentes posteriores é essencial avaliar o desempenho das propriedades biomecânicas das restaurações e dos materiais dentários. Restaurações dentais são submetidas às forças oclusais mastigatórias caracterizadas por cargas cíclicas e tal carregamento leva ao acúmulo de danos no material restaurador, podendo resultar em propagação de trincas e posteriormente falhas catastróficas. Os testes que simulam condições clínicas do ambiente da cavidade bucal, como a realização da ciclagem mecânica, são de extrema importância para avaliar a longevidade desses tratamentos (DELONG, 1983; KELLY et al., 2017; LOHBAUER et al., 2003; VANHERLES, BRAEMT, LAMBRECHTST, 1994; DARTORA et al., 2019; GUERRA, L et al., 2023).

A ciclagem mecânica consiste em um teste que irá simular a mastigação, podendo variar diversos aspectos do ambiente bucal como magnitude da força, número de ciclos, frequência de carga, movimentos verticais e horizontais e presença de antagonista. (NAWAFLEH et al., 2016). Dentre os dispositivos de fadiga disponíveis atualmente, o simulador de mastigação Willytec (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen-Westerham, Alemanha) representa um dos simuladores de mastigação mais utilizados e relevantes. Os simuladores de mastigação controlado por peso fornecem uma metodologia fácil de usar, fácil de configurar e confiável para reprodução de fadiga a longo prazo (NAWAFLEH et al., 2016).

Portanto, ensaios que simulem o ambiente oral, como a ciclagem mecânica são importantes para analisar o desempenho dos materiais restauradores. A associação da ciclagem mecânica por um número de ciclos limitado com o teste de resistência à fratura também é muito realizada com o objetivo de averiguar a degradação dessa resistência dos materiais restauradores após um tempo específico de ciclagem mecânica (BONFANTE, COELHO, 2016). Esse método associativo pode avaliar as diferentes técnicas restauradoras, em busca de materiais que possam unir os parâmetros necessários de estética, função e longevidade para restaurações em dentes posteriores.

Nesse sentido, para avaliar o êxito clínico de restaurações como *vonlays*, pesquisas que avaliam as questões como resistência mecânica são de extrema importância. Poucos estudos foram realizados até o momento com as restaurações do tipo *vonlays* dentais em dentes molares, principalmente avaliando o comportamento dessas restaurações em situações que simulam a cavidade bucal, como a ciclagem mecânica, seguido da avaliação da

resistência à fratura. Além disso, a literatura carece de estudos que comparam essas restaurações realizadas com materiais restauradores de resina para CAD/CAM e cerâmica.

Sendo assim, esse estudo *in vitro* visa a avaliar e a comparar a resistência à fratura de dentes posteriores restaurados com *vonlays* dentais realizadas com diferentes materiais restauradores após ciclagem mecânica, assim como analisar a ocorrência de trincas e o modo de fratura.

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar *in vitro* a resistência à fratura de molares restaurados com *vonlays* dentais confeccionados com diferentes materiais após ciclagem mecânica.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Comparar a resistência à fratura de dentes restaurados com *vonlays* dentais confeccionados à base de dissilicato de lítio e compósito para CAD/CAM após ciclagem mecânica.
- Avaliar a sobrevivência de todos os espécimes após a ciclagem mecânica com 250 mil ciclos.
- Analisar a formação de trincas promovidas após a ciclagem mecânica.
- Avaliar os diferentes modos de falhas promovidas pelo teste de resistência à fratura.
- Analisar eventuais alterações na superfície da fratura por meio de análises estruturais através da Microscopia Eletrônica de Varredura de espécimes representativos de cada grupo após a ciclagem mecânica e teste de fratura.

### 2.3 HIPÓTESES NULAS

- 1) Não há diferença dos diferentes materiais restauradores na resistência à fratura das *vonlays* dentais após ciclagem mecânica.
- 2) Não há diferença dos diferentes materiais restauradores na ocorrência de trincas das *vonlays* dentais após ciclagem mecânica.
- 3) Não há diferença dos diferentes materiais restauradores no modo de fratura após teste de resistência à fratura das *vonlays* dentais após ciclagem mecânica.

### 3. MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 MATERIAIS

Para a realização deste trabalho foram utilizados os seguintes materiais, sumarizados na Figura 1 e na Tabela 1.

- Vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent, Liechtenstein);
- Compósito para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent, Liechtenstein);
- Cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink Esthetic LC - Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).



Figura 1 - Materiais utilizados na pesquisa. A) Vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent); B) Compósito para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent).

Tabela 1 - Materiais utilizados na pesquisa

MATERIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	TIPO
<b>IPS E.max CAD</b>	Ivoclar Vivadent	Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, com conteúdo adicional de óxido de lítio, óxido de potássio, óxido de magnésio, óxido de alumínio, pentóxido de difósforo e outros óxidos	Dissilicato de Lítio (C14, A1 HT)
<b>Tetric CAD</b>	Ivoclar Vivadent	Cadeias cruzadas de dimetacrilato e carga inorgânica	Resina Composta para CAD/CAM (C14, A1 HT)
<b>Ácido fosfórico Ultra-etch</b>	Ultradent	Ácido fosfórico em solução, polietilenoglicol, dimeticona	Primer de um componente
<b>Monobond N</b>	Ivoclar Vivadent	Etanol, metacrilato de sulfido, Metacrilato de ácido fosfórico, Metacrilato de silano	Agente silano

<b>Tetric N-Bond Universal</b>	Ivoclar Vivadent	Metacrilatos, etanol, água, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores.	Agente adesivo
<b>Liquid Strip</b>	Ivoclar Vivadent	Gel de glicerina	Inibidor de Oxigênio
<b>Variolink Esthetic LC</b>	Ivoclar Vivadent	A matriz do monômero de Variolink Esthetic é composta de dimetacrilato de uretano e outros monômeros de metacrilato. As cargas inorgânicas são trifluoreto de itérbio e óxidos mistos esféricos. Os iniciadores, estabilizadores, pigmentos são ingredientes adicionais. O tamanho de partícula é de 0,04-0,2 µm. O tamanho médio de partícula é de 0,1 µm. O volume total de cargas inorgânica.	Cimento resinoso fotopolimerizável

Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

### 3.2 MÉTODOS

O presente trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CEPSH-UFSC) número 5.895.713 (ANEXO A). Após o aceite pelo comitê, os dentes foram coletados e selecionados após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO B) pelos participantes da pesquisa.

#### 3.2.1 SELEÇÃO, LIMPEZA E ARMAZENAMENTO DOS DENTES

Terceiros molares humanos superiores hígidos foram coletados, extraídos por motivos alheios ao estudo. Foram selecionados terceiros molares com dimensões e formatos similares, esmalte íntegro, ausência de cárie ou defeitos estruturais e sem trincas (Figura 2).

Foi realizado o cálculo amostral, com base em estudos semelhantes presentes na literatura utilizando nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 80%, determinando n=10 para cada grupo do estudo.

Com o intuito de checar as dimensões, todos os dentes foram mensurados nos sentidos vestibulo-palatal (V/P), méso-distal (M-D) com auxílio de um paquímetro digital para que houvesse padronização dos tamanhos (Figura 3). Foram selecionados terceiros molares superiores humanos hígidos, com forma e as distâncias méso-distal (média geral=  $9,1 \pm 0,5$  mm) e vestibulo-palatina ( $10,4 \pm 0,5$  mm) semelhantes (Tabela 2) mensuradas por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo), sendo considerado aceitável uma média geral com desvio padrão de no máximo 0,5 mm (VALENZUELA et al., 2020)

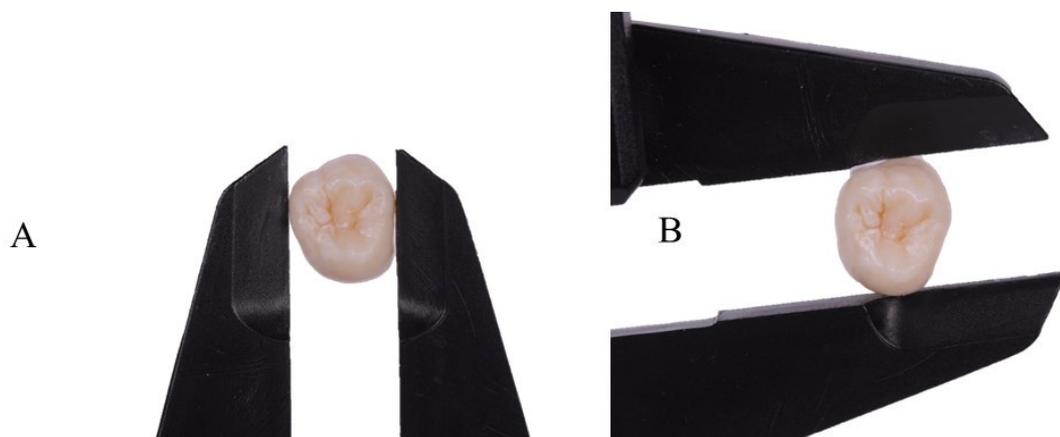
Para a avaliação e seleção dos dentes foi realizada previamente transiluminação (Ponta PointCure Lens Valo, Ultradent, EUA) para a conferência de presença de trincas. Os dentes com presença de lesões cariosas, restaurações, cavidades e/ou trincas visíveis foram descartados do estudo.

Posteriormente à seleção dos dentes, suas superfícies foram limpas com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, EUA) para remoção de cálculo dental e tecidos moles remanescentes e em seguida foi realizada profilaxia com escova de Robinson (American Burrs, Brasil) e pasta profilática composta por pedra pomes (SS White, Rio de Janeiro, Brasil) e água (Figura 4). Os dentes ficaram imersos em solução de timol 0,1% por uma semana, até o momento da inclusão em resina acrílica.

Sendo assim, 30 dentes foram selecionados para o estudo. Durante toda a pesquisa, os dentes permaneceram imersos e armazenados em água destilada (Quimidrol, Santa Catarina, Brasil).



**Figura 2 - Dentes selecionados para a pesquisa**



**Figura 3 - Mensuração do dente no sentido vestibulo-lingual e no sentido méso-distal**

Tabela 2 - Mensuração individual dos espécimes avaliados e média da amostra geral.

<b>MEDIDAS DOS DENTES (mm)</b>						
#	G1 - Dente Hígido		G2 - e.max CAD		G3 - Tetric-CAD	
	V/P	M/D	V/P	M/D	V/P	M/D
1	10,4	8,6	10,7	9,5	11,0	9,7
2	10,5	8,8	10,8	9,9	10,5	8,3
3	10,4	9,3	10,6	9,9	10,6	9,1
4	10,5	9,6	10,1	9,2	10,3	8,4
5	10,0	8,6	11	9	10,1	9,1
6	10,2	8,9	10,6	9,6	10,1	9,1
7	9,7	9,5	10,1	9,3	10,8	9,2
8	10,4	8,5	10,8	10,1	10,4	9,8
9	10,5	8,8	10,5	9	10,3	9,0
10	10,4	9,8	10,2	9,3	10,1	8,9
<b>MÉDIA (Xm)</b>	10,3	9,0	10,54	9,48	10,42	9,06
Des. Pad (S)	0,26	0,47	0,31	0,39	0,31	0,47

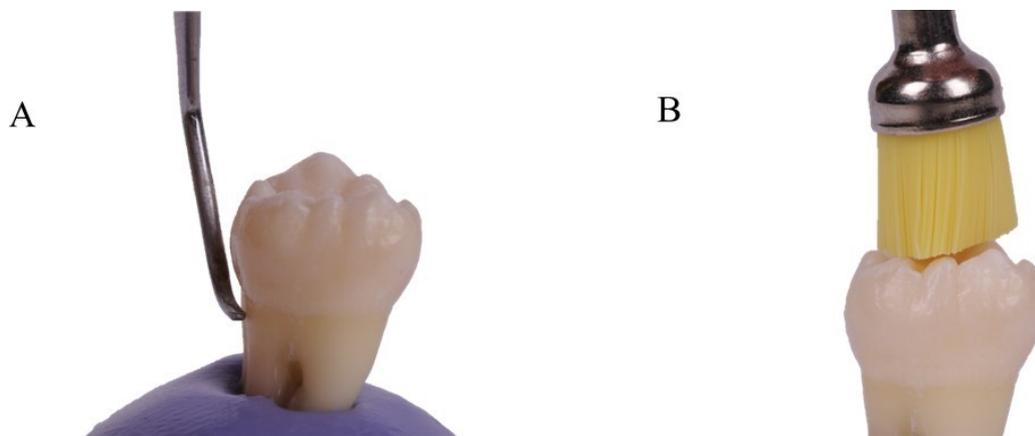


Figura 4 - A) Limpeza dos dentes com cureta periodontal B) Profilaxia com escova Robinson.

### 3.2.2 INCLUSÃO DOS DENTES

Os dentes foram demarcados 3 mm abaixo da junção cimento-esmalte, utilizando uma sonda periodontal milimetrada (Hu-Friedy, Chicago, EUA) (Figura 5). Após, todos os dentes selecionados foram inseridos em um dispositivo de policloreto de vinila (PVC) (Tigre, Joinville, Brasil) com 20 mm de altura e 25 mm de diâmetro contendo no interior resina acrílica autopolimerizável incolor (JET, São Paulo, Brasil), na qual a raiz do dente foi inserida até a demarcação, com o intuito de facilitar a manipulação dos espécimes durante a pesquisa.

Para a inclusão, os dentes foram estabilizados em cera utilidade e fixados na haste de delineador protético para essa finalidade e foram posicionados nos cilindros de PVC. Posteriormente, foi realizado o preenchimento com resina acrílica autopolimerizável no tubo de PVC e, após a polimerização da resina acrílica, o dente foi desprendido da haste do dispositivo (Figura 5).

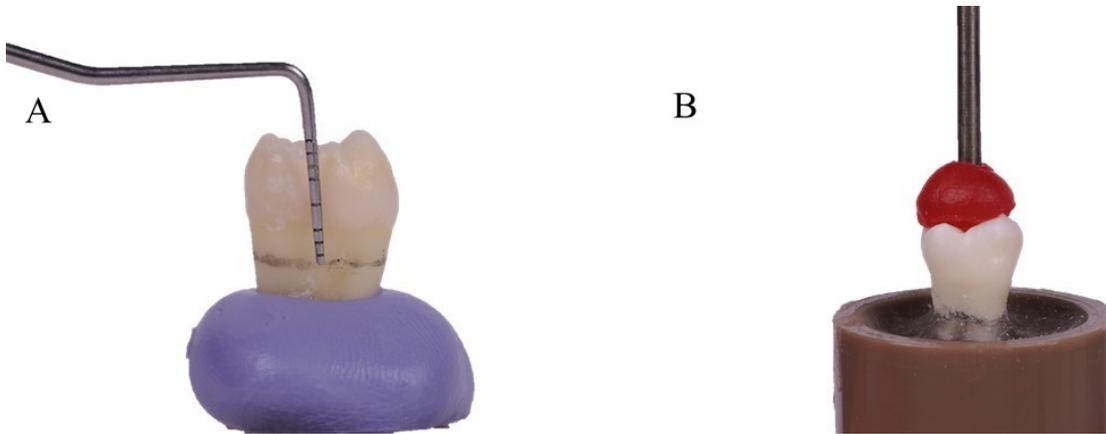


Figura 5 - A) Sonda milimetrada para determinação dos 3mm e marcação do dente 3 mm aquém da junção amelo-cementária. B) Dente estabilizado em cera utilidade e fixado na haste do dispositivo para inclusão do espécime no cilindro de PVC.

### 3.3 DIVISÃO DOS GRUPOS

Para a realização do estudo, os espécimes foram divididos aleatoriamente em 3 grupos (n=10) (Figura 6).

- G1: Dentes hígidos.
- G2: Restauração com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent).
- G3: Restauração com compósito para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent)



Figura 6 - Espécimes do G1, G2 e G3.

### 3.4 PREPARO DOS ESPÉCIMES

Os preparos dentais foram realizados por um único operador com auxílio de uma lupa de magnificação (ExamVision, modelo Kepler Kompact, ampliação 3,5). O preparo dental no término cervical foi realizado com a profundidade de 0,5 mm em chanfro, posicionado à 0,5 mm coronal da junção amelo-dentinária com pontas diamantadas tronco-cônicas de extremo arredondado n° 2135 (KG Sonrensen, São Paulo, SP, Brasil), seguido do polimento com as pontas n° 2135F e 2135FF (KG Sonrensen, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 7). O preparo oclusal também foi realizado com redução oclusal de 0,5 mm da cúspide funcional em toda a extensão da oclusal do espécime om pontas diamantadas tronco-cônicas de extremo arredondado n° 2135, seguido do polimento com a ponta n° 2135F e 2135FF.



**Figura 7 - Pontas diamantadas tronco-cônicas de extremo arredondado n° 2135, n°2135F e 2135FF (KG Sonrensen, São Paulo, SP, Brasil) utilizadas no preparo.**

Essas pontas diamantadas foram montadas em um contra-ângulo multiplicador, sendo substituídas a cada quatro preparos. Para padronização do preparo, foram confeccionadas guias de silicone de adição (Silagum, DMG, São Paulo, Brasil) em que o material foi manipulado conforme as recomendações do fabricante e pressionado com os dedos sobre a superfície do dente a ser preparado. A guia foi cortada em 2 fatias no sentido mésio-distal (guia horizontal) e uma sonda periodontal milimetrada foi utilizada para conferir o preparo no término cervical e a profundidade do preparo oclusal com 0,5 mm (Figura 8, 9 e 10). Em todos os grupos, o arredondamento dos ângulos vivos e a remoção de áreas retentivas foi realizada com discos de lixa (Sof-Lex Pop On, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA).

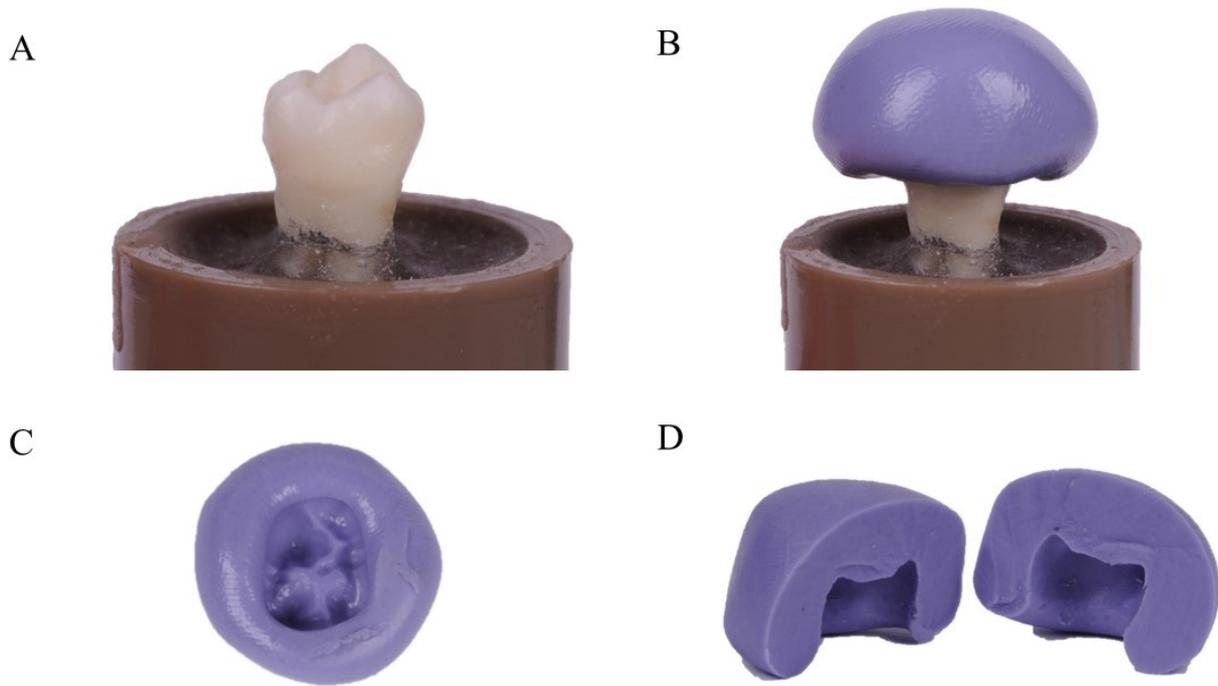


Figura 8 - A) Espécime após a inclusão. B) Confeção da guia de silicone. C) Guia confeccionada. D) Guia cortada ao meio para auxiliar a visualização e guiar o preparo dental.

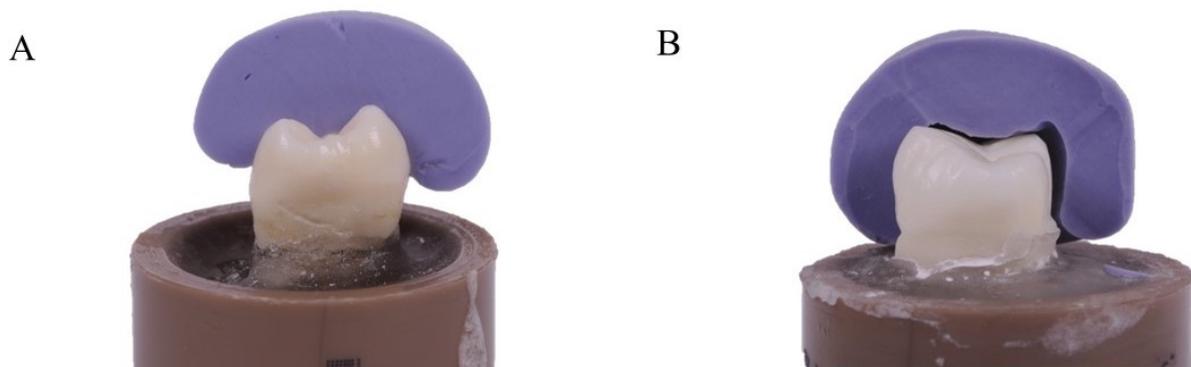


Figura 9 - A) Espécime com a guia recortada em posição para auxiliar no preparo dental. B) Guia posicionada com o dente preparado para conferir o preparo no término cervical e a profundidade do preparo oclusal.



Figura 10 - A, B) Espécime com preparo de 0,5mm de profundidade vestibular e oclusal

### 3.5 CONFECÇÃO DAS RESTAURAÇÕES

O sistema CEREC Primemill (Sirona, Bensheim, Alemanha) foi utilizado para a obtenção das *vonlays* dentais de cerâmica (IPS E.max CAD) e de resina composta para CAD/CAM (Tetric CAD). Para os grupos G2 e G3 previamente à realização dos preparos dentais, os dentes foram escaneados para a confecção das restaurações finais através da ferramenta de “Cópia Biogénica”, sendo a forma final da restauração uma cópia da sua anatomia original.

Após a realização dos desgastes dentais, os preparos foram escaneados por meio do scanner CEREC Primemill para a realização das restaurações pelo sistema CAD/CAM. Após o escaneamento, o *software* realizou um modelo virtual tridimensional do dente desgastado sobre o dente hígido, definindo o desenho da restauração. Com auxílio do *software* CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha), quando necessário, foram realizadas modificações manuais, para determinar a margem do preparo e com o objetivo de estabelecer a espessura final da *vonlay* em 0,5 mm em toda a extensão da restauração. Após a conferência da espessura da restauração em 0,5 mm em toda superfície vestibular e oclusal, foi selecionada a posição ideal do *sprue* e as restaurações enviadas para fabricação (Figura 11, 12, 13, 14, 15, 16 e 17).

Finalizado o planejamento, os dados foram enviados para a unidade de fresagem CEREC Primemill, na qual os blocos do G2 (E.max CAD - Ivoclar Vivadent) e do G3 (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent) foram inseridos e fresados sob refrigeração constante (Figura 18, 19). Após a usinagem, todas as *vonlays* dentais foram avaliadas visualmente para averiguar possíveis trincas geradas durante o processo de confecção, bem como a adaptação ao preparo dental.

Em seguida, os espécimes do G2 foram submetidos a um processo de sinterização industrial no forno (Programat CS2 – Ivoclar Vivadent) à 850° C para completar a cristalização da cerâmica. Posteriormente, em todos os espécimes do G2, realizou-se o polimento com pontas de borracha abrasivas em baixa rotação (Optrafine Kit, Ivoclar Vivadent. Liechtenstein), promovendo lisura e brilho na superfície da cerâmica.

Para os espécimes do G3 foi realizado polimento utilizando três pontas abrasivas com granulação decrescente (Ultra-Gloss, American Burrs, Brasil), bem como escova impregnada com carbetto de silício (Ultra-Brush, American Burrs, Brasil), sendo empregada cada ponta por um período de 10 s em cada face da restauração.

Previamente à cimentação, conferiu-se a espessura final de cada *vonlay* dental por intermédio de um espessímetro (Wilcos, Rio de Janeiro, Brasil).

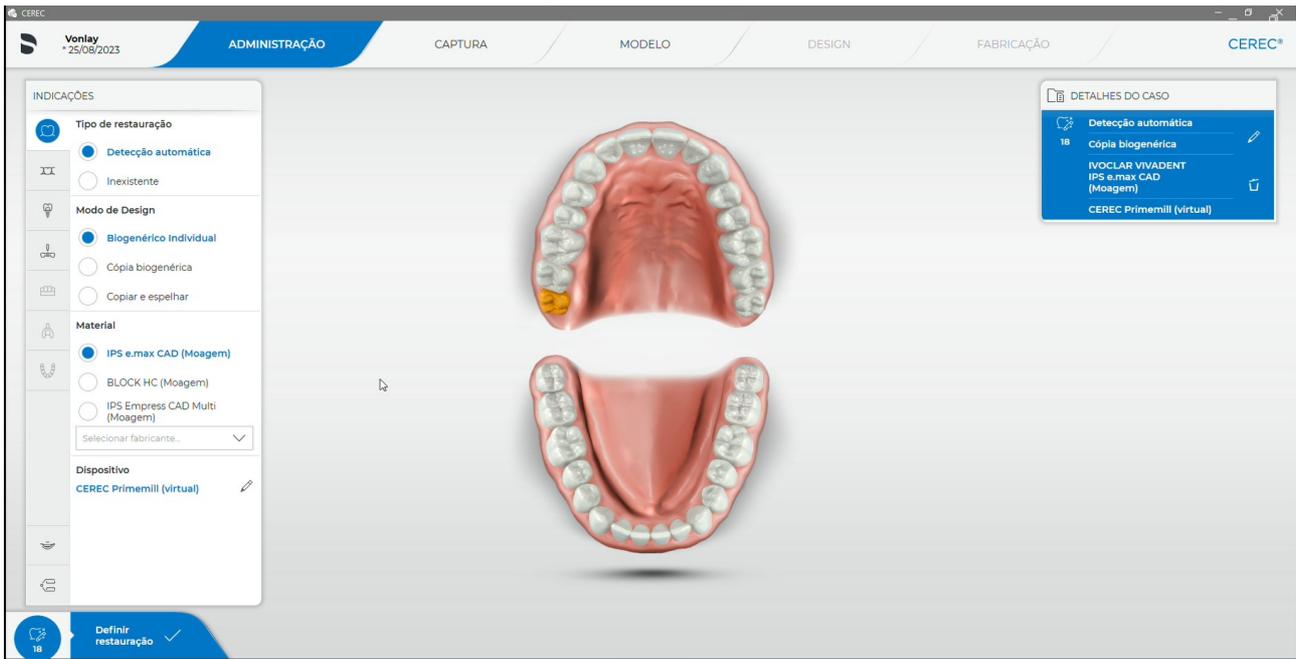


Figura 11 - Configuração do sistema CEREC no modo de “Cópia Biogénica”.

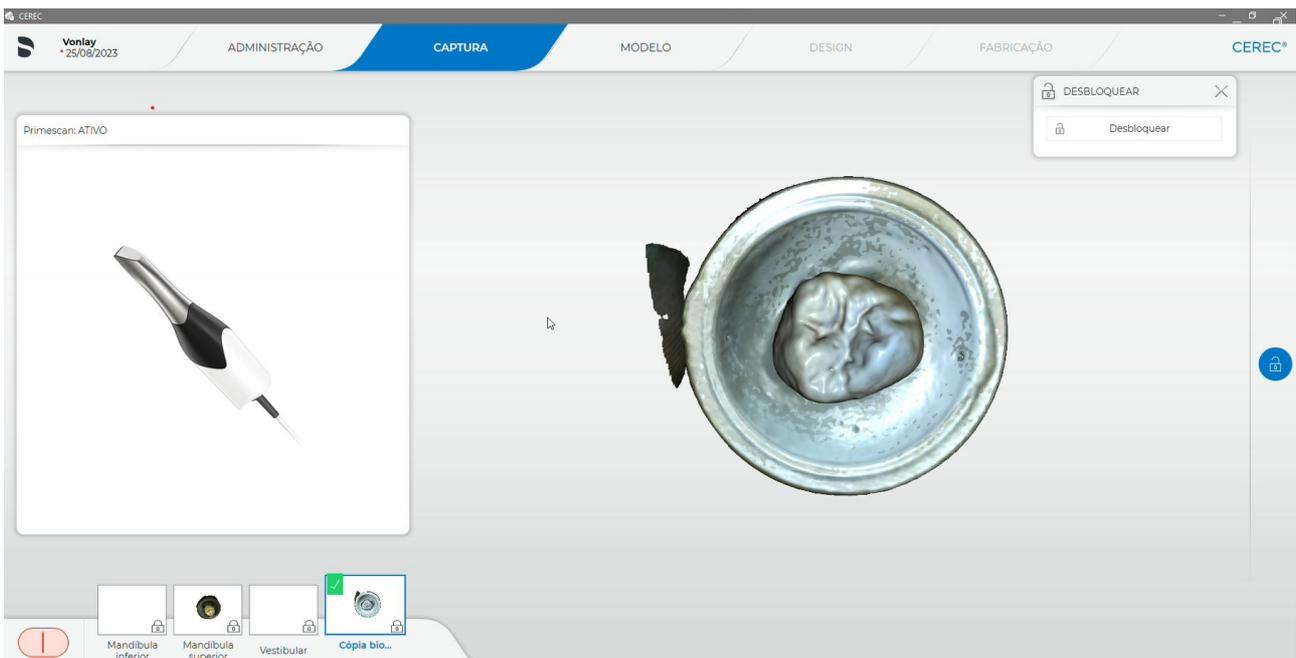


Figura 12 - Escaneamento do espécime original antes do preparo.

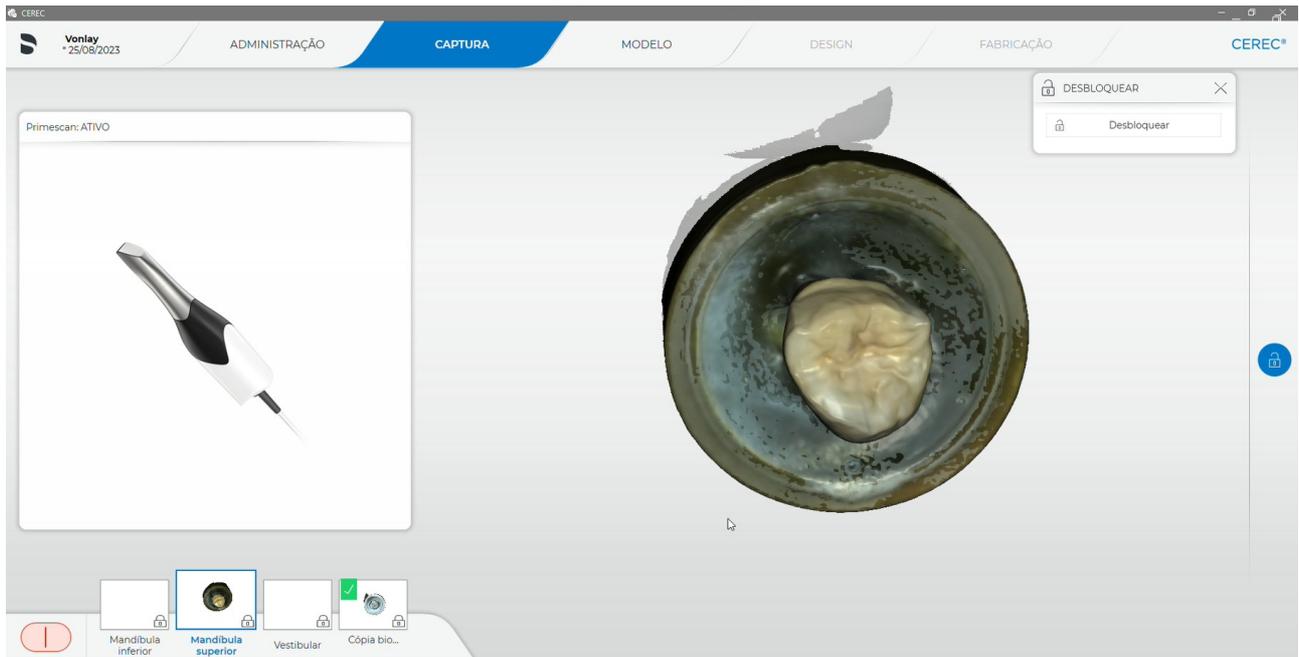


Figura 13 - Escaneamento do espécime com o preparo finalizado.

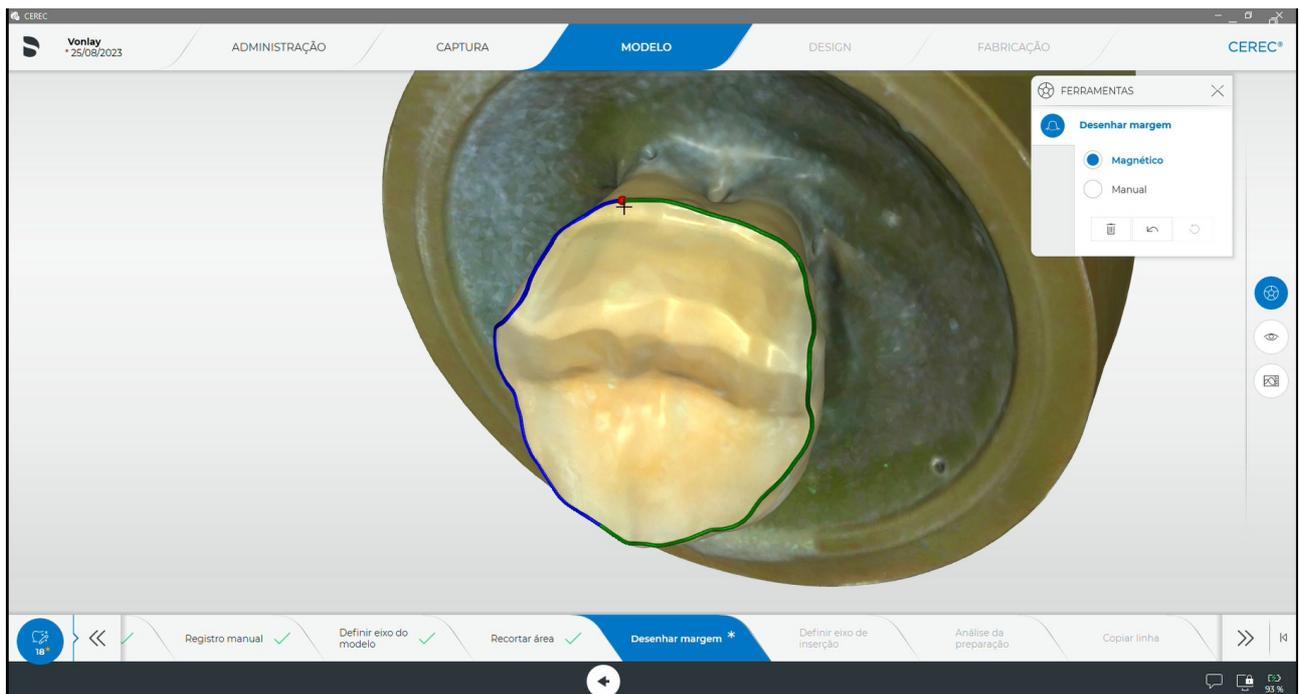


Figura 14 - Desenho da margem do preparo dental.

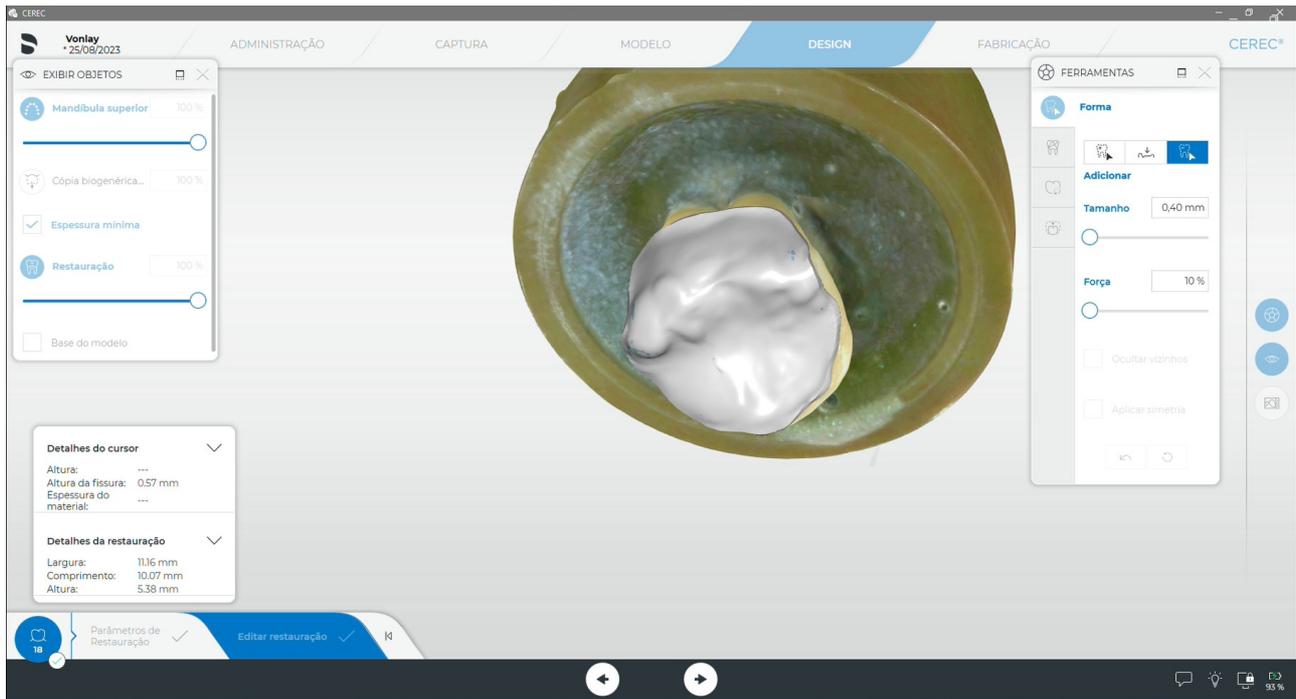


Figura 15 - Desenho da *vonlay* dental com base na cópia do dente original.

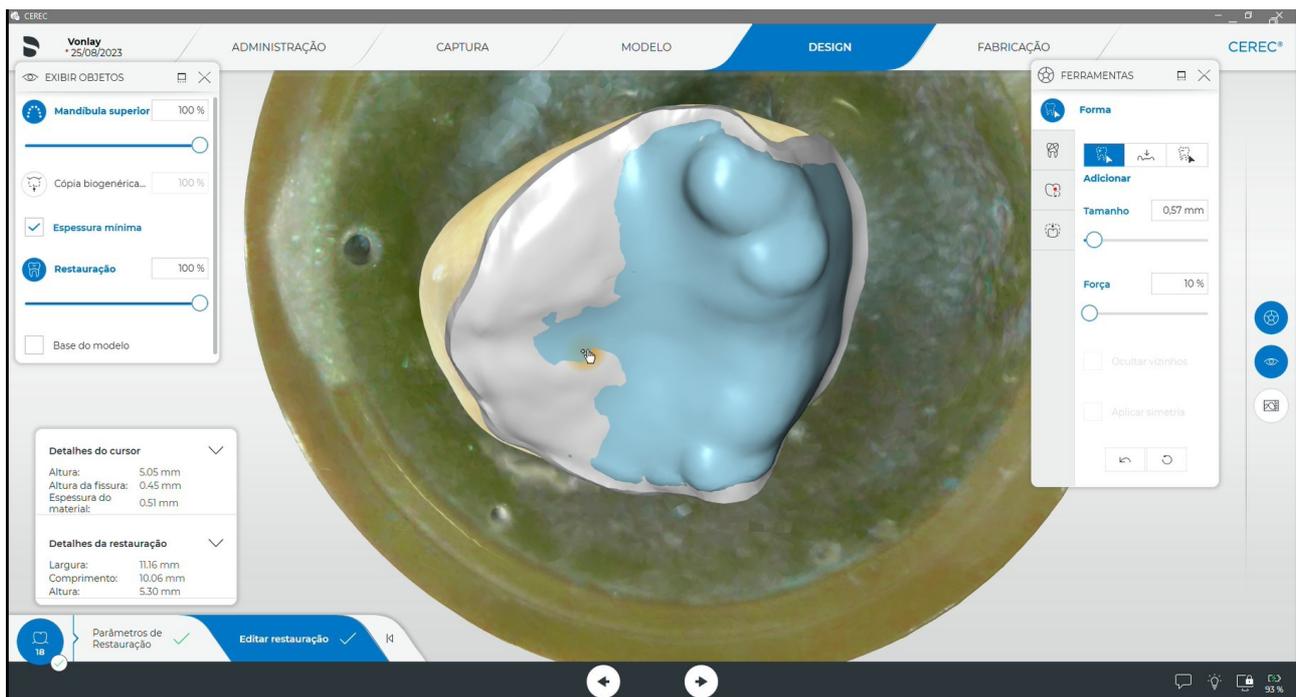


Figura 16 - Vista oclusal da *vonlay* dental com padronização da espessura em 0,5 mm em toda a extensão.



Figura 17 - Processo de fabricação e posicionamento do sprue



Figura 18 - Sistema CEREC Primemill (Sirona, Bensheim, Alemanha).

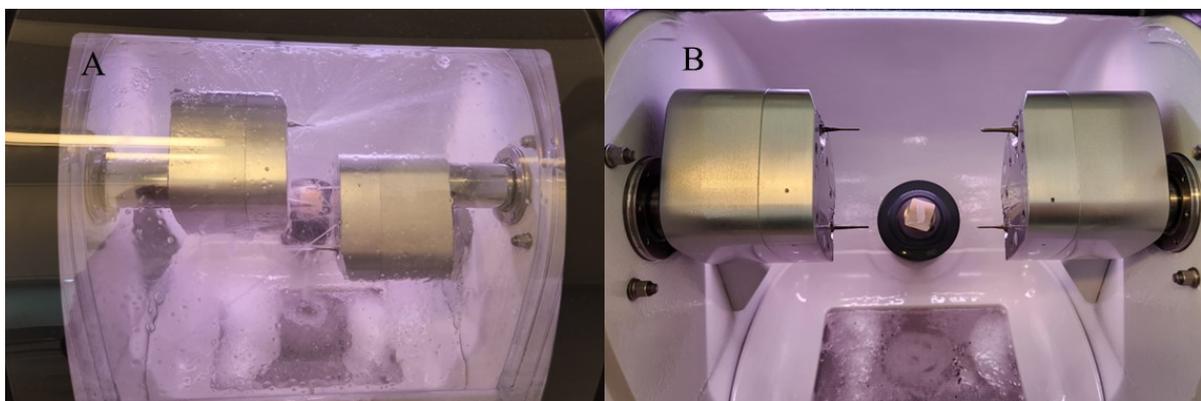


Figura 19 - Fresagem da vonlay dental. B. Término da fresagem.

### 3.6 CIMENTAÇÃO ADESIVA

A cimentação adesiva foi realizada em 4 etapas: tratamento de superfície das peças, condicionamento dos substratos dentais, cimentação propriamente dita e fotopolimerização.

A sequência de **tratamento de superfície das peças** dos grupos G2 e G3 está descrita a seguir:

#### G2 (Dissilicato de lítio: (Figura 20)

- Aplicação do ácido fluorídrico a 10% (Power C Etching, BM4, Brasil) por 20 s seguidos de enxágue e a secagem por jatos de ar da seringa tríplice.
- Aplicação ativa do silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent), repouso por 60 s, seguido de volatilização por jatos de ar da seringa tríplice.
- Aplicação do sistema adesivo (Tetric N-Bond Universal, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi realizada na superfície interna das peças.

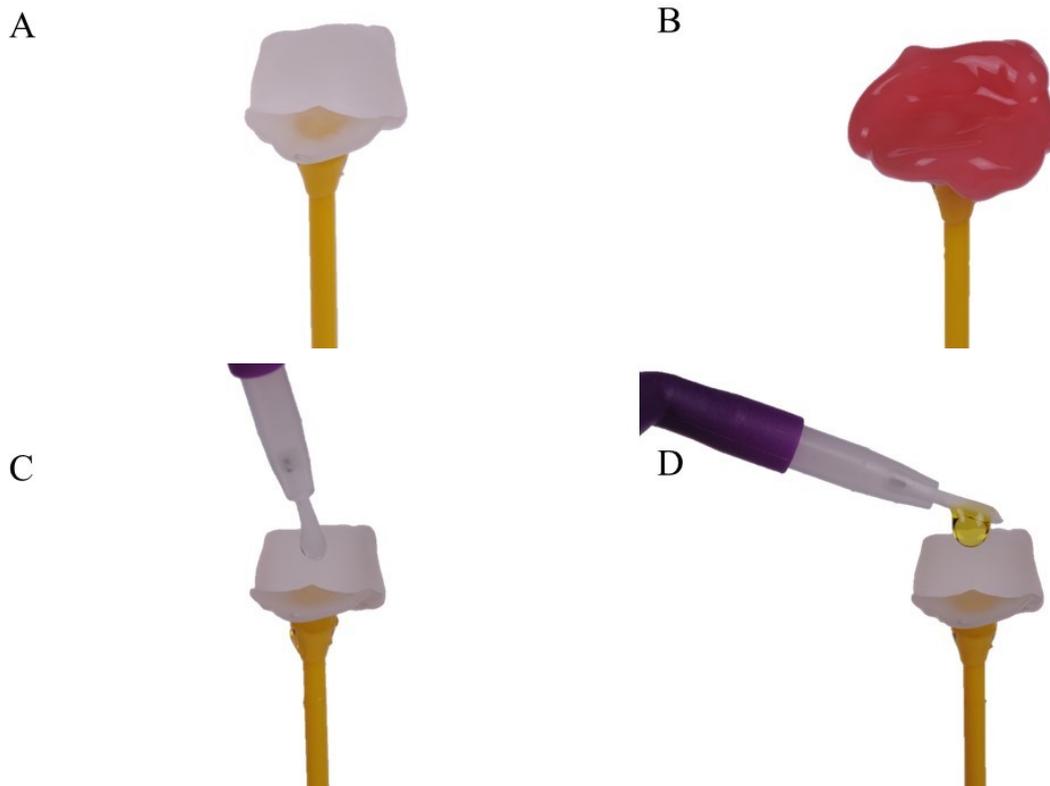
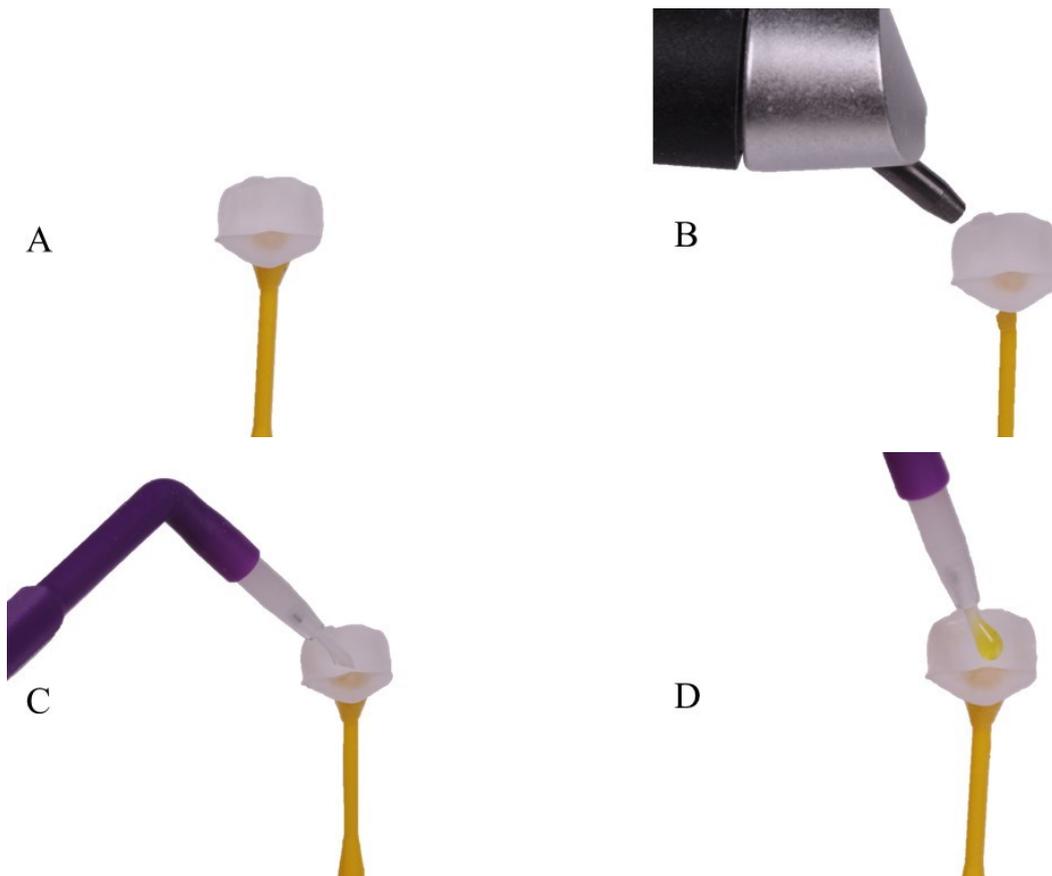


Figura 20 - A) Sequência de tratamento da superfície das vonlays dentais de cerâmicas vítreas reforçadas com dissilicato de lítio. B) Aplicação do ácido fluorídrico 5% por 20 s, seguida da remoção do ácido por 20 s com jatos de ar/água da seringa tríplice. C) Aplicação do agente silano. D) Aplicação do Sistema adesivo.

**G3 (Resina CAD/CAM):** (Figura 21)

- Jateamento com óxido de alumínio de 50 µm (RONDOflex, Kavo), seguidos de enxágue e secagem por jatos de ar da seringa tríplice por 30 segundos.
- Aplicação ativa do silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent), repouso por 60 s, e após volatilização por jatos de ar da seringa tríplice.
- Aplicação do sistema adesivo (Tetric N-Bond Universal, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi realizada na superfície interna das peças.

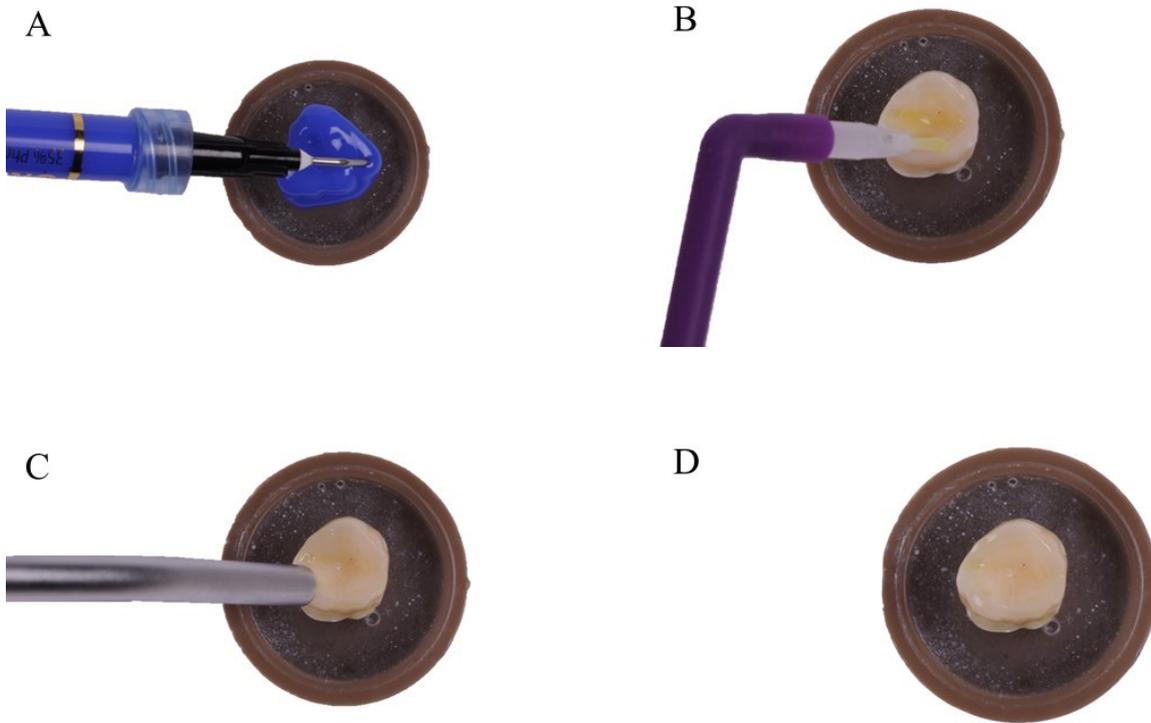


**Figura 21 - A) Sequência de tratamento da superfície das vonlays dentais de TETRIC/CAD. B) Jateamento com óxido de alumínio de 50 µm seguido de enxágue e secagem. C) Aplicação do agente silano. D) Aplicação do sistema adesivo.**

A sequência de condicionamento dos substratos dentais dos grupos G2 e G3 está descrita a seguir:

Para o condicionamento dos substratos dentais, todos os espécimes foram limpos com escova de Robinson (American Burrs, Brasil) e pasta profilática composta por pedra pomes (SS White, Rio de Janeiro, Brasil) e água. Na sequência, todos os dentes foram submetidos ao condicionamento com ácido fosfórico a 37% (Total Etch Gel, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) por 30 s no esmalte, seguidos de lavagem com *spray* de ar/água por 60 s e secagem da superfície com algodão na dentina e jato de ar no esmalte.

Após, a aplicação do sistema adesivo (Tetric N-Bond Universal, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi feita com fricção por 10 s com microaplicador descartável (KG Brush, KG Sorensen, São Paulo, Brasil) e remoção dos excessos e evaporação do solvente com suaves jatos de ar por 5 s (Figura 22).



**Figura 22 - A) Condicionamento ácido dos substratos dentais com ácido fosfórico à 37%. B) Aplicação do sistema adesivo. C) Remoção dos excessos e evaporação do solvente com suaves jatos de ar por 5 s. C) Tratamento da superfície dental finalizada.**

O protocolo de cimentação propriamente dita foi realizado da seguinte forma:

Após tratamento da superfície interna das facetas oclusais e da superfície dental, aplicou-se o cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink Esthetic LC - Ivoclar Vivadent) na cor Neutral na parte interna da peça. A restauração foi assentada com auxílio de um dispositivo para cimentação (Vivastick - Ivoclar), e o excesso de material cimentante foi removido com a utilização de um pincel de forma paralela à margem da restauração.

Foi aplicada uma pressão com carga de 250 g por 5 min na superfície oclusal do espécime, com auxílio de um dispositivo específico para padronizar a pressão da cimentação (Figura 23).

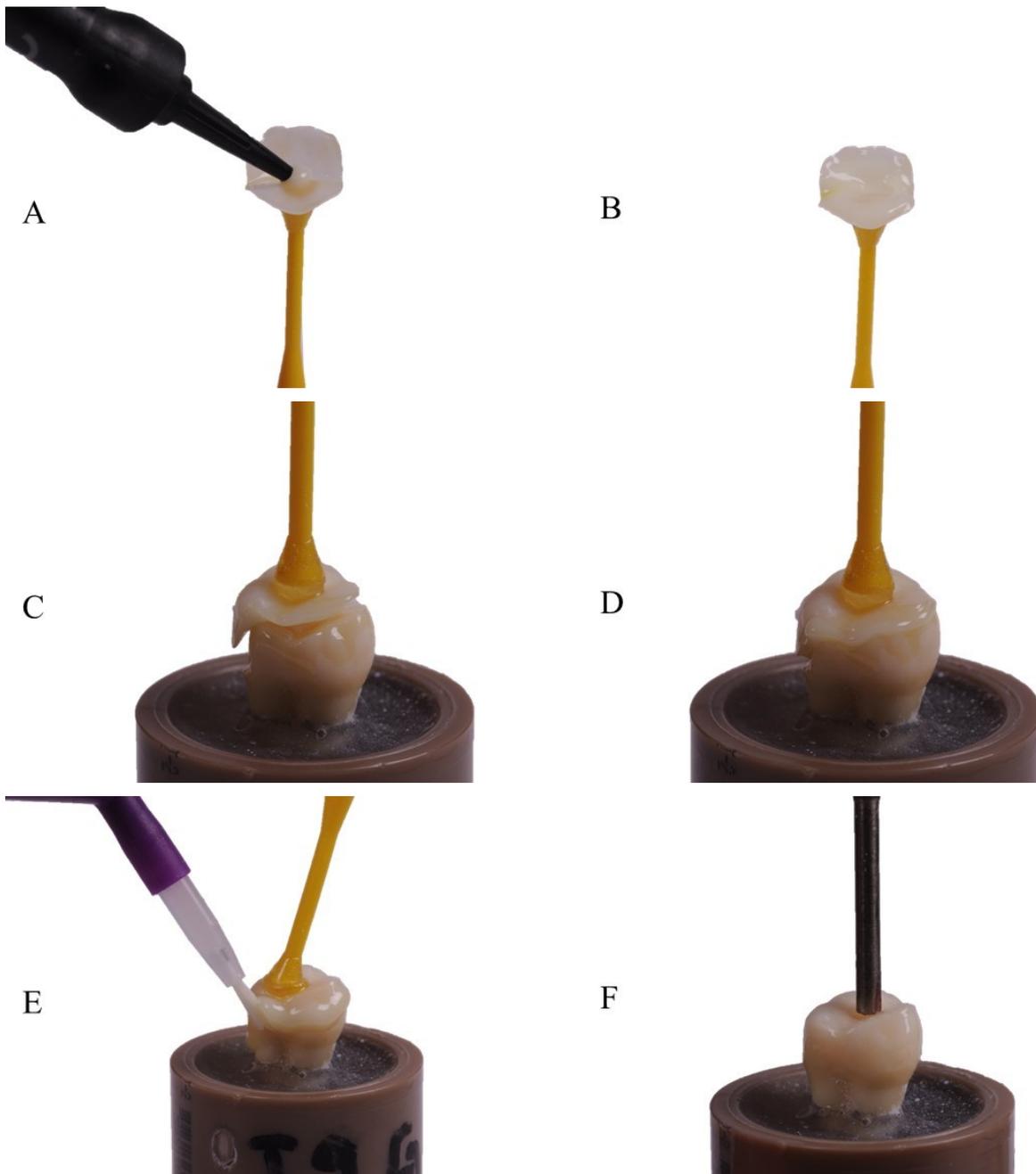


Figura 23 - (A, B) Aplicação do cimento na parte interna da peça da *vonlays*. (C, D) Posicionamento da peça no espécime com o auxílio de dispositivo. E) Remoção do excesso do cimento. F) Cimentação da *vonlays* com padronização da pressão.

O processo de fotopolimerização de todos os grupos está descrito a seguir:

A fotopolimerização foi realizada nas faces vestibular, palatal e incisal pelo tempo de 20 s em cada face. Para polimerização da camada mais externa, foi aplicado o gel a base de glicerina (Liquid Strip - Ivoclar Vivadent), em toda a margem da restauração, dando-se a fotopolimerização final pelo tempo de 20 s em cada face (Figura 24). A fotopolimerização foi realizada pelo aparelho Bluephase N (Ivoclar Vivadent) tipo LED de intensidade de 1200 mW/cm, sendo verificada a intensidade de luz do fotopolimerizador com radiômetro de cura (Demetron L.E.D. Radiometers, Kerr, WI, EUA) a cada cimentação de 3 espécimes.



**Figura 24 - Fotopolimerização da *vonlay* dental.**

### **3.7 ACABAMENTO E POLIMENTO**

Após 24 horas de armazenamento em água destilada a 37° C, os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados (Sistema Astropol - Ivoclar Vivadent), começando pela remoção dos excessos com lâmina de bisturi #12 (Surgical Scalpel Blade - Swann-Morton). Em seguida, o acabamento e o polimento foram realizados pela utilização do sistema de pontas de borracha de três passos: Granulação grossa para acabamento (Astropol F - Ivoclar Vivadent) por 30 s, seguido de enxágue; granulação média para polimento (Astropol P - Ivoclar Vivadent) por 30 s e enxágue; granulação fina para polimento de alto brilho (Astropol HP - Ivoclar Vivadent) por 30 s e enxágue.

### **3.8 CICLAGEM MECÂNICA**

Os espécimes foram submetidos à ciclagem mecânica em um equipamento simulador de mastigação (Chewing Simulator CS-4 - SD Mechatronik), em que a força é proveniente de dois motores que permitem movimentos horizontais e verticais, controlados por um computador entre o espécime (dente) e o antagonista (esfera de aço-carbono com diâmetro de 6 mm) (Figura 25). A máquina apresenta oito câmaras de teste que funcionam simultaneamente. Para esta ciclagem foi selecionado o ciclo mastigatório com movimentos circulares apresentado em 3 fases:

- Fase 1: início do movimento mastigatório, em que o dente e o antagonista se movimentam até que o antagonista toque no centro da fossa oclusal do dente selecionado.
- Fase 2: após o contato, a carga é aplicada e um movimento de deslizamento de 3 mm simulando o deslize dos dentes durante a função mastigatória;
- Fase 3: término do movimento mastigatório, em que tanto o dente, como o antagonista voltam para a posição inicial.

Para a realização da ciclagem, foram aplicados 250.000 ciclos com carga mecânica de 100N e frequência de 1,5 Hz (NAWAFLEH ET AL, 2016). Durante toda a simulação da mastigação, as amostras permaneceram imersas em água destilada na temperatura de 36° a 39° C, mantida por um circulador de líquido com termostato.

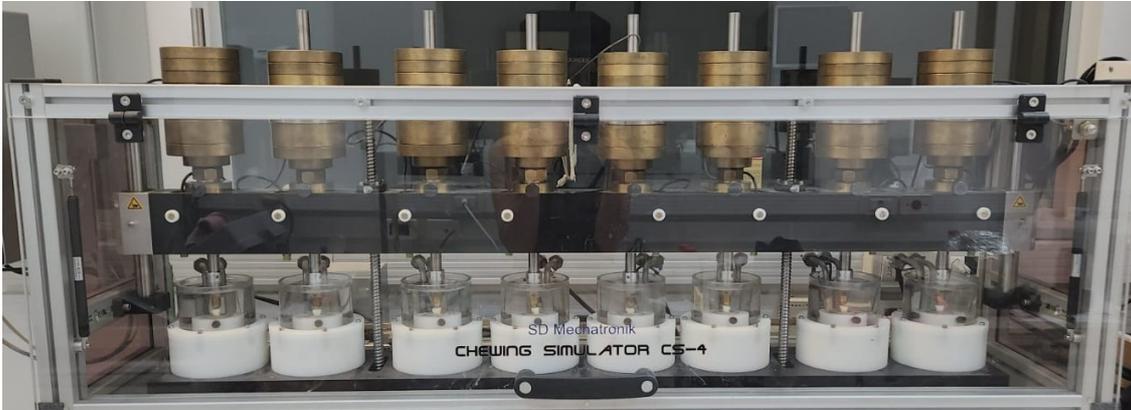


Figura 25 - Equipamento simulador de mastigação (Chewing Simulator CS-4).

### 3.9 ANÁLISE DAS TRINCAS

Todos os espécimes (n=10) foram avaliados e fotografados antes e depois da ciclagem mecânica com o auxílio do transluminador que emite fonte de luz em LED com 6500 K (Photonita, modelo P1050, Florianópolis, SC, Brasil) para avaliar a ocorrência de trincas na estrutura dental. As fotografias dos dentes foram realizadas em condições padronizadas através da câmera digital (Nikon D3600) e lente macro (Nikkor 105 mm, Nikon) com obturador em 1/100, diafragma F16 e ISO 800, sem flash. O transluminador foi posicionado na superfície incisal do dente e todas as faces do dente (vestibular, mesial, palatal e distal) foram avaliadas e fotografadas. Após a ciclagem, foi repetido o protocolo para análise das trincas e, dessa forma, foram contabilizados a presença e o número de trincas após a ciclagem (Figura 26).

As trincas foram classificadas de acordo com Batalha-Silva et al, 2013: (I) sem trincas visíveis, (II) trincas visíveis, menores do que 3 mm, e (III) trincas visíveis, maiores que 3 mm.

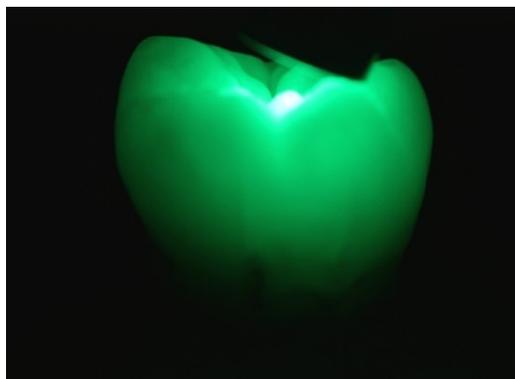


Figura 26 - Transluminância dos dentes para a análise de trincas.

### 3.10 RESISTÊNCIA À FRATURA

Todos os espécimes (n=10) após a ciclagem mecânica foram posicionados em uma máquina de ensaio universal (KRATOS - Kratos Equipamentos Industriais, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figura 27) e foram submetidos ao teste de resistência à fratura. A carga foi aplicada no centro da face oclusal por meio de uma ponta ativa que sustentou a esfera metálica de 6,0 mm de diâmetro com célula de carga de 500 Kgf e a velocidade programada foi de 0,5 mm/min.

Foi mensurada a força até o exato momento da fratura da restauração do espécime. Os valores foram obtidos em *software* de aquisição de dados em Newtons (N) e os espécimes foram posteriormente analisados quanto ao padrão de fratura.

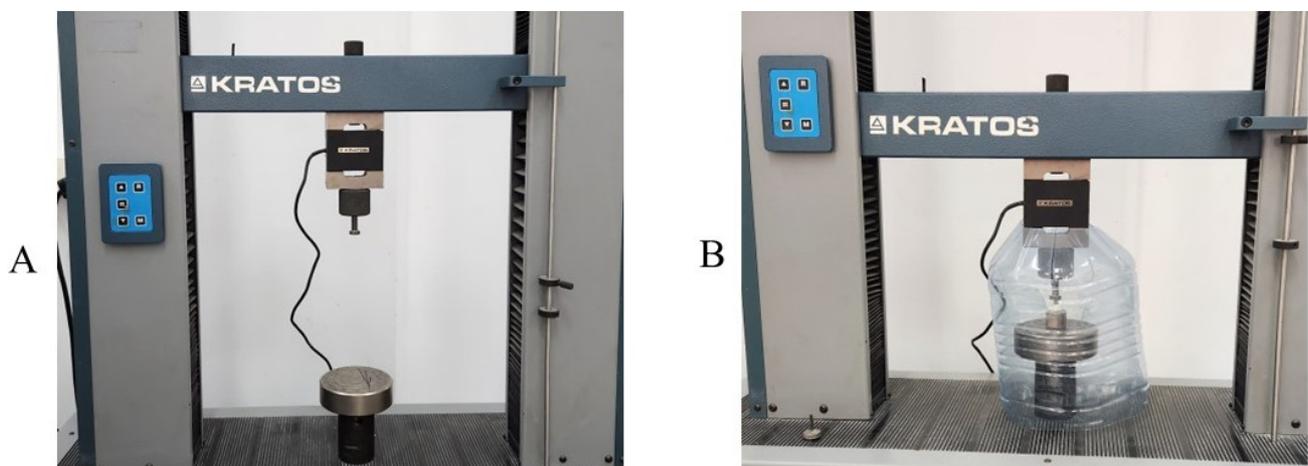


Figura 27 – A, B Máquina de ensaios Universal (Kratos)

### 3.11 AVALIAÇÃO DO MODO DE FRATURA

A análise do modo de fratura foi realizada por microscópio óptico com ampliação de 10 vezes, com base no grau de estrutura dentária e dano de restauração, utilizando um sistema de classificação modificado proposto por Burke et al (1993).

Foram classificados em: Modo I (pequenas fraturas na estrutura dental ou na restauração sem o comprometimento de cúspide); Modo II (perda de uma ou mais cúspides, porém sem comprometimento total do dente); Modo III (fratura longitudinal comprometendo a integridade do dente, ou fratura além da junção amelo-cementária). Os modos I e II foram considerados como falhas não catastróficas, já que permitem uma nova restauração, enquanto o modo de falha III foi considerado catastrófico e não restaurável (SHIBATA et al., 2012; GUERRA, L et al., 2023).

### 3.12 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Para a avaliação da superfície de fratura, espécimes (n=3) representativos de cada grupo foram selecionados para a avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dentes foram seccionados no sentido méso-distal e a superfície da fratura foi lavada em ultrassom por 5 minutos. Após, os dentes foram secos em estufa e fixados a um "stub" metálico. Todos os espécimes foram recobertos com ouro por uma máquina de recobrimento a alto vácuo (Leica EM 61 SCD500 - Leica) para avaliação no microscópio eletrônico de varredura de bancada (TM3030 - Hitachi) com a voltagem de 10 Kv. Fotografias em magnitude de 25, 30, 50, 100, 250, 500, 1000 X, foram feitas nas regiões mais expressivas das fraturas e das propagações de trincas. A análise por Microscopia Eletrônica de Varredura foi realizada no Laboratório Central de Microscopia Eletrônica (LCME) da UFSC.

### 3.13 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A fim de analisar a formação de trincas dos espécimes após a ciclagem mecânica e analisar os modos de fratura dos espécimes após o teste de resistência à fratura, foi realizado teste do Qui-Quadrado.

Para analisar e comparar os valores de resistência à fratura dos espécimes após ciclagem mecânica, os dados obtidos na avaliação de resistência à fratura foram testados por distribuição normal segundo o teste de Shapiro-Wilk e equivalência de variâncias por meio do teste de Levene. Obtendo a distribuição normal dos dados normal, segundo o teste de Shapiro-Wilk ( $p>0,05$ ), e encontrada homogeneidade de variância, segundo o teste de Levene ( $p>0,05$ ), os dados foram, então, analisados estatisticamente por meio de teste paramétrico de Análise de Variância (ANOVA) do tipo fator único.

Todos os testes empregados tiveram nível de significância  $\alpha=0,05$  e todas as análises foram realizadas com auxílio dos programas Microsoft Excel 2016 (Microsoft Office system 2016) e SPSS 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

As análises em MEV foram descritos qualitativamente.

## 4. RESULTADOS

### 4.1 SOBREVIDA DOS ESPÉCIMES APÓS CICLAGEM

Após a ciclagem mecânica, todos os grupos obtiveram 100% de sobrevivência conforme mostram as Figuras 28, 29 e 30.



Figura 28 - Antes e depois ciclagem espécime G1



Figura 29 - Antes e após ciclagem espécime G2.



Figura 30 - Antes e após ciclagem espécime G3

## 4.2 ANÁLISE DE TRINCAS ANTES E APÓS A CICLAGEM

As análises de trincas visíveis, maiores e menores de 3 mm, de todos os espécimes foram realizadas antes e depois da ciclagem mecânica. Para avaliar os diferentes materiais restauradores, os espécimes foram separados por grupos (G1, G2, G3) e, então, foi analisado o surgimento de trincas. Na Tabela 3, estão apresentados os resultados dos quatro grupos em estudo, separados por cores, com indicação dos valores por tipo de trinca (T> ou T< que 3 mm) e o número total de trincas em cada material restaurador testado.

Tabela 3 - Análise de trincas visíveis maiores e menores de 3mm

ANÁLISE DE TRINCAS POR MATERIAL RESTAURADOR							
GRUPO	MAT. RESTAURADOR	TRINCAS VISÍVEIS (T < 3mm)		TRINCAS VISÍVEIS (T > 3mm)		TRINCAS TOTAIS	
		INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
G1	Dente Hígido	0	20	0	23	0	43
G2	e.max CAD	0	21	0	9	0	30
G3	Tetric-CAD	0	23	0	21	0	44

Ao analisar a Tabela 3, é notável que o G3 (Tetric - CAD) apresentou um número maior de trincas, mostrando 44 trincas, após a ciclagem mecânica, seguido de G1 (Dente hígido) com 43 trincas e por último o G2 (E.max CAD) com 30 trincas.

Além da análise global das trincas apresentadas na Tabela 3, também foi avaliado e comparado, de maneira mais aprofundada, o aparecimento de trincas por face (vestibular, mesial, lingual e distal) de cada dente submetido a ciclagem mecânica. Os resultados estão sumarizados na Tabela 4, na qual foram separados os quatro grupos por cores. Cada grupo mostra os respectivos resultados de cada uma das quatro faces avaliadas, com indicação dos valores por tipo trinca (T> ou T< que 3 mm) e número total de trincas.

Tabela 4 - Análise de trincas por face dos dentes antes (inicial) e após (final) ciclagem mecânica.

ANÁLISE DE TRINCAS POR FACE							
GRUPO	FACES	TRINCAS VISÍVEIS (T < 3mm)		TRINCAS VISÍVEIS (T > 3mm)		TRINCAS TOTAIS	
		INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
G1	Vestibular	0	2	0	0	0	2
	Mesial	0	9	0	7	0	16
	Palatal	0	3	0	9	0	12
	Distal	0	6	0	7	0	13
G2	Vestibular	0	1	0	0	0	1
	Mesial	0	8	0	1	0	9
	Palatal	0	7	0	8	0	15
	Distal	0	5	0	0	0	5
G3	Vestibular	0	0	0	0	0	0
	Mesial	0	8	0	7	0	15
	Palatal	0	6	0	10	0	16
	Distal	0	9	0	4	0	13

\* G1: Dente hígido; G2: E.max CAD; G3: Tetric - CAD

De acordo com a Tabela 4, todos os grupos com restaurações (G2 e G3) apresentaram mais trincas na face palatal após a ciclagem mecânica, sendo 15 trincas na face palatal no G2 e 16 trincas na face palatal no G3. Já o grupo de dentes hígidos (G1), apresentou maior ocorrência de trincas nas faces mesial (16 trincas) e distal (15 trincas) após a ciclagem.

Para avaliar a formação de trincas dos espécimes provenientes da ciclagem mecânica por tipo de material restaurador foi realizado teste do Qui-Quadrado, conforme a Figura 31.



Figura 31 - Análise estatística (Teste Qui-quadrado) de trincas dos dentes por material restaurador.

#### Valor-p do teste qui-quadrado: 0,128

Se o valor-p for menor que 0,05 há evidências de associação

#### Como o valor-p é maior que 0,05, não há evidências de associação

Ao avaliar a formação de trincas pelo teste Qui-quadrado, conclui-se pela ausência de diferenças estatísticas da presença de trincas entre os grupos. Assim, os resultados obtidos não indicam evidência estatística de que a presença e o tipo de trinca estão associados aos materiais restauradores avaliados.

### 4.3 RESISTÊNCIA À FRATURA

A análise dos dados de resistência à fratura (N) foi constituída pelo resultado de 30 espécimes no total, que estão divididos em três grupos de dez dentes cada. Os valores médios ( $X_m$ ) de cada grupo estão apresentados na Tabela 5, bem como o desvio padrão (S), o erro padrão (SE), o valor máximo (Máx) e o valor mínimo (Mín).

Tabela 5 - Mensuração da resistência à fratura (N) dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura.

ANÁLISE DOS VALORES DE RESISTÊNCIA À FRATURA						
GRUPO	Nº AMOSTRAS (n)	MÉDIA ( $X_m$ )	DESVIO PADRÃO (S)	ERRO PADRÃO (SE)	VALOR MÍNIMO (Mín)	VALOR MÁXIMO (Máx)
G1	10	2810,8	676,3	213,9	1564,2	4109,0
G2	10	3004,3	586,7	185,5	2182,0	3903,1
G3	10	2650,1	784,9	248,2	1696,6	3736,4
AMOSTRA GERAL	30	2831,7	664,4	121,3	1564,2	4109,0

\* G1: Dente hígido; G2: Emax CAD; G3: Tetric - CAD

Conforme apresentado na Tabela 5, a média dos valores máximos de resistência à fratura dos 30 espécimes avaliados foi de 4.109,0 N e a média dos valores mínimos de resistência à fratura foi de 1.564,2 N. Na Figura 32 é apresentado o valor médio de resistência à fratura de cada grupo, comparado aos seus respectivos valores máximos e mínimos. Ao comparar os valores por grupo, nota-se que o G2 apresenta valores médios maiores (3.004,3 N), seguido pelo G1 (2.810,8 N) e pelo G3 (2.650,1 N).

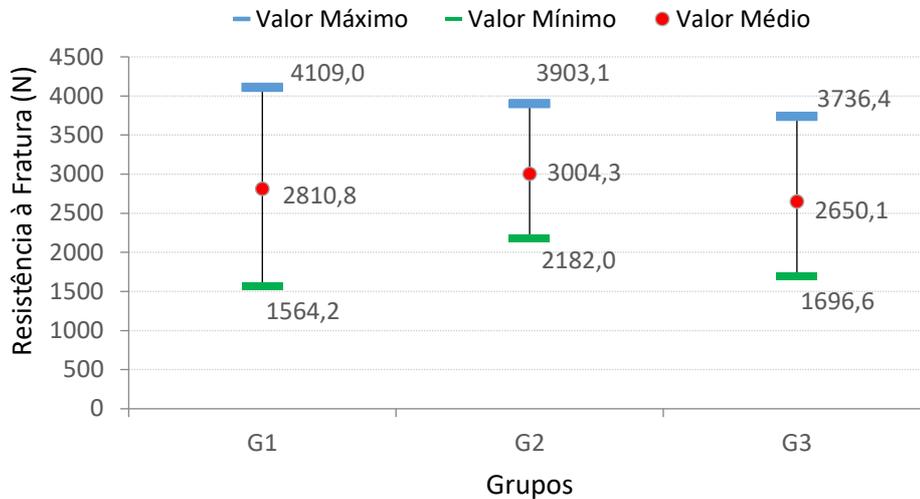


Figura 32 - Resistência à fratura (N): Valor médio, máximo e mínimos dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura.

Para a análise estatística, inicialmente, todos os valores foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilk para verificar a distribuição dos dados. Constatando-se que todos os valores apresentavam distribuição normal, foram observadas as homogeneidades das variâncias pelo teste de Levene e a normalidade dos resíduos. Detectada a homogeneidade das variâncias, as possíveis variáveis de resistência a fratura foram verificadas por meio da Análise de variância (ANOVA) do tipo fator único, conforme apresenta a Tabela 6.

**Tabela 6 - Análise estatística (ANOVA) da resistência à fratura dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura.**

ANÁLISE ESTATÍSTICA DAS AMOSTRAS DE RESISTÊNCIA À FRATURA - ANOVA						
Causas da Variação	Graus de liberdade (GL)	Soma dos Quadrados (SQ)	Quadrado Médio (QM)	Valor de F	Valor de P	F crítico
Resistência à Fratura	2	628978,69	314489,34	<b>0,67</b>	> 0,05 *	< F **
Resíduo	27	12758739,22	472545,90			
Total	29	13387717,91				

\*P = 0,52; \*\*F crítico = 3,35

F < Fcrítico = Não tem significância

F > Fcrítico = Tem significância

P >  $\alpha=0,05$  = Comprova quando não há significância

P <  $\alpha=0,05$  = Comprova quando h significância

Os resultados obtidos revelam com 95% de confiabilidade ( $\alpha=0,05$ ), por meio da ANOVA do tipo fator único, a inexistência de diferença estatística nos valores de resistência à fratura dos diferentes grupos avaliados (P=0,67). Como o teste de ANOVA mostrou que não há diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados com relação à resistência à fratura, não houve a necessidade de realizar o teste *post hoc*.

#### 4.4 AVALIAÇÃO DO MODO DE FRATURA

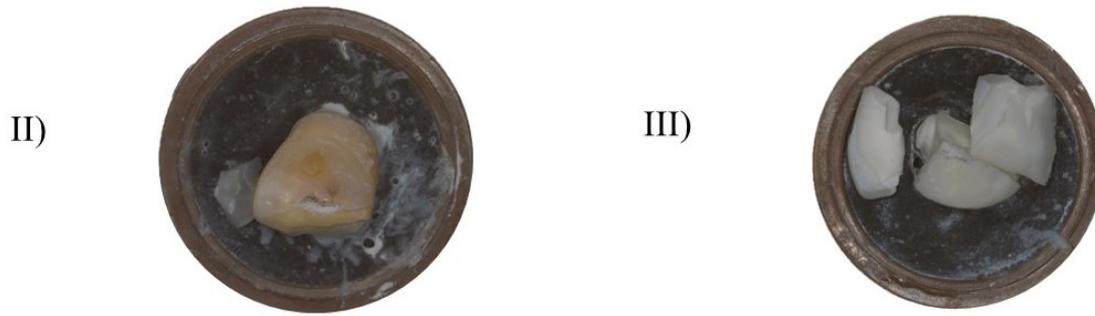
Para a identificação do modo de fratura de cada dente, foi apresentado, por meio da Tabela 7, o número de ocorrência (quantidade) de cada tipo de fratura (I, II e III), bem como o percentual (%) nos diferentes materiais testados (G1, G2, G3).

**Tabela 7 - Análise do modo de fratura: Número de ocorrências (Quantidade) e Porcentagem (%) de cada modo de fratura dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura.**

ANÁLISE DO MODO DE FRATURA						
GRUPO	MODO DE FRATURA (Qtde)			MODO DE FRATURA (%)		
	I	II	III	I	II	III
G1	0	4	6	0%	40%	60%
G2	0	0	10	0%	0%	100%
G3	0	3	7	0%	30%	70%

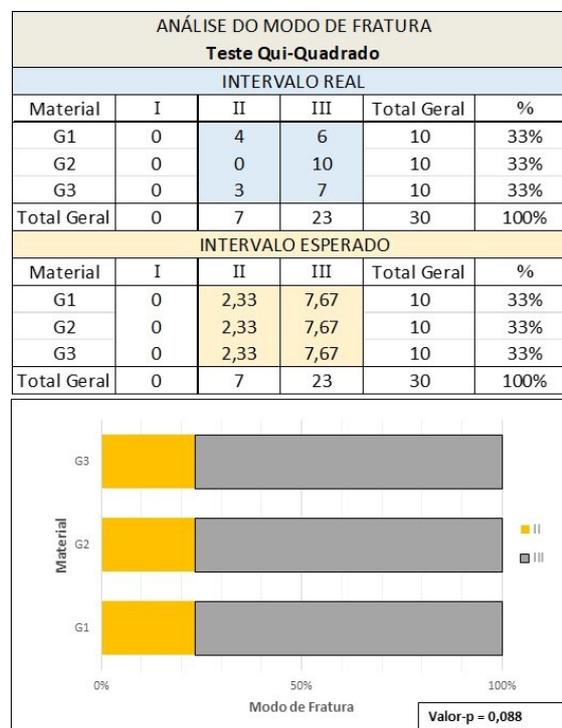
\* G1: Dente hígido; G2: Emax CAD; G3: Tetric - CAD

Em relação às fraturas, todos os grupos apresentaram maior ocorrência de fraturas do tipo III, considerada como catastrófica e não restaurável, e nenhum grupo apresentou modo de fratura do tipo I (Figura 33). O G2 apresentou maior porcentagem de fraturas do tipo III (100%), em que todos os espécimes apresentaram fraturas do tipo III. Já no G1, a ocorrência de fraturas do tipo II foi 40% e fraturas tipo III 60%. No G3, a ocorrência de fraturas do tipo II foi 30% e do tipo III 70%.



**Figura 33 - Modo de Fratura II e III dos espécimes submetidos ao Teste de Resistência à Fratura.**

Para avaliar e analisar o modo de fratura dos espécimes após o teste de resistência à fratura por tipo de material restaurador foi realizado teste do Qui-Quadrado, conforme Figura 34.



**Figura 34 - Análise estatística (Teste Qui-quadrado) do modo de fratura por material restaurador dos três grupos avaliados submetidos ao Teste de Resistência à Fratura.**

**Valor-p do teste qui-quadrado: 0,088**

Se o valor-p for menor que 0,05 há evidências de associação

**Como o valor-p é maior que 0,05, não há evidências de associação**

Ao avaliar o modo de fratura dos espécimes após teste de resistência à fratura, pode-se observar que não houve diferença estatística do modo de fratura entre os grupos. Os dados amostrais não indicam evidência estatística de que o modo de fratura está associado aos materiais restauradores avaliados.

#### 4.5 AVALIAÇÃO DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

As avaliações dos espécimes fraturados realizadas através da Microscopia Eletrônica de Varredura, após o teste de resistência à fratura, são apresentadas nas Figuras 35, 36 e 37.

A Figura 35 mostra as imagens dos espécimes do G1 (Dente Hígido), na qual se nota na região da fratura a formação de uma fenda acarretando a fratura do espécime, sem a propagação de micro trincas (A, B). Observa-se também a presença de trincas nas regiões proximais do espécime (C, D, E, F).

##### Grupo 1 – Dente hígido

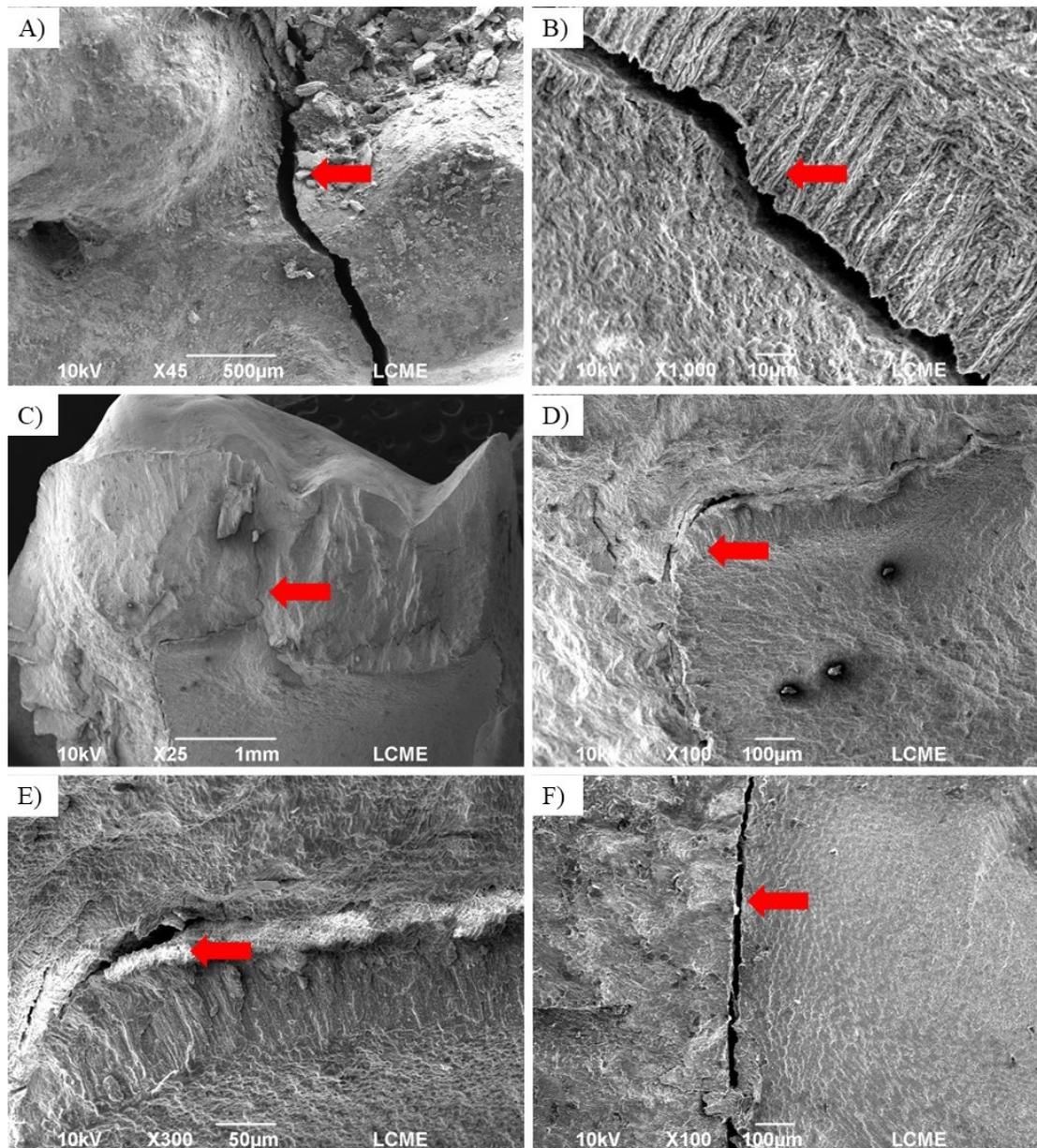


Figura 35 - Imagens de MEV representativas do G1 (Dente hígido). A, B) Região de fratura do espécime com a formação de uma fenda sem a propagação de microtrincas. C, D, E, F) Presença de trincas nas regiões proximais (mesial e distal) do espécime.

A Figura 36 apresenta as imagens dos espécimes do G2 (E.max CAD) e pode-se visualizar a região de fratura sem a propagação de micro trincas (A, B). Observa-se na linha de fratura a ocorrência de uma fenda e uma superfície mais lisa (C, D, E, F).

### Grupo 2 – E.max CAD

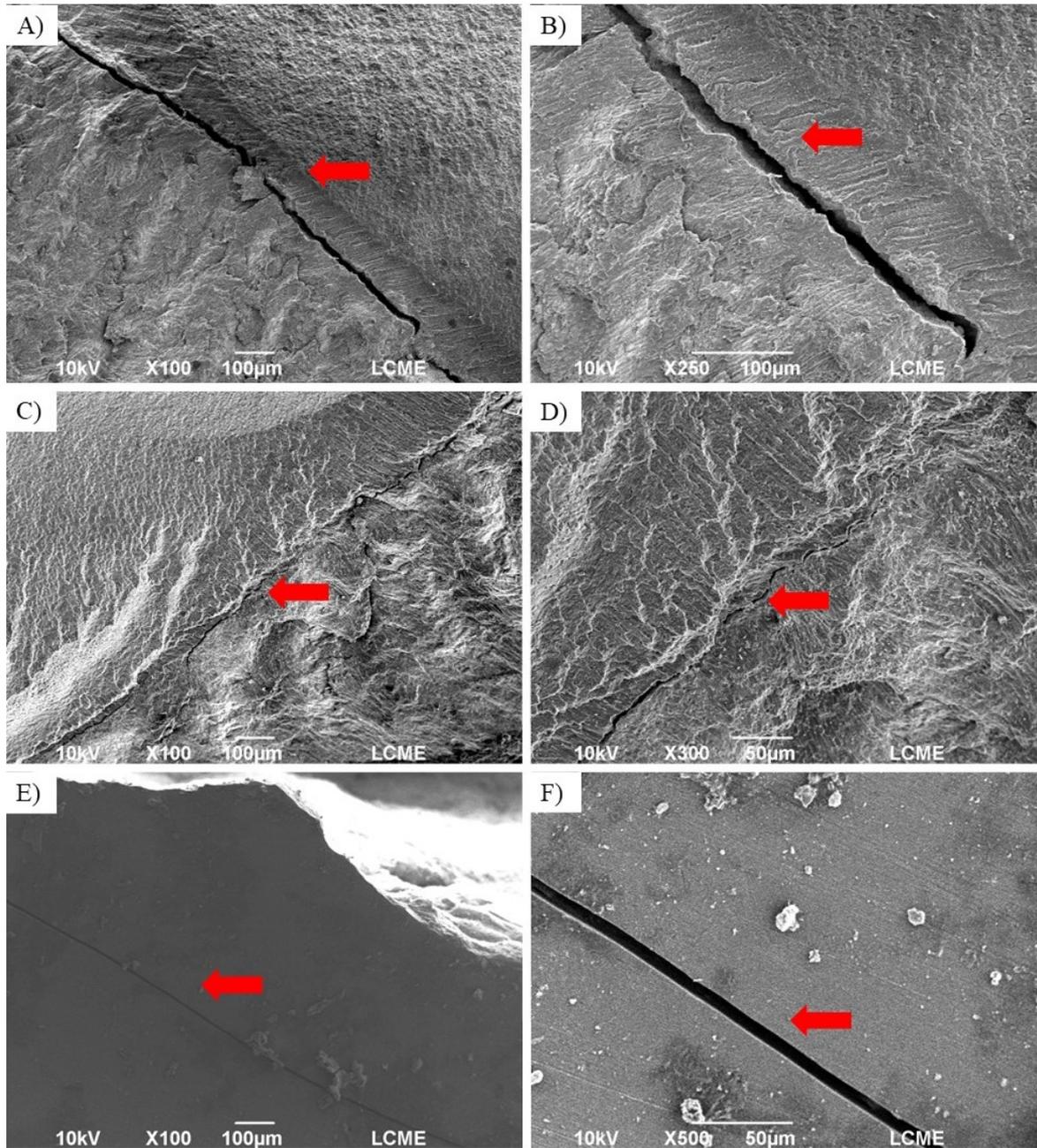
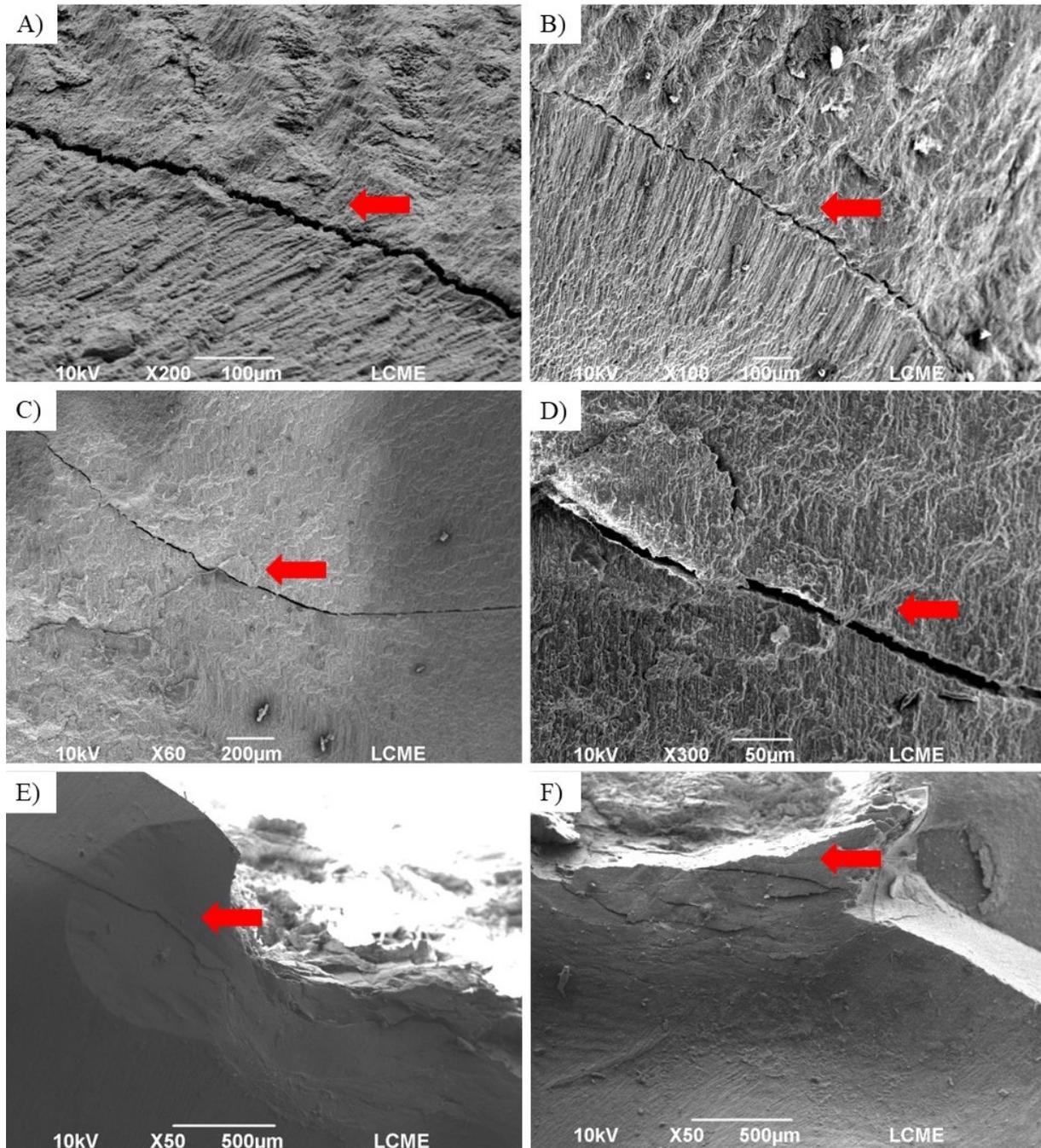


Figura 36 - Imagens de MEV representativas do G2 (E.max CAD). A, B) Região de fratura sem a propagação de micro trincas. C, D, E, F) Linha de fratura com a ocorrência de uma fenda e uma superfície mais lisa.

A Figura 37 apresenta as imagens dos espécimes do G3 (Tetric CAD) e pode-se visualizar a região de fratura com aspecto uniforme e lisa como o G2 e G3 (A, B, C, D). Pode-se observar também a presença de micro trincas a partir da linha de fratura (E, F).

### Grupo 3 – Tetric CAD



**Figura 37 -** Imagens de MEV representativas do G3 (Tetric CAD). A, B, C, D) Região de fratura com aspecto uniforme E, F) Presença de micro trincas a partir da linha de fratura.

## 5 DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações do tipo *vonlays* dentais realizadas com dois materiais distintos (IPS E.max CAD e Tetric CAD) e dentes hígidos após ciclagem mecânica (250.000 ciclos). Com os resultados obtidos, pôde-se aceitar as hipóteses nulas de que a técnica restauradora de *vonlays* dentais realizada com diferentes materiais restauradores não apresentou diferença estatística em relação a resistência à fratura, ocorrência de trincas após ciclagem e modo de fratura após teste de resistência à fratura. A técnica restauradora de *vonlays* dentais realizada com diferentes materiais resultou em comportamentos semelhantes. Sendo assim, os materiais restauradores testados obtiveram resultados satisfatórios nesse período de avaliação laboratorial.

No presente estudo, com relação aos materiais restauradores utilizados, selecionou-se materiais de tecnologia CAD/CAM, sendo eles blocos de cerâmicas vítreas reforçadas com dissilicato de lítio (IPS E.max CAD) e blocos de resina composta para CAD/CAM (Tetric CAD), uma vez que a tecnologia CAD/CAM proporciona maior padronização quanto a espessura e espaço interno da restauração, bem como a reprodução da anatomia oclusal original. Além disso, os materiais de tecnologia CAD/CAM possuem melhores propriedades mecânicas, sendo quesitos importantes para a realização da pesquisa (MAGNE et al., 2010; LI, CHOW, MATINLINNA, 2014).

No que se refere à metodologia apresentada, o estudo preconizou a ciclagem mecânica seguida do teste de resistência da fratura, uma vez que os dentes e as restaurações no ambiente bucal estão sujeitos a cargas cíclicas da mastigação gerando o surgimento, o crescimento e a propagação de trincas que são dissipadas pelo conjunto dente-restauração e que podem levar a degradação progressiva da estrutura dental, resultando na fratura do dente (DELONG R., 1983; KELLY et al., 2017; NAWAFLEH et al., 2016). Dessa forma, para avaliar a fratura do conjunto dente-restauração na simulação da mastigação, é necessária a aplicação contínua da carga cíclica até a ocorrência da falha (BONFANTE; COELHO, 2016). Assim sendo, idealmente o término do ensaio de fadiga cíclica deveria coincidir com a falha catastrófica de todos os espécimes (NAWAFLEH et al., 2016). Entretanto, ensaios dessa magnitude necessitariam de muitos ciclos para serem realizados, especialmente se baixas cargas são utilizadas, tornando-os muitas vezes inviáveis (NAWAFLEH et al., 2016). Nesse sentido, nesse estudo foi selecionada uma abordagem amplamente utilizada que consiste na realização de um número específico de ciclos de ciclagem mecânica, equivalente a anos de serviço na cavidade bucal, seguido do teste de resistência à fratura. Desta forma, tem-se estabelecido que 250.000 ciclos equivalem a 1 ano de serviço e 1.200.000 ciclos representam 5 anos (DELONG, 1983; NAWAFLEH et al., 2016). Desta forma, o presente estudo optou por realizar uma ciclagem mecânica, simulando a mastigação, por um período determinado de ciclos (250.000) seguido do teste de resistência à fratura. Sendo assim, a ciclagem mecânica realiza o envelhecimento e degradação da resistência dos materiais restauradores por um tempo específico de ciclagem mecânica seguido do teste de resistência à fratura.

Vários aspectos do ambiente bucal devem ser simulados na ciclagem mecânica como a carga que a região dental irá receber, sendo esta variável entre indivíduos, faixa etária e dependente do tipo de alimento mastigado (KOHYAMA; MIOCHE, 2002; KOHYAMA; MIOCHE; MARTIN, 2004). Cargas consideradas normais durante a mastigação variam entre 10N a 120N (BATES; STAFFORD; HARRISON, 1976; KOHYAMA; MIOCHE;

MARTIN, 2004). A ciclagem mecânica deve utilizar sempre cargas dentro da faixa de forças mastigatórias consideradas normais pois a aplicação de cargas muito altas não é representativa, enquanto cargas mais baixas levam a superestimação da resistência à fratura do material testado (NAWAFLEH et al., 2016). No presente estudo foi utilizada a carga de 100 N para representar a força da mastigação em dentes posteriores, a qual representa um valor clinicamente relevante, uma vez que estudos mostram que as forças de mastigação em molares variam aproximadamente de 20N a 120N (SCHINDLER; STENGEL; SPIESS, 1998) e 70 a 130N (KOHYAMA et al., 2004).

Outro fator importante nesta metodologia é a forma com que as forças são transmitidas aos materiais. Idealmente, os antagonistas devem ser confeccionados com dentes naturais, entretanto, devido à grande variabilidade anatômica, sua utilização como antagonista torna-se limitada, especialmente pela dificuldade de confecção do espécime. Desta forma, os antagonistas de cerâmica ou aço inoxidável são os mais utilizados em ensaios de fadiga cíclica (NAWAFLEH et al., 2016), sendo nessa pesquisa utilizado o antagonista de 6 mm de aço inoxidável.

No quesito, frequência, idealmente preconiza-se a utilização de frequências abaixo de 2 hertz que são semelhantes a frequência fisiológica humana (GILLINGS; GRAHAM; DUCKMANTON, 1973; HIIEMAE et al., 1996; WODA; MISHHELLANY; PEYRON, 2006; NAWAFLEH et al., 2016). A utilização de diferentes frequências de carga no mesmo ensaio de fadiga pode alterar o seu desfecho (NAWAFLEH et al., 2016). Dessa forma, no presente estudo, a frequência da ciclagem foi selecionada em 1,5 hertz por ser uma frequência que se assemelha com a frequência fisiológica humana (GILLINGS; GRAHAM; DUCKMANTON, 1973; HIIEMAE et al., 1996; WODA; MISHHELLANY; PEYRON, 2006; NAWAFLEH et al., 2016).

No presente estudo, foi realizada uma padronização de alto nível em todos os procedimentos, tais como: seleção dos dentes e suas dimensões, padronização dos preparos dentais realizados por um único operador e confecção da restauração por meio da cópia biogênica reproduzindo a anatomia oclusal do dente. Dessa forma, foi possível limitar consideravelmente a quantidade de variáveis e obter resultados significativos.

No que se refere aos resultados deste estudo em relação à resistência à fratura dos diferentes grupos após ciclagem mecânica (250.000 ciclos), os diferentes materiais restauradores não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, o que resulta em um comportamento mecânico semelhante entre os diferentes materiais restauradores testados. Todos os grupos, sendo eles dentes hígidos (G1) e dentes tratados com restaurações de *vonlays* dentais de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent) (G2) e compósito para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent) (G3) demonstraram tolerar forças mastigatórias e, portanto, são clinicamente aceitáveis.

Resultados semelhantes foram encontrados por Martins et al. (2023) em relação à resistência a carga de fratura de restaurações semidiretas de resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, St Paul, MN, EUA). Esse estudo avaliou a influência do tipo de preparo e da ciclagem mecânica na carga de fratura de restaurações posteriores semidiretas de resina composta com espessura de 1 mm. No referido trabalho foram analisados dentes não preparados e dentes com restaurações do tipo: preparo exclusivamente oclusal (*Table Top*), preparo oclusal com extensão bucal (*Veenerlay*) e preparo oclusal com chanfro nas superfícies proximal e vestibulo-lingual/palatina

(*Overlay*). O estudo concluiu que esses tipos de restaurações semidiretas apresentaram resistência à carga de fratura semelhante à dos dentes hígidos e foram capazes de suportar cargas mastigatórias funcionais, sendo ótimas opções restauradoras.

Um estudo clínico para avaliar o desempenho clínico de pré-molares restaurados com *vonlays* cerâmicos *versus onlays* usando critérios do USPHS modificado relativos à fratura, integridade marginal e descoloração marginal mostrou que, ao longo de um ano, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos, tendo, então, essas restaurações, um desempenho clínico bem-sucedido nesses critérios no período considerado (HAZZAA et al, 2023). Assim, as *vonlays* são opções de tratamento confiáveis com sucesso no desempenho clínico e podem efetivamente restaurar a estrutura perdida de forma conservadora. Porém, o estudo ressalta, a importância e necessidade de mais estudos clínicos randomizados e de longo prazo para avaliar o design de *vonlay* com diferentes materiais e espessuras.

Os resultados desse trabalho estão em concordância com os encontrados por Elsayed, Sherif, El-Khodary (2020), que, ao comparar a resistência à fratura de pré-molares restaurados com *vonlays* de IPS E.max e VITA Suprinity CAD (Vita Zahnfabrik, Germany), mostraram que os dois materiais apresentaram valores de resistência à fratura que são clinicamente aceitáveis e podem ser usados com segurança. Resultados similares também foram obtidos por Ahmed, Sami, El Khodary (2021), que, ao avaliar a resistência à fratura após o envelhecimento através de carga cíclica para simular 6 meses de uso clínico de pré-molares restaurados com *vonlays* realizadas com blocos de cerâmica Rosetta (SM, Hass, Gangneung, Korea) e IPS E.max CAD, constataram que as *vonlays* apresentam valores de resistência à fratura satisfatórios, sendo opções restauradoras de cobertura parcial confiável e conservadora que podem ser utilizada para restaurar dentes posteriores com defeitos oclusais e vestibulares.

Os resultados do presente trabalho são semelhantes aos obtidos por Gierthmuehlen et al. (2022), os quais avaliaram o efeito das espessuras da cerâmica, das superfícies de adesão (esmalte e dentina) e do desenho do preparo na sobrevivência à fadiga e na carga de falha de restaurações completas minimamente invasivas em pré-molares. Nesse estudo, todos os dentes receberam preparo total para faceta com diferentes espessuras oclusal/labial (0,8 mm; 0,6 mm; 0,4 mm) e restaurações de dissilicato de lítio IPS E.max Press (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foram cimentadas adesivamente, submetidas a carga mecânica cíclica (1,2 milhão de ciclos) e após expostas a uma única carga até a ruptura. Todas as restaurações grupos sobreviveram à fadiga, independentemente da espessura da cerâmica e excederam as forças mastigatórias fisiológicas. Dessa forma, os resultados do presente estudo estão em concordância com os de Gierthmuehlen et al. (2022), os quais mostraram que restaurações completas minimamente invasivas e desenho de preparo não retentivo resultaram em excelente desempenho clínico, sendo uma opção de tratamento minimamente invasiva confiável, viável e estética para dentes posteriores com defeitos oclusais e labiais.

Os resultados do presente estudo estão também em consonância com aqueles obtidos por Angerame et al. (2019), os quais avaliaram a resistência à fratura e a qualidade marginal de molares superiores restaurados com facetas oclusais de cobertura total de dissilicato de lítio vitrocerâmica IPS E.max CAD de 1 mm de espessura com dois designs de preparo, após envelhecimento termomecânico (1.250.000 ciclos) e posteriormente carregados até fraturar. Nesse estudo, todas as restaurações sobreviveram após a ciclagem e apresentaram valores de resistência à fratura satisfatórios e adaptação marginal promissora.

Os estudos do presente trabalho estão também em concordância com os resultados obtidos por Valenzuela et al. (2020), que, após a ciclagem mecânica facetas oclusais realizadas com IPS E.max CAD de 0,3mm e 0,6mm, também obtiveram 100% de sobrevivência. Esse estudo mostrou houve diferença estatística entre a espessura das facetas oclusais, tendo a espessura de 0,3 mm obtiveram carga de fratura significativamente maior do que as facetas oclusais com 0,6 mm de espessura. Dessa forma, pode-se concluir que espessuras finas possuem alta resistência, são seguras para esses tipos de restaurações e parecem ser uma opção promissora para uso clínico. Além disso, as falhas irreparáveis das restaurações no grupo de 0,6mm de E.max foram predominantes.

Estudo similar foi realizado por Andrade et al. (2018) com facetas oclusais e os resultados estão em concordância com os do presente estudo. O estudo desses autores avaliou a influência dos seguintes fatores materiais CAD/CAM: IPS E.max CAD, Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Germany) e Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) e espessura (0,6 mm e 1,5mm) após ciclagem mecânica em relação à resistência à fratura. Todos os grupos apresentaram resistência à fratura compatíveis a de dentes hígidos, independente da espessura. Além disso, os autores concluíram que, para situações de desgaste dental de superfícies oclusais, alternativas conservadoras como facetas oclusais com espessuras finas aparentam ser promissoras.

Os resultados desse trabalho apresentam similaridade com aqueles encontrados por Heck et al. (2019) que investigaram a resistência à fratura de facetas oclusais finas de espessura 0,3 mm e 0,5 mm sob carga mecânica cíclica, confeccionadas com os materiais CAD/CAM IPS Empress CAD, cerâmica de vidro reforçada com leucita, IPS E.max CAD, cerâmica de dissilicato de lítio, Lava Ultimate CAD/CAM e resina nanocerâmica. Os referidos os autores verificaram um desempenho semelhante entre os materiais IPS E.max CAD e Lava Ultimate CAD/CAM, sendo as facetas oclusais IPS Empress CAD menos resistentes que os outros materiais testados. Dessa forma, os resultados do trabalho de Heck et al., (2019), dão suporte aos resultados do presente trabalho no sentido de que materiais cerâmicos ou compósitos nanocerâmicos com uma espessura de camada ultrafina de 0,3 a 0,5 mm podem ser usados para restaurar defeitos oclusais submetidos a pressão.

Por outro lado, Mueller et al. (2023), avaliaram o comportamento das facetas oclusais fabricadas com cerâmica de dissilicato de lítio CAD/CAM e resina composta em testes de termo ciclagem e fadiga acelerada observaram que as restaurações de resinas compostas indiretas apresentaram melhor comportamento à fadiga em comparação ao dissilicato de lítio. Os resultados desses autores estão em consonância com aqueles obtidos descritos por Magne et al. (2010); Magne e Stanleya; Schlichting (2012) e podem ser justificados em função da menor resistência à flexão e menor módulo de elasticidade dos materiais para CAD/CAM à base de polímeros em comparação aos materiais cerâmicos, o que possibilita maior dissipação de tensões frente a cargas (STANLEYA; SCHLICHTING, 2012; AWADA; NATHANSON, 2015).

No presente trabalho, a análise da ocorrência de trincas após a ciclagem revelou maior ocorrência de trincas no G3 (Tetric - CAD) apresentando a presença de 44 trincas, após a ciclagem mecânica, seguido de G1 (Dente hígido) com 43 trincas e por último G2 (e,max CAD) com 30 trincas. Além disso, os resultados mostraram que todos os grupos com restaurações (G2 e G3) apresentaram mais trincas na face palatal após a ciclagem mecânica, sendo 15 trincas na face palatal no G2 e 16 trincas na face palatal no G3. Já o grupo de dentes hígidos (G1), apresentou maior ocorrência de trincas nas faces mesial (16 trincas) e distal (15 trincas) após a ciclagem. A maior

ocorrência de trincas na cúspide palatal nos dentes restaurados provavelmente está relacionada que a cúspide palatal possui menor volume estrutural que a cúspide vestibular. Porém, na análise estatística, constatou-se que não houve diferença estatística na presença de trincas entre os grupos.

A análise do modo da fratura após o teste de resistência à fratura mostrou que o modo de fratura III foi predominante em todos os grupos, tendo o G2 com 100% do modo de fratura III e G1 e G3 apresentando 60% e 70% respectivamente. Porém, ao avaliar o modo de fratura dos espécimes após teste de resistência à fratura, estatisticamente pode-se observar que não houve diferença estatística do modo de fratura entre os grupos. Sendo assim, todos os grupos se comportaram de forma semelhante. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Martins et al. (2023), que as restaurações do tipo *Veneerlay* confeccionadas de resina Filtek Z350 XT também apresentam a maior ocorrência de fraturas com envolvimento coronaradicular do dente, sendo consideradas fraturas catastróficas. Além disso, esses resultados também estão em concordância com aqueles obtidos por Elsayed, Sherif, El-Khodary (2020), nos quais que as *vonlays de IPS e.max CAD* apresentaram um maior número de fraturas consideradas catastróficas e irreparáveis, assim como com o estudo de Valenzuela et al. (2020), para o qual facetas oclusais confeccionadas com IPS e.max CAD de 0,6mm apresentaram maior ocorrência de fraturas irreparáveis.

As análises de MEV, mostraram padrões semelhantes de danos entre os diferentes grupos nas regiões da fratura. Para os grupos G1 e G2, observou-se a formação de uma fenda acarretando a fratura dos espécimes, sem a propagação de micro trincas. Já no grupo G3 observou-se a presença de micro trincas a partir da linha de fratura.

No presente estudo não houve diferença estatística entre a resistência à fratura, a presença de trincas e ao modo de fratura entre o G1 (Dente hígado), G2 (E.max CAD - Ivoclar Vivadent) e G3 (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent). Esses resultados podem ser atribuídos ao fato de que os materiais restauradores, resina e dissilicato de lítio para CAD/CAM apresentam melhores propriedades mecânicas, já que os blocos confeccionados para CAD/CAM apresentam maior resistência mecânica, devido ao baixo percentual de falhas intrínsecas, sendo então, os dois materiais de excelência. Estudos mostram que a resistência de resinas de CAD/CAM e outras propriedades foram comparadas a blocos cerâmicos sem consenso sobre qual material é superior (SULAIMAN T.A., 2020).

Os materiais restauradores cerâmicos avaliados no presente trabalho, proporcionam excelentes propriedades estéticas e de resistência. Eles exibem elevada resistência à flexão e alto módulo de elasticidade e essa combinação resulta em uma diminuição da capacidade de sofrer deformação. Adicionalmente esses materiais cerâmicos apresentam como vantagens uma elevada resistência à fratura e uma grande estabilidade de cor, contudo eles podem ser abrasivos para a dentição oposta sob certas condições. Já os materiais à base de resina apresentam uma alta resistência à flexão e baixo módulo de elasticidade, o que resulta em um aumento na capacidade de suportar cargas, possuindo desempenho satisfatório frente às cargas mastigatórias devido a maior capacidade de deformação elástica. Sendo assim estes materiais tendem a ser mais flexíveis. Além disso, as resinas compostas demonstraram ser menos abrasivas ao esmalte do dente antagonista. (AWADA, NATHANSON, 2015; BLACKBURN, RASK, AWADA, 2018).

Os resultados do presente estudo também podem ser explicados pelo desenho ideal do preparo do estudo e pela espessura adequada das restaurações cerâmicas e de resina com excelentes propriedades mecânicas. Outro fator a ser considerado é a forma do preparo que respeitou a anatomia natural do dente, permitindo uma melhor distribuição das tensões no momento do teste de carga de fratura. Em relação à espessura das *vonlays* dentais

fabricadas com IPS E.max CAD e Tetric CAD no presente estudo foi selecionado a espessura de 0,5 mm para reproduzir restaurações ultrafinas. O fabricante do IPS E.max CAD e Tetric CAD recomenda uma espessura mínima de 1,5 mm para restaurações oclusais e vestibulares, porém estudos anteriores utilizando metodologias semelhantes do presente estudo, avaliaram diferentes espessuras das restaurações, apresentando valores elevados de carga de fratura com espessuras finas de restauração. Assim, visando reduzir o desgaste da estrutura dentária, o presente estudo testou espessuras menores para a região oclusal e vestibular e os resultados mostraram que *vonlays* dentais ultrafinas parecem ser uma opção promissora para uso clínico, visando a restaurar o dente com preparos minimamente invasivos (HECK et al., 2019; VALENZUELA et al., 2020; MUELLER et al., 2023).

Testes laboratoriais que simulam as condições clínicas e avaliam as propriedades biomecânicas dos materiais restauradores, principalmente em um ambiente de simulação de mastigação, são relevantes, porquanto fornecem avaliações rápidas e valiosas sobre o comportamento biomecânico dos materiais e técnicas restauradoras e respondem a uma primeira estimativa relacionada à eficiência do material como restauração. Dessa forma, esses testes devem simular as condições bucais de forma mais semelhante e adequada à cavidade bucal, assim como o realizado no presente estudo (DELONG 1983; VANHERLES; BRAEMT; LAMBRECHTST, 1994; NAWAFLEH et al., 2016; BONFANTE, COELHO, 2016). Porém, as avaliações clínicas de longo prazo representam a última e mais válida forma de avaliação dos materiais e das técnicas restauradoras, e são a melhor forma para avaliar o desempenho dos materiais dentário. Entretanto as avaliações clínicas são onerosas, requerem um período longo de avaliação, mais operadores e examinadores, assim como a necessidade de colaboração dos participantes e envolve questões éticas (BONFANTE, COELHO, 2016). Portanto, estudos clínicos randomizados de longo prazo são necessários para melhor avaliação sobre o comportamento mecânico das *vonlays dentais* a longo prazo e comparar os diferentes materiais restauradores.

Sendo assim, com base nos resultados deste estudo laboratorial, as *vonlays dentais* realizadas com E.max. CAD e Tetric CAD demonstraram resultados estatisticamente semelhantes em relação a resistência à fratura aos dentes hígidos, em relação a ocorrência e propagação de trincas e modo de fratura. Dessa forma, esse trabalho demonstra que a estratégia de restaurações de *vonlays* dentais ultrafinas em dentes posteriores apresenta resultados satisfatórios e promissores, sendo, então, uma opção restauradora de menor desgaste dental, efetiva e de excelência nesses requisitos testados no trabalho.

## 6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados encontrados nesse estudo, é possível concluir que os materiais restauradores testados (IPS e.max CAD e Tetric CAD) apresentaram comportamentos mecânicos semelhantes quanto à resistência à fratura após ciclagem mecânica, propagação de trincas e modo de fratura. Além disso, pode-se concluir que as restaurações de *vonlays* dentais realizadas com apresentaram resultados que se equiparam aos dentes hígidos. Sendo assim, restaurações do tipo *vonlays* dentais realizadas com IPS e.max CAD e Tetric CAD, podem substituir a estrutura dental perdida de forma segura e efetiva, tendo comportamentos semelhantes aos dentes hígidos nos requisitos de resistência à fratura após ciclagem de 250 mil ciclos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE, J.P et al. Effect of Different Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Materials and Thicknesses on the Fracture Resistance of Occlusal Veneers. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 5, p. 539-548, 2018.

ANGERAME, D. et al. Influence of preparation designs on marginal adaptation and failure load of full-coverage occlusal veneers after thermomechanical aging simulation. **Journal of Esthetic Restorative Dentistry**, v. 31, n.3, p. 280-289, 2019.

AHMED, Mahmoud Showky Mohammed; SAMI, Rasha Nabil; EL KHODARY, Noha Adel. Fracture resistance under cyclic loading of lithium disilicate vonlays versus rosetta vonlays restoring premolars (in vitro study). **Journal of Medical & Pharmaceutical Sciences**, v 5. 5, n. 4, p. 65-80, 2021.

AWADA, A.; NATHANSON, D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 4, p. 587–593, 2015.

BATALHA-SILVA, S. et al. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. **Dental Materials**, v. 29, n. 3, p. 324–331, 2013.

BLACKBURN, C., RASK, H., & AWADA, A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 119, n. 6, p. 954–958, 2018.

BHARATHI, M. et al. Stress distribution pattern in endodontically treated mesio occlusally involved premolars restored with ceramic onlay, vonlay and full crown restorations. **Journal of Dental and Medical Sciences**, v. 21, n. 5, p. 58-66, 2022.

BOITELLE, P; MAWUSSI, B; TAPIE, L. A systematic review of CAD/CAM fit restorations evaluations. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 41, n. 11, p. 853-74, nov 2014

BURKE FJ, WILSON NH, WATTS DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. **Operative dentistry**, v.18, n.6, p. 230-6, 1993.

BONFANTE, E. A; COELHO, P. G. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. **Advances in dental research**, v. 28, n. 1, p. 18–27, 2016.

BOUKHRIS,H et al. Veneerlays: A suitable Conservative Approach for Restoring Posterior Teeth. **International Journal Dental and Medical Sciences Research**, v. 2, n. 6, p. 15-19, 2018.

CASTRO, L. F. E et al. In Vitro Evaluation of Physical and Mechanical Properties of Light-Curing Resin Cement: A Comparative Study. **European Journal of Dentistry**, v. 14, n. 1, p. 152–156, 2020.

CHO, S-H. et al. Effect of Different Thicknesses of Pressable Ceramic Veneers on Polymerization of Light-cured and Dual-cured Resin Cements. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 16, n. 5, p. 347-352, 2015

DARTORA G., et al. Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: fatigue performance and stress distribution. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 100, 2019.

DRANCOURT N., et al. Comprehensive CAD/CAM Prosthetic Rehabilitation Management in a Young Patient with Agenesis: A Case Report. **Healthcare**, v. 10, n. 2, 2022.

DELONG R., D. W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. **Journal of Dentistry Research**, v. 62, n. 1, p. 32–36, 1983.

DONOVAN, T, et al. Contemporary diagnosis and management of dental erosion. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v.33, n.1, p. 78-87, 2021.

ELSAYED, M., SHERIF, R., EL-KHODARY, N. Fracture resistance of Vita suprinity versus IPS e. max CAD vonlays restoring premolars (An in vitro study). **International Journal of Applied Dental Sciences**, v.6, n.3, p. 734-741, 2020.

FERRARIS, F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. **The International Journal of Esthetic Dentistry**, v.12, n.4, 482–502, 2017.

FRON CHABOUIS H., SMAIL FAUGERON V., ATTAL J.P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. **Dental Materials**, v.29, n.12, p. 1209-1218, 2013.

FURUSE, A.Y. et al. Delayed Light Activation Improves Color Stability of Dual-Cured Resin Cements. **Journal of Prosthodontics**, v. 27, n. 5, p. 449-455, 2016.

GARAIZABAL, A.A. et al. Fracture Resistance of Partial Indirect Restorations Made With CAD/CAM Technology. A Systematic Review and Meta-analysis. **Journal of Clinical Medicine**, v.11, n.8, 2019.

GIERTHMUEHLEN PC, et al. Posterior minimally invasive full-veneers: Effect of ceramic thicknesses, bonding substrate, and preparation designs on failure-load and -mode after fatigue. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 34, n.1, p. 145-153, 2022.

GOLDSTEIN R. Etched porcelain restorations: veneers and inlays/onlays. **Esthetics in Dentistry**, v. 1. n. 1, 1998.

GUERRA, L et al. Fracture Load of Molars Restored with Bulk-fill, Flowable Bulk-fill, and Conventional Resin Composite After Simulated Chewing. **Operative dentistry**, v. 48, n. 3, p. 294-303, 2023.

HAZZAA, Mohamed A. et al. Clinical Outcomes of Premolars Restored with Ceramic Vonlay Restorations versus Onlay Using Modified USPHS Criteria (Randomized Clinical Trial). **Journal of Pharmaceutical Negative Results**, v. 14, n.3, p. 1010-1021, 2023

HECK, K. et al. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. **Dental Materials**, v. 35, n. 10, p. 1370-1377, 2019.

HERNÁNDEZ, N.A. et al. Clinical Behavior of Ceramic, Hybrid and Composite Onlays. A Systematic Review and Meta-Analysis. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 19, n.17, 2020.

KELLY, J. R. et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. **Dental Materials**, v. 33, n. 11, p. 1192–1204, 2017.

LINHARES L.A., POTTMAIER L.F., LOPES G.C. Fracture resistance of veneers in premolars. **European Journal of Dentistry**, n. 12, v. 2, p. 191-198, 2018.

LOHBAUER, U. et al. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. **Dental Materials**, v. 19, n. 5, p. 435–440, 2003.

LOOMANS, B. et al. Severe Tooth Wear: European Consensus Statement on Management Guidelines. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 19, n. 2, p. 111-119, 2017

MAGNE, P. et al. In Vitro Fatigue Resistance of CAD/CAM Composite Resin and Ceramic Posterior Occlusal Veneers. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 3, p. 149–157, 2010.

MAGNE, P.; STANLEY, K.; SCHLICHTING, L.H. Modeling of Ultrathin Occlusal Veneers. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Material**, v. 28, n. 7, p. 777–782, 2012.

MARTINS, WELLINGTON FERREIRA et al. Fracture load and failure mode of semi-direct resin composite occlusal veneers: Influence of design and mechanical cycling. **Journal of the Mechanical behavior of Biomedical Materials**, v.144, p.1-8, 2023.

- MCLAREN, E.A; FIGUEIRA, J, GOLDSTEIN, R. E. Vonlays: a conservative esthetic alternative to full-coverage crowns. **The Compendium of Continuing Education**, v.36, n.4, p. 282-289, 2015
- MORIMOTO, S. et al. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. **Journal of Dental Research**, v. 95, n. 9, p. 985-994, 2016.
- MOOKHTIAR, H., et al. Vonlay; A Paradigm Shift in Post Endodontic Restoration: A Case Report. **International Journal of Advanced Research in Dental and Medical Sciences**, v. 9, n. 11, p. 1-4, 2022.
- MUELLER, B., et al. Effect of immediate dentin sealing on load-bearing capacity under accelerated fatigue of thin occlusal veneers made of CAD-CAM glass-ceramic and resin composite material. **Dental materials**, v. 39, n. 4, p. 372–382, 2023.
- MUTS, E.J et al. Tooth wear: a systematic review of treatment options. **The Journal of prosthetic dentistry**, v.. 112, n.4, 752-9, 2014.
- NAIK, VB. Et al. Comparative evaluation of clinical performance of ceramic and resin inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta analysis. **Journal of Conservative Dentistry**, v. 25, n.4, p. 347-355, 2022.
- NAWAFLEH, N. et al. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. **Journal of Prosthodontics**, v. 25, n. 2, p. 116–126, 2016.
- NOTA, A. et al. Correlation between Bruxism and Gastroesophageal Reflux Disorder and Their Effects on Tooth Wear. A Systematic Review. **Journal of Clinical Medicine**, v. 11, n.4, 1107, 2022.
- POLITANO, G., VAN MEERBEEK, B., PEUMANS, M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. **The Journal of Adhesive Dentistry**,v.20, n.6, p. 495–510, 2018.
- SALEM, Z.M.; SHAKAL, M.A.A; EL-DESSOUKY, R.A. Comparative evaluation of the marginal fitness of vonlay nanoceramic hybrid restorations using different computer-aided imaging techniques: an in-vitro study. **Tanta Dental Journal**, v. 20, n. 1, p. 20-26, 2023.
- SAMPAIO, F.B.W.R. et al. Effects of manufacturing methods on the survival rate of ceramic and indirect composite restorations: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 31, n. 9, p. 561-571, 2019.
- SHIBATA, S. et al. Influence of walls thickness on the fatigue resistance of molars restored with inlays. **Dental Materials**, v. 28, n. 1, p. 69, 2012.

SCHLICHTING, L.H. et al. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 105, n. 4, p. 217–226, 2011.

SOUZA, G. et al. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. **Journal of Applied Oral Science**, v. 23, n. 4, p. 358-68, 2015.

SULTAN, S et al. Minimally Invasive Posterior Full Crown Competitors: Onlays, Occlusal Veneers, Vonlays and Endocrowns: A Review and Proposed Classification. **Journal of International Dental and Medical Research**, v. 14, n. 4, p. 1617-1622, 2021.

SULAIMAN T.A. Materials in digital dentistry-A review. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v.32, n.2, p. 171-181, 2020.

VALENZUELA, E. B. S. et al. Fracture load of CAD / CAM ultrathin occlusal veneers luted to enamel. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**. p. 1-6, set. 2020.

VANHERLES, G.; BRAEMT, M.; LAMBRECHTST, P. Clinical relevance of laboratory fatigue studies of laboratory fatigue. **Journal of Dentistry**, p. 97–102, 1994.

VARMA, S., PREISKEL, A., & BARTLETT, D. The management of tooth wear with crowns and indirect restorations. **British Dental Journal**, v.224, n.5, p. 343–347, 2018.

VENEZIANI, M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. **The International Journal of Esthetic Dentistry**, v.12, n.2, p. 204–230, 2017.

WETSELAAR, P; LOBBEZOO, F. The tooth wear evaluation system: a modular clinical guideline for the diagnosis and management planning of worn dentitions. **Journal of Oral Rehabilitation**, v 43, n. 1, 69-80, 2016.

## ANEXO A

## Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Resistência à fratura de vonlays confeccionadas com diferentes materiais após ciclagem mecânica

**Pesquisador:** Sylvio Monteiro Junior

**Área Temática:**

**Versão:** 4

**CAAE:** 63420122.5.0000.0121

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Santa Catarina

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 5.895.713

**Apresentação do Projeto:**

As informações que seguem e as elencadas nos campos "Objetivo da pesquisa" e "Avaliação dos riscos e benefícios" foram retiradas do arquivo PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO\_1977023.pdf, de 05/02/2023, preenchido pelos pesquisadores. Segundo os pesquisadores: "Restaurações extensas em dentes posteriores que necessitam do envolvimento da face oclusal e vestibular por questões funcionais e estéticas são procedimentos frequentemente realizados nos consultórios odontológicos. Com a diversa gama de materiais restauradores torna-se essencial avaliar e comparar as opções de técnicas e materiais restauradores na busca de excelentes resultados mecânicos. O objetivo deste estudo in vitro será comparar a resistência à fratura de vonlays dentais confeccionados em dentes posteriores com diferentes materiais. Serão selecionados 30 terceiros molares extraídos hígidos, os quais serão divididos em três grupos (n=10) de acordo com o material restaurador, sendo G1: Restauração com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent) cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink N - Ivoclar Vivadent); G2: Restauração com resina para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent) cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink N - Ivoclar Vivadent) e G3: Dentes hígidos. Todos os dentes serão moldados com silicone de adição para guiar os preparos dentais. Será realizado o preparo dental no término cervical com a profundidade de 0,5 mm e o preparo oclusal será de 2 mm da cúspide funcional em toda a extensão. Previamente à realização dos preparos dentais, os dentes serão escaneados por meio do scanner CEREC Omnicam (Versão SW .4.4) para a confecção

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vítor Lima, nº 222, sala 701  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 5.895.713

das restaurações finais e após a realização dos desgastes dentais, os preparos serão escaneados para a realização das restaurações pelo sistema CAD/CAM (CEREC MC XL - Sirona). Após a confecção de todas as restaurações dentais, todas as peças serão preparadas de acordo com as indicações do fabricante e será realizado o condicionamento dos substratos dentais e a cimentação das peças. A cimentação será realizada com o cimento resinoso dual na cor transparente. Os espécimes serão submetidos à ciclagem mecânica (SD Mechatronic GmbH) com uma carga de 100 N e frequência de 1.5 Hz por 250.000 ciclos. Todos os espécimes serão avaliados para detectar a presença e a propagação de trincas no esmalte antes e após a ciclagem mecânica usando transluminador com luz LED. Na sequência, os espécimes serão submetidos a uma força

compressiva em uma máquina de testes universais (DL2000, EMIC) até a fratura. A carga máxima da fratura de cada espécime será mensurada (N) e os tipos de fratura serão classificados abaixo ou acima da junção cimento-esmalte (CEJ). Posteriormente, espécimes (n=3) representativos de cada grupo serão selecionados para a avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV) para a avaliação da superfície de fratura. Os dados serão analisados estatisticamente com a Análise de Variância (ANOVA) e teste post hoc."

#### METODOLOGIA

"Serão selecionados 30 terceiros molares extraídos hígidos, os quais serão divididos em três grupos (n=10) de acordo com o material restaurador, sendo G1: Restauração com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD - Ivoclar Vivadent) cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink N - Ivoclar Vivadent); G2: Restauração com resina para CAD/CAM (Tetric CAD - Ivoclar Vivadent) cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink N - Ivoclar Vivadent) e G3: Dentes hígidos. Todos os dentes serão moldados com silicone de adição para guiar os preparos dentais.

Será realizado o preparo dental no término cervical com a profundidade de 0,5 mm e o preparo oclusal será de 2 mm da cúspide funcional em toda a extensão. Previamente à realização dos preparos dentais, os dentes serão escaneados por meio do scanner CEREC Omnicam (Versão SW .4.4) para a confecção das restaurações finais e após a realização dos desgastes dentais, os preparos serão escaneados para a realização das restaurações pelo sistema CAD/CAM (CEREC MC XL - Sirona). Após a confecção de todas as restaurações dentais, todas as peças serão preparadas de acordo com as indicações do fabricante e será realizado o condicionamento dos substratos dentais e a cimentação das peças. A cimentação será realizada com o cimento resinoso dual na cor transparente. Os espécimes serão submetidos à ciclagem mecânica (SD Mechatronic GmbH) com

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 701  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 5.895.713

uma carga de 100 N e frequência de 1.5 Hz por 250.000 ciclos. Todos os espécimes serão avaliados para detectar a presença e a propagação de trincas no esmalte antes e após a ciclagem mecânica usando transluminador com luz LED. Na sequência, os espécimes serão submetidos a uma força compressiva em uma máquina de testes universais (DL2000, EMIC) até a fratura. A carga máxima da fratura de cada espécime será mensurada (N) e os tipos de fratura serão classificados abaixo ou acima da junção cimento-esmalte (CEJ). Posteriormente, espécimes (n=3) representativos de cada grupo serão selecionados para a avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV) para a avaliação da superfície de fratura. Os dados serão analisados estatisticamente com a Análise de Variância (ANOVA) e teste post hoc."

**CRITÉRIOS DE INCLUSÃO** "Terceiros molares hígidos serão coletados, extraídos por motivos alheios ao estudo"

**Objetivo da Pesquisa:**

Segundo os pesquisadores:

Objetivo Primário:

Avaliar in vitro a resistência à fratura de molares restaurados com vonlays dentais confeccionados com diferentes materiais após ciclagem mecânica.

Objetivo Secundário:

- Comparar a resistência à fratura de dentes restaurados com vonlays dentais confeccionados à base de dissilicato de lítio, compósito para CAD/CAM após ciclagem mecânica.
- Avaliar a sobrevivência de todos os espécimes após a ciclagem mecânica com 250 mil ciclos.
- Analisar a formação de trincas promovidas após a ciclagem mecânica.
- Avaliar os diferentes modos de falhas promovidas pelo teste de resistência à fratura.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:** Os voluntários submetidos ao procedimento cirúrgico para a extração dentária podem apresentar edema, dor ou trismo. Porém o adequado preparo do paciente, manejo cuidadoso dos tecidos, controle da hemostasia e adequadas instruções pós operatórias reduzem o índice de complicações. Vale ressaltar que a pesquisa laboratorial será realizada em dentes cuja extração está indicada.

**Benefícios:** Para o paciente, observa-se como vantagem a melhoria da saúde bucal e conseqüentemente saúde geral. Para a população observa-se maior conhecimento científico no âmbito da saúde bucal.

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 701  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 5.895.713

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Informações retiradas primariamente do formulário com informações básicas sobre a pesquisa, gerado pela Plataforma Brasil e/ou do projeto de pesquisa e demais documentos postados, conforme lista de documentos e datas no final deste parecer.

Tese de doutorado de Luiza Guerra, programa de pós-graduação em Odontologia da UFSC, orientado por Sylvio Monteiro Junior.

Estudo nacional e unicêntrico, prospectivo.

Financiamento: próprio

País de origem: Brasil

Número de participantes no Brasil: 30 Número de participantes no mundo: 30 Previsão de início do estudo: 02/01/2023 Previsão de término do estudo: 30/11/2023

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Apresenta TCLE.

**Recomendações:**

Este CEP aceita documentos assinados escaneados e documentos com assinatura digital sem questionar ou verificar a sua autenticidade. Isso pressupõe que o pesquisador responsável (ou seu delegado), que carregou o documento na Plataforma Brasil ao fazer o acesso com nome de usuário e senha, responsabiliza-se pela sua autenticidade e por eventuais consequências decorrentes dessa situação. Recomendamos aos pesquisadores que, para fins de eventual verificação, guardem em seus arquivos todos os documentos originais assinados manual ou digitalmente.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Os pesquisadores apresentaram nova versão do TCLE, a qual está adequada.

Não apresenta pendências e/ou inadequações.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Lembramos que a presente aprovação (versão projeto 05/02/2023 e TCLE 05/02/2023) refere-se apenas aos aspectos éticos do projeto. Qualquer alteração nestes documentos deve ser encaminhada para avaliação do CEP/SH. Informamos que obrigatoriamente a versão do TCLE a ser utilizada deverá corresponder na íntegra à versão vigente aprovada.

Lembramos aos senhores pesquisadores que o CEP/SH/UFSC deverá receber, por meio de notificação, os relatórios parciais sobre o andamento da pesquisa e o relatório completo ao final do estudo.

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 701  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 5.895.713

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1977023.pdf	05/02/2023 22:06:51		Aceito
Outros	CartaComite050223.pdf	05/02/2023 22:06:08	Sylvio Monteiro Junior	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto0502.pdf	05/02/2023 22:05:37	Sylvio Monteiro Junior	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEcorrigido0502.pdf	05/02/2023 22:04:00	Sylvio Monteiro Junior	Aceito
Folha de Rosto	Folha_De_Rosto_Comite_de_Etica_Luiza_Guerra_assinadoPDF.pdf	10/11/2022 00:28:10	Sylvio Monteiro Junior	Aceito
Outros	Declaracao_coleta_dentes.pdf	01/11/2022 22:34:29	Sylvio Monteiro Junior	Aceito
Outros	Declaracaousequipamentos.pdf	01/11/2022 22:33:01	Sylvio Monteiro Junior	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	DeclaracaoUFSC.pdf	18/09/2022 12:57:12	Sylvio Monteiro Junior	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

FLORIANOPOLIS, 15 de Fevereiro de 2023

Assinado por:  
Luciana C Antunes  
(Coordenador(a))

**Endereço:** Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 701  
**Bairro:** Trindade **CEP:** 88.040-400  
**UF:** SC **Município:** FLORIANOPOLIS  
**Telefone:** (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**  
**CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**  
**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO – CLÍNICA ODONTOLÓGICA**

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Prezado (a) participante da pesquisa, você está sendo convidado a participar de uma pesquisa de doutorado intitulada “**Resistência à fratura de *vonlays* dentais confeccionados com diferentes materiais e cimentadas com diferentes cimentos após ciclagem mecânica**” que tem como objetivo avaliar a resistência à fratura de dentes posteriores restaurados com *vonlays* dentais confeccionados com diferentes materiais e cimentadas com diferentes agentes cimentantes.

As informações contidas neste documento foram fornecidas por Luiza Guerra, sob orientação do Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior, com objetivo de firmar por escrito que o(a) participante da pesquisa autoriza a participação, cedendo seus dentes extraídos.

A extração do(s) dente(s) em decorrência de indicação cirúrgica será realizada e você não é obrigado a participar da cessão do(s) dente(s). Sendo assim, a autorização da cessão do(s) órgão(s) dentário(s) para pesquisa deve ser de livre e espontânea vontade.

I. Título da Pesquisa:

“Resistência à fratura de *vonlays* dentais confeccionados com diferentes materiais e cimentadas com diferentes cimentos após ciclagem mecânica”.

Esta pesquisa está vinculada à Universidade Federal de Santa Catarina, tendo sido submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos.

II. Pesquisador Responsável:

Luiza Guerra - Cirurgiã Dentista CRO/SC 14124

Telefone: (48) 99979-4756 / E-mail: contato@draluizaguerra.com.br

### III. Justificativa

A pesquisa “Resistência à fratura de *vonlays* dentais confeccionados com diferentes materiais e cimentadas com diferentes cimentos após ciclagem mecânica” visa avaliar a resistência à fratura de restaurações dentais do tipo *vonlays* realizadas com diferentes materiais restauradores e cimentados com diferentes cimentos em terceiros molares após ciclagem mecânica para verificar a longevidade dessas restaurações.

### IV. Riscos

Você realizará uma cirurgia para a retirada de um dente, o que pode gerar dor, sangramento e inchaço. Essa cirurgia não possui relação com a presente pesquisa, já que o seu dente será extraído por outro motivo e ele seria descartado ou armazenado por você após a retirada. A quebra de sigilo, ainda que involuntária e não intencional, deve ser considerada. Contudo, pretendemos garantir a manutenção do sigilo e da privacidade da sua participação durante todas as fases da pesquisa por meio da anonimização dos dados.

### V. Benefícios

**Você não terá benefícios diretos, além da realização da extração dentária. Mas terá como vantagem a melhoria da saúde bucal e, conseqüentemente, da saúde em geral. Além disso, terá benefícios indiretos:** auxílio no avanço da ciência e contribuição para a pesquisa em questão. Ainda, você estará contribuindo para a compreensão e para a produção de conhecimento científico sobre o tema restaurações do tipo *vonlays* dentais.

### VI. Esclarecimentos

Você poderá solicitar informações ou esclarecimentos sobre o andamento da pesquisa a qualquer momento com o pesquisador responsável (Item II).

Você terá acompanhamento do tratamento cirúrgico pelo profissional que realizará a cirurgia e, posteriormente à **cessão** do(s) elemento(s) dentário(s), se houver necessidade de contato, será acompanhado pela profissional pesquisadora Cirurgiã Dentista Luiza Guerra.

Você poderá se retirar do estudo a qualquer momento, sem qualquer tipo de constrangimento.

O dente extraído será utilizado somente neste trabalho, não servindo para nenhum outro propósito. **Após a realização deste trabalho, o material biológico será destinado e descartado no lixo biológico.**

Não haverá nenhum tipo de custo/despesa relacionado à pesquisa, já que eventuais despesas provenientes deste estudo possuem garantia de ressarcimento, e possíveis eventuais danos de natureza material ou imaterial também serão indenizados, conforme legislação vigente e amplamente consubstanciada (Resolução 466/12, item IV.3.g e Resolução 510/16, Art. 17, inciso VII).

#### VII. Sigilo

Os pesquisadores serão os únicos a ter acesso aos dados do **participante da pesquisa**.

A sua identidade será preservada. Cada elemento dental será identificado por uma letra e essa identificação será vinculada a este TCLE. Por se tratar de um órgão do corpo humano (dente), este deve ser identificado dando plena liberdade ao **participante da pesquisa** à possibilidade de se desvincular da pesquisa em qualquer momento.

#### VIII. Liberdade de recusar ou retirar consentimento

Sua participação não é obrigatória, de modo que você pode retirar-se do estudo e não permitir a utilização dos dados em qualquer momento da pesquisa sem ter que apresentar qualquer justificativa e sem haver punição. Nesse caso, você deverá informar a retirada ao pesquisador responsável por meio dos contatos fornecidos no item II. Essa pesquisa e este termo atendem à Resolução CNS 466/2012 e o projeto conta com aprovação do CEPESH/UFSC.

Este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo CEPESH/UFSC, foi redigido em duas vias que deverão ser rubricadas em todas as suas páginas e assinadas, ao seu término, pelo participante da pesquisa, assim como pelo pesquisador responsável. Uma via será destinada ao participante da pesquisa e outra do pesquisador responsável. Qualquer dúvida deve ser comunicada ao pesquisador responsável (item II) e/ou ao CEPESH/UFSC.

CEPSH (Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - UFSC) – É um órgão colegiado interdisciplinar, deliberativo, consultivo e educativo, vinculado à Universidade Federal de Santa Catarina, mas independente na tomada de decisões, criado para defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

**ENDEREÇO:**

Rua Desembargador Vitor Lima, no 222, 4o Andar, sala 701- Prédio Reitoria II, Trindade, Florianópolis/SC – Brasil. CEP: 88.040-400 - E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br - TELEFONE: (48)37216094.

**NOME DA PESQUISADORA PARA CONTATO**

Luiza Guerra - Telefone: (48) 99979-4756 - E-mail: contato@draluizaguerra.com.br

**ENDEREÇO: Campus Reitor João David Ferreira Lima – Centro de Ciências da Saúde (CCS) – Departamento de Odontologia – Sala Dentística - Florianópolis/SC**

---

ASSINATURA DA PESQUISADORA  
RESPONSÁVEL

Luiza Guerra

---

ASSINATURA DO PESQUISADOR ORIENTADOR

Sylvio Monteiro Junior

**TERMO DE CESSÃO**

Eu, \_\_\_\_\_, estou cedendo os dentes que foram extraídos por motivo alheio à pesquisa. Os dentes foram cedidos e serão usados exclusivamente para esta pesquisa e a Resolução CNS 466/2012 será respeitada.

---

ASSINATURA DO PARTICIPANTE DA PESQUISA

---

ASSINATURA DA PESQUISADORA RESPONSÁVEL

Luiza Guerra

---

ASSINATURA DO PESQUISADOR ORIENTADOR

Sylvio Monteiro Junior

**Local:**

**Data:**