



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

ELISA DONÁRIA ABOUCAUCH GRASSI

**EFEITO DA ELEVAÇÃO DA MARGEM GENGIVAL E DO
MATERIAL RESTAURADOR NO COMPORTAMENTO EM
FADIGA E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO DE MOLARES
RESTAURADOS COM INLAYS MOD**

ELISA DONÁRIA ABOUCAUCH GRASSI

**EFEITO DA ELEVAÇÃO DA MARGEM GENGIVAL E DO MATERIAL
RESTAURADOR NO COMPORTAMENTO EM FADIGA E
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO DE MOLARES RESTAURADOS COM
INLAYS MOD**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de Materiais Reabilitadores Protéticos.

Orientador: Prof. Assoc. Guilherme de Siqueira F. A. Saavedra

Coorientador: Prof. Assoc. Eduardo Bresciani

São José dos Campos

2021

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2021]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Grassi, Elisa Donária Aboucauch

Efeito da elevação da margem gengival e do material restaurador no comportamento em fadiga e distribuição de tensão de molares restaurados com inlays mod / Elisa Donária Aboucauch Grassi. - São José dos Campos : [s.n.], 2021.

89 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2021.

Orientador: Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Coorientador: Eduardo Bresciani

1. Falha de restauração dentária. 2. Porcelana dentária. 3. Resinas compostas. 4. Restaurações intracoronárias. 5. Análise de elementos finitos. I. Saavedra, Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni, orient. II. Bresciani, Eduardo, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Tit. Jamil Awad Shibli

Universidade de Guarulhos

Programa de Pós Graduação em Odontologia

Campus de Guarulhos

Profa. Assoc. Taciana Marco Ferraz Caneppele

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 09 de Março de 2021.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho às minhas avós, **Tereza** e **Renata**, que mesmo em outro plano, representam a maior fonte de amor e incentivo na minha vida.

À minha mãe, **Fátima**, por ser essa mulher forte que sempre faz o possível e o impossível para me ver feliz. Obrigada por ser esse grande exemplo de caráter e fibra. Mãe, você é meu alicerce. Eu te amo!

Ao meu pai, **Sauro**, por me ajudar e oferecer todo o suporte necessário para que eu pudesse concluir essa e tantas outras fases. Obrigada por mergulhar comigo nessa aventura e me ensinar tantas coisas! Esse processo todo só demonstra que juntos, somos mais fortes. Eu te amo!

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, **Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, por ser o motivo de eu ter ingressado nessa jornada. Esse sem dúvida foi o período de maior crescimento e aprendizado na minha vida e eu devo muito a você. Obrigada por ser essa pessoa tão necessária para a Odontologia atual e futura, e por dividir seu conhecimento conosco. Agradeço por me fazer crescer, acima de tudo!

Ao meu amigo, **Guilherme Schmitt de Andrade**, por acreditar em mim quando eu mesma não acreditava. Você ressignificou a palavra amizade na minha vida. Obrigada por me ensinar tanto e tirar sempre o melhor que eu posso fazer, ou ser. Certamente, a sociedade ganha um excelente professor. E eu, um grande mestre e amigo. Que mundo possa contar com pessoas que tenham um coração tão bom quanto o seu, disposto a ajudar qualquer um que precise. Você é voraz e tenho certeza de que o destino te guarda as melhores coisas.

Agradeço ao meu coorientador, **Prof. Dr. Eduardo Bresciani**, por nos ajudar a viabilizar todo o trabalho e ser tão solícito e querido durante o processo.

Ao **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**, sou muito grata por me apresentar à bioengenharia, por ser esse professor parceiro e por tirar tantas risadas em momentos difíceis. Obrigada por todas as oportunidades que você me deu durante o mestrado, eu nunca vou me esquecer.

Aos professores, **Prof. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Junior** e **Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior**, por me proporcionarem a oportunidade de participar do projeto “Dentaduras”. Desenvolver um ambiente com cumplicidade e amizade é o que torna esse projeto tão especial, assim como vocês.

Ao **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino** e à **Profa. Dra. Renata Marques de Melo Marinho**, por todo o apoio e incentivo para que o programa seja cada vez melhor.

Agradeço à banca examinadora, **Prof. Tit. Jamil Awad Shibli** e **Profa. Assoc. Taciana Marco Ferraz Caneppele** por aceitarem esse convite. É uma honra poder contar com profissionais tão excelentes e, acima de tudo, pessoas que eu detenho uma imensa admiração.

À **Prof. Dra. Nathalia de Carvalho Ramos** e ao **Prof. Dr. João Paulo Mendes Tribst**, por todo o trabalho que vocês desenvolveram nesse projeto e por contribuírem na minha formação. Vocês são essenciais para o programa, muito obrigada!

Ao **Prof. Assoc. Luiz Felipe Valandro** e ao **Dr. Renan Vaz Machry**, pela parceria e por fazerem toda a diferença no enriquecimento da metodologia, na qualidade e nos resultados do nosso trabalho. Obrigada por tanto!

A todos os **professores e professoras** que contribuíram para a minha formação, meus sinceros agradecimentos.

Agradeço à **Adriana Roberta Rondina**, por se dispor a me ajudar e me oferecer tanto suporte durante o processo. Obrigada por compartilhar, desde sempre, tantos conhecimentos e contribuir para a minha formação. Você é um grande exemplo, muito obrigada!

Agradeço à minha comunidade, **São Francisco de Assis**, que é minha maior família, por serem parte fundamental de todo o meu crescimento. Vocês são essenciais na minha vida, muito obrigada. Eu amo muito vocês!

Aos meus irmãos, **Lucas e Martina**, e toda a minha **família e amigos**, por tornarem a vida mais leve. Todo o meu amor por vocês!

Agradeço aos **servidores e funcionários** do programa de Pós-Graduação, por estarem sempre dispostos a nos ajudar e realizarem um trabalho tão maravilhoso. Sem vocês, não somos nada.

Agradeço ao **Prof. Dr. Tiago Moreira Bastos Campos**, por sempre se dispor a nos ajudar e ser um exemplo tão grande de dedicação e inteligência. Temos muita sorte em tê-lo no programa e em poder aprender tanto contigo.

Ao **Dr. Marcelo Melo**, que me ajudou muito no fornecimento dos dentes extraídos para a pesquisa, e que representa um grande exemplo como profissional e amigo. Desejo que o mundo tenha mais pessoas como você.

Muito obrigada!

Agradeço aos meus amigos de São José dos Campos, **Tabata do Prado Sato, Cláudio Moreira, Ana Beatriz Gomes, Alana Barbosa, Bárbara Fernandes, Joyce Rodrigues, Stephanie Lopes, Victória Lima, Juliana Benace, Guilherme Schmitt, Cristiane Inagati** e todos aqueles que configuram uma família para mim. Em especial, à minha colega de apartamento e irmã da vida, que dividiu as angústias e risadas e tornou toda a caminhada memorável, **Larissa Barreto**, e ao nosso amigo, **Pedro Prado**, que nos trouxe leveza e um carinho imensurável, configurando a base do nosso trio. Vocês moram no meu coração.

Às alunas de iniciação científica, **Laís Morente Garcia e Raquel Coutinho**, que se dedicaram tanto aos nossos trabalhos. Entramos para coorientar, mas aprendemos muito mais com vocês. Muito Obrigada!

Obrigada à **VOCO**, por fornecer os materiais necessários para o desenvolvimento do nosso projeto e à **Sirona Dentsply**, por viabilizar a confecção de todas as restaurações desta pesquisa, nos concedendo espaço físico e equipamento, apesar do momento difícil que o país enfrenta. Vocês contribuíram fortemente para essa pesquisa científica, muito obrigada!

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela concessão da bolsa de mestrado, através do processo nº 88882.434235/2019-01, no período de 01/09/2019 a 28/02/2021, investindo assim no meu futuro e na pesquisa. Vocês contribuem para que o nosso país cresça e abrem oportunidades para que possamos ter um mundo com menos desigualdade. Muito obrigada!

Agradeço ao **Dr. Charleston de Lucas Bispo**, que me estendeu a mão durante as intercorrências e tornou tudo possível. Você e sua equipe foram extraordinários e eu nunca me esquecerei do quanto o senhor me ajudou. Você e seu consultório merecem todo o sucesso do mundo, é uma honra conhecer um ser humano com o coração tão grande. Parabéns por todas as conquistas!

À clínica odontológica “**Allegro**” e ao laboratório “**L’Odontotécnico**”, que me forneceram estrutura e aprendizado. Se não fosse vocês, nada disso seria possível! Muito obrigada!

Quero agradecer à todas as mulheres da ciência, que vieram antes de nós

e que representam um espaço tão importante de referência. Em especial, à **Dra. Amanda Dal Piva, Profa. Dra. Nathália Ramos, Profa. Assoc. Renata Marques de Melo, Profa. Assoc. Taciana Marco Ferraz Caneppele, Profa. Assoc. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala, Profa. Dra. Tabata do Prado Sato**, e todas aquelas que são grandes exemplos e nos incentivam a conquistar tantos espaços. Sou muito grata por encontrar essas mulheres tão extraordinárias durante minha caminhada.

Agradeço à **Universidade Estadual Paulista**, em especial ao **Programa de Pós-Graduação do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos** pela oportunidade de aprender tanto e ser uma pessoa melhor. Eu devo muito a vocês!

A todos que fizeram parte desse processo, como dizia Bezerra de Menezes: “Solidários, seremos união. Separados uns dos outros seremos pontos de vista. Juntos, alcançaremos a realização de nossos propósitos.”

“As tarefas que nos propomos, devem conter exigências que pareçam ir além de nossas forças. Caso contrário, não descobrimos nosso poder, nem conhecemos nossas energias escondidas e assim deixamos de crescer.” Leonardo Boff

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	11
RESUMO	12
<i>ABSTRACT</i>	13
1 INTRODUÇÃO	14
2 ARTIGO	17
2.1 Artigo.....	17
3 CONSIDERAÇÕES GERAIS	52
REFERÊNCIAS	53
APÊNDICES.....	56
ANEXOS	85

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Desenho assistido por computador/Manufatura assistida por computador)
CMR	Cervical Margin Relocation
Hz	Hertz
DME	Deep Margin Elevation
EMP	Elevação das Margens Gengivais
ERC	Elevação da margem proximal em resina composta
FEA	Finite Element Analysis
JCE	Junção cimento-esmalte
LEU	Leucita
MOD	Mesio-ocluso-distal
N	Newton
RC	Resina composta
.STL	Standard Tessellation Language ou stereolithography (Linguagem de Tecelagem Padrão ou estereolitografia)
PVC	Polyvinyl Chloride
LED	Light Emitting Diode
3D	Tridimensional
FFL	Fatigue Failure Load
CFF	Cycles for Fatigue Failure
E	Elastic Modulus
V	Poisson's Ratio
MPa	Megapascal

Grassi EDA. Efeito da elevação da margem gengival e do material restaurador no comportamento em fadiga e distribuição de tensão de molares restaurados com inlays MOD [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

Este estudo avaliou o efeito da elevação da margem gengival (DME) e dos materiais restauradores (cerâmica vítrea reforçada por leucita [C] vs. resina composta indireta [R]) no comportamento de fadiga e distribuição de tensão de molares superiores com margens proximais com 2 mm de profundidade restauradas com inlays mesio-ocluso-distal (MOD). Para isso, 52 terceiros molares humanos extraídos foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos ($n = 13$): C; DME + C; R; e DME + R. Restaurações do tipo inlay foram confeccionados no CAD-CAM e cimentadas adesivamente em todos os dentes. O comportamento em fadiga foi avaliado com o ensaio de vida acelerada stepwise stress (10.000 ciclos/step; step=50 N; 20 Hz; carga inicial=200 N). As cargas e o número de ciclos de falha em fadiga foram analisados com ANOVA de 2 fatores e teste de Tukey ($p < 0,05$), também foram realizados gráficos de sobrevivência de Kaplan-Meier. A distribuição de tensões foi avaliada utilizando a análise por elementos finitos. Os modelos foram considerados isotrópicos, lineares, homogêneos e apresentaram contatos colados. Uma carga axial (400 N) foi aplicada à superfície oclusal. A distribuição de tensões foi analisada com o critério de tensão principal máxima. Para o comportamento em fadiga, não houve diferença para o fator DME ($p > 0,05$). Para o fator material restaurador, a carga e o número de ciclos para falha foram estatisticamente maiores nos grupos R ($p < 0,05$). A análise por elementos finitos mostrou que os inlays de resina composta concentraram mais tensões na estrutura do dente, enquanto os inlays de cerâmica concentraram mais tensões na restauração. Falhas não reparáveis foram mais frequentes nos grupos de inlays de resina composta. Foi possível concluir que a DME não foi prejudicial para o comportamento em fadiga e na distribuição de tensão. As inlays de resina composta foram mais resistentes ao teste de fadiga, embora o modo de falha tenha sido mais agressivo.

Palavras-chave: Falha de restauração dentária. Porcelana dentária. Resinas compostas. Restaurações intracoronárias. Fraturas de estresse. Análise de elementos finitos.

Grassi EDA. *Effect of deep margin elevation and restorative material on the fatigue behavior and stress distribution of molars restored with MOD inlays* [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.

ABSTRACT

Objectives: This study evaluated the effect of deep margin elevation (DME) and restorative materials (leucite-reinforced glass-ceramics [C] vs. indirect resin composite [R]) on the fatigue behavior and stress distribution of upper molars with 2-mm deep proximal margins restored with MOD-inlay. **Methods:** Fifty-two extracted human third molars were randomly assigned into four groups (n=13): C; DME+C; R; and DME+R. Inlays were fabricated in CAD-CAM and bonded to all teeth. The fatigue behavior was assessed with the stepwise stress test (10,000 cycles/step; step=50N; 20 Hz; initial load=200 N). Fatigue failure loads and number of cycles were analyzed with 2-way ANOVA and Tukey's test ($p<0.05$) and Kaplan-Meier survival plots. The stress distribution was assessed with finite element analysis. The models were considered isotropic, linear, homogeneous, and presented bonded contacts. A tripod axial load (400 N) was applied to the occlusal surface. The stress distribution was analyzed with the maximum principal stress criterion. **Results:** For fatigue, there was no difference for DME factor ($p>.05$). For the material factor, the load and number of cycles for failure were statistically higher in the R groups ($p<.05$). The finite element analysis showed that resin composite inlays concentrated more stress in the tooth structure, while ceramic inlays concentrated more stress in the restoration. Non-reparable failures were more frequent in the resin composite inlays groups. **Conclusions:** DME was not negative for fatigue and biomechanical behaviors. Resin composite inlays were more resistant to the fatigue test, although the failure mode was more aggressive.

Keywords: Dental restoration failure. Dental porcelain. Composite resins. inlays. Fatigue fractures. Finite element analysis.

1 INTRODUÇÃO

A evolução dos materiais restauradores adesivos possibilitou o desenvolvimento do conceito de odontologia minimamente invasiva. Este conceito também tem sido associado à filosofia “biomimética” (Dal Piva et al., 2020; Magne, Douglas, 1999), que recomenda a preservação máxima dos tecidos dentais e a realização de restaurações dentária aplicando materiais com propriedades físico-mecânicas semelhantes às estruturas dentárias perdidas seguindo os princípios da biomecânica do dente natural.

No entanto, se por um lado o sucesso clínico dos materiais restauradores indiretos livres de metal foi validado na literatura científica (Sailer et al., 2015; Santos et al., 2016), a restauração de dente com cavidades extensas com perda de contato interproximal ainda pode ser considerado um desafio clínico, especialmente quando as margens proximais se encontram intrasulculares (Veneziani, 2010). As margens gengivais do preparo profundas dificultam a execução de várias etapas operatórias, por exemplo, acabamento das margens do preparo, isolamento absoluto, moldagem adequadas das margens, e detecção e remoção do excesso de cimento resinoso durante os procedimentos de cimentação (Magne, Spreafico, 2012; Müller et al., 2017).

Nesse sentido, a técnica de elevação de margem gengival surgiu como alternativa não cirúrgica à cirurgia de aumento de coroa clínica. Essa técnica, que também pode ser denominada de *Deep Margin Elevation* (DME) ou *Cervical Margin Relocation* (CMR), consiste no uso de uma matriz metálica pré-moldada e introdução de incremento de resina composta fluida sobre a margem pré-existente da dentina subgengival, elevando-a e tornando-a supragengival (1-1,5 mm). (Dietschi, Spreafico, 2015, 1998; Magne, Spreafico, 2012; Rocca et al., 2015). Esta técnica tem a vantagem de reduzir o tempo de tratamento, pois evita a necessidade de um procedimento cirúrgico, o que

permite a execução de restaurações indiretas em uma única consulta (Frankenberger et al., 2013; Müller et al., 2017; Zaruba et al., 2013).

No entanto, a presença de uma segunda interface (resina/dentina e resina/restauração indireta) pode ser crítica. Principalmente em dentes posteriores restaurados com *inlays*, uma vez que a carga axial nos dentes posteriores induz a deflexão da cúspide no plano vertical gerando uma resultante de tensões de tração na região cervical da estrutura dentária (Heymann et al., 1991). Em função dessa resultante, do ponto de vista biomecânico, a elevação das margens gengivais ainda precisa ser estudada, visto que as interfaces das margens podem estar sujeitas a uma alta concentração de tensões, o que pode levar ao insucesso do tratamento. Em contrapartida, afirma-se que a camada de resina composta pode atuar como um amortecedor de tensões durante o carregamento funcional, protegendo o remanescente dentário (Dietschi et al., 2002).

Vários estudos relataram que a qualidade marginal das restaurações em dentes com elevação de margem gengival não difere daquelas diretamente na dentina (Frankenberger et al., 2013; Ilgenstein et al., 2015; Spreafico et al., 2016). No entanto, o comportamento em fadiga dessa modalidade de tratamento não foi avaliado até o momento.

Outro fator importante é a característica das interfaces e da rigidez dos materiais restauradores, que podem afetar fortemente a biomecânica das restaurações dentárias (Dietschi et al., 2008). A longevidade dos tratamentos restauradores durante a incidência de cargas mastigatórias é uma preocupação de clínicos e pesquisadores. Sabe-se que os dentes posteriores suportam cargas funcionais de alta intensidade, demandando que os materiais restauradores tenham propriedades mecânicas suficientes para suportar essas cargas (Chun, Lee, 2014). As cerâmicas odontológicas e resinas compostas são comumente indicadas para restaurar dentes posteriores extensamente comprometidos, no entanto, esses materiais possuem propriedades mecânicas diferentes (Chun, Lee,

2014). Desse modo, a literatura ainda não é conclusiva sobre qual material é menos propenso a falhas na restauração de dentes posteriores (Fron Chabouis et al., 2013; Morimoto et al., 2016).

Com base nessas premissas, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da elevação da margem gengival e do material restaurador (cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita × resina composta indireta) no comportamento à fadiga e na distribuição de tensões de molares superiores restaurados *inlays* mesio-ocluso-distais (MOD), contendo margens proximais 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte. As hipóteses nulas testadas foram que: A elevação da margem gengival não influenciará o comportamento biomecânico e de fadiga de molares restaurados com *inlays*; e o material restaurador indireto não influenciará a distribuição de tensões e o comportamento de fadiga dos molares superiores restaurados com *inlays*.

2 ARTIGO

2.1 Artigo – Grassi EDA, de Andrade GS, Tribst JPM, Machry RV, Valandro LF, Ramos NC, Bresciani E, Saavedra GSFA. Efeito da elevação da margem gengival e do material restaurador no comportamento em fadiga e distribuição de tensão de molares restaurados com inlays MOD / *Deep margin elevation and restorative materials: in vitro effects on fatigue behavior and stress distribution of molars restored with MOD-inlay restorations**

RESUMO

Objetivos: Este estudo avaliou o efeito da elevação da margem gengival (DME) e dos materiais restauradores (cerâmica vítrea reforçada por leucita [C] vs. resina composta indireta [R]) no comportamento de fadiga e distribuição de tensão de molares superiores com margens proximais com 2 mm de profundidade restauradas com *inlays* mesio-ocluso-distal (MOD). **Métodos:** Cinquenta e dois terceiros molares humanos extraídos foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos (n = 13): C; DME + C; R; e DME + R. Restaurações do tipo *inlay* foram confeccionados no CAD-CAM e cimentadas adesivamente em todos os dentes. O comportamento em fadiga foi avaliado com o ensaio de vida acelerada *stepwise stress* (10.000 ciclos/step; step=50 N; 20 Hz; carga inicial=200 N). As cargas e o número de ciclos de falha em fadiga foram analisados com ANOVA de 2 fatores e teste de Tukey (p <0,05), também foram realizados gráficos de sobrevivência de Kaplan-Meier. A distribuição de tensões foi avaliada utilizando a análise por elementos finitos. Os modelos foram considerados isotrópicos, lineares, homogêneos e apresentaram contatos colados. Uma carga axial (400 N) foi aplicada à superfície oclusal. A distribuição de tensões foi analisada com o critério de tensão principal máxima. **Resultados:** Para fadiga, não houve diferença para o fator DME (p > 0,05). Para o fator material restaurador, a carga e o número de ciclos para falha foram estatisticamente maiores nos grupos R (p <0,05). A análise por elementos finitos mostrou que os *inlays* de resina composta concentraram mais tensões na estrutura do dente, enquanto os *inlays* de cerâmica concentraram mais tensões na restauração. Falhas não reparáveis foram mais frequentes nos grupos de

inlays de resina composta. **Conclusões:** DME não foi prejudicial para o comportamento em fadiga e na distribuição de tensão. As *inlays* de resina composta foram mais resistentes ao teste de fadiga, embora o modo de falha tenha sido mais agressivo.

Significância clínica: O comportamento mecânico não foi prejudicado pela realização da elevação da margem gengiva. As *inlays* de resina composta falharam com cargas mais altas, mas com modo de falha mais agressivo.

Palavras-chave: Falha de Restauração Dentária. Resinas Compostas. Porcelana Dentária. Restaurações Intracoronárias. Análise de Elementos Finitos.

ABSTRACT

Objectives: This study evaluated the effect of deep margin elevation (DME) and restorative materials (leucite-reinforced glass-ceramics [C] vs. indirect resin composite [R]) on the fatigue behavior and stress distribution of upper molars with 2-mm deep proximal margins restored with MOD-inlay. **Methods:** Fifty-two extracted human third molars were randomly assigned into four groups ($n=13$): C; DME+C; R; and DME+R. Inlays were fabricated in CAD-CAM and bonded to all teeth. The fatigue behavior was assessed with the stepwise stress test (10,000 cycles/step; step=50N; 20 Hz; initial load=200 N). Fatigue failure loads and number of cycles were analyzed with 2-way ANOVA and Tukey's test ($p<0.05$) and Kaplan-Meier survival plots. The stress distribution was assessed with finite element analysis. The models were considered isotropic, linear, homogeneous, and presented bonded contacts. A tripod axial load (400 N) was applied to the occlusal surface. The stress distribution was analyzed with the maximum principal stress criterion. **Results:** For fatigue, there was no difference for DME factor ($p>.05$). For the material factor, the load and number of cycles for failure were statistically higher in the R groups ($p<.05$). The finite element analysis showed that resin composite inlays concentrated more stress in the tooth structure, while ceramic inlays concentrated more stress in the restoration. Non-reparable failures were more frequent in the resin composite inlays groups. **Conclusions:** DME was not negative for fatigue and biomechanical behaviors. Resin composite inlays were more resistant to the fatigue test, although the failure mode was more aggressive.

Clinical Significance: *The mechanical behavior will not be impaired by DME. Resin composite inlays failed at higher loads, but with more aggressive failure mode.*

Keywords: *Dental Restoration Failure; Composite Resins; Dental Porcelain; Inlays; Finite Element Analysis*

HIGHLIGHTS

- a) Deep margin elevation does not impair the fatigue behavior of inlays*
- b) Composite resin inlays support higher fatigue loads*
- c) Deep margin elevation can reduce the tensile stress in the proximal box*

1 INTRODUCTION

The advances in adhesive restorative materials have promoted the concept of minimally invasive dentistry. This concept has also been associated with the “biomimetics” philosophy [1,2], which recommends tissue preservation and restorative procedures applying materials with physical-mechanical properties similar to the missing dental structures, following the principles of biomechanics.

However, if the clinical success of tooth-colored indirect dental materials has been validated in the scientific literature [3,4], on the other hand the restoration of teeth with extensive cavities and loss of interproximal contact may still be considered a clinical challenge when the proximal margins are intrasulcular [5]. Deep gingival margins make the execution of several operative steps difficult, e.g., finishing preparation margins, rubber dam

isolation, adequate margin impressions, and detecting and removing the resin cement excess during luting procedures [6,7].

Hence, the deep margin elevation technique emerged as a non-surgical alternative to crown lengthening surgery. Deep margin elevation (DME) or cervical margin relocation (CMR) consists of using a pre-molded metal matrix and applying a flowable resin composite increment over the pre-existing subgingival margin of the dentin, making it supragingival (1-1.5 mm) [6,8–10]. This technique has the advantage of reducing treatment time because it prevents the need for a surgical procedure, allowing the execution of indirect restorations in the same appointment [7,11,12].

However, the presence of a second interface (resin-dentin and resin-indirect restoration) in the preparation margin might be critical. This occurs especially in posterior teeth restored with inlays, considering that the axial load on posterior teeth induce cusp deflection in the vertical plane, generating a resultant of tensile stress in the cervical region of the dental structure [13]. Due to this resultant, from the biomechanical point of view, deep margin elevation still needs to be evaluated, because the margin interfaces will be under a high stress concentration, which may induce to the treatment failure. In contrast, the resin composite layer can work as a stress absorber during functional loading, protecting the dental remnant [14]. Thus, the concepts and effects for this context have dichotomic ways: deleterious or positive biomechanical effects, consequently it requires investigation in terms of mechanical behavior and better elucidation for more predictable clinical application.

Several studies have reported that the marginal quality of restorations in teeth with deep margin elevation does not differ from direct restorations in [11,15–17]. However, the fatigue failure of this treatment modality has not been evaluated.

Other important factors are the characteristics of interfaces and the stiffness of restorative materials, which strongly affect the biomechanics of

dental restorations [18], The longevity of restorative treatments during the incidence of masticatory loads is a concern of clinicians and researchers. It is known that posterior teeth support high-intensity functional loads, thus demanding restorative materials with mechanical properties to support these loads [19]. Ceramics and resin composites are commonly indicated to restore posterior teeth with extensive loss of dental structure and have different mechanical properties [19]. However, up to now the literature is still inconclusive about which material is less prone to failure when restoring posterior teeth [20,21].

Based on these premises, this study aimed to evaluate the effect of deep margin elevation and restorative materials (leucite-reinforced glass-ceramics Vs indirect resin composite) on the fatigue behavior and stress distribution of upper molars with proximal margins 2 mm below the cemento-enamel junction restored by MOD-inlay restorations. The null hypotheses tested were that: i) the deep margin elevation will not influence the biomechanical and fatigue behavior; ii) the indirect restorative material will not influence the stress distribution and fatigue behavior

2 MATERIAL AND METHODS

2.1 Study design

This study followed a factorial 2×2 design, considering the following study factors: the presence of deep margin elevation (DME) in two levels (with × without) and inlay restorative material in two levels (Leucite-reinforced glass-ceramic × CAD-CAM resin composite). This resulted in four study groups. The study evaluated stress distribution with finite element analysis (FEA) and fatigue behavior and failure modes with the stepwise stress fatigue test. Figure 1 illustrates the study groups

2.2 Fatigue behavior

Table 1 summarizes the restorative materials, commercial names, types, compositions, and batch numbers used for the fatigue behavior assay.

Table 1 – Materials used in the study.

(continua)

Material	Composition	Type	Procedures	Batch number
<i>Futurabond U, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany</i>	<i>Liquid 1: 2-HEMA (25–50%), BIS-GMA (25–50%), HEDMA (10–25%), 10-MDP: (5–10%), UDMA (5–10%), catalysts ($\leq 2.5\%$), and silica nanofillers; Liquid 2. Ethanol (50–100%), Initiator (2.5–5%), catalysts ($\leq 2.5\%$). pH-value 2.3. a</i>	<i>Dual-cure universal adhesive</i>	<i>Immediate dentin sealing/resin coating; Deep margin elevation; Cementation procedures</i>	<i>1934286</i>
<i>Admira Fusion x-base, VOCO GmbH</i>	<i>Inorganic matrix: 72% w/w filler of Silicon dioxide nanofillers (20-50 nm), and silicon oxide-based hybrid fillers (1 μm); Organic matrix:Ormocer. b</i>	<i>Ormocer-based flowable composite resin</i>	<i>Immediate dentin sealing/resin coating; Deep margin elevation</i>	<i>1926688</i>
<i>Bifix QM, VOCO GmbH</i>	<i>Base Paste: UDMA (25%), Bis-GMA (15%), Gli-DMA (10%), Kat N, N Bis (2%), Camphorquinone (1%), DABE (2%), BHT (0.1%), Glass Particles (39.9%), Silica (4.9%), and Ferric Oxide (0.1%); Catalyzer paste: UDMA (12%), Monomer BG (20%), Gli-DMA (20%), BHT (0.1%), DiHEMAPO4 (1.9%), Glass Particles (38%), Silica (5%), BPO 50 FT (2%), and Titanium Dioxide (1%). c</i>	<i>Dual-cure resin cement</i>	<i>Cementation procedures</i>	<i>19282479</i>
<i>Condac 37, FGM, Joinville, Brazil</i>	<i>Phosphoric acid 37%. b</i>	<i>Dental etchant</i>	<i>Cementation procedures</i>	<i>100320</i>
<i>Condac Porcelana 10%, FGM, Joinville, Brazil</i>	<i>Hydrofluoric acid 10%. b</i>	<i>Ceramic etchant</i>	<i>Cementation procedures</i>	<i>270120</i>

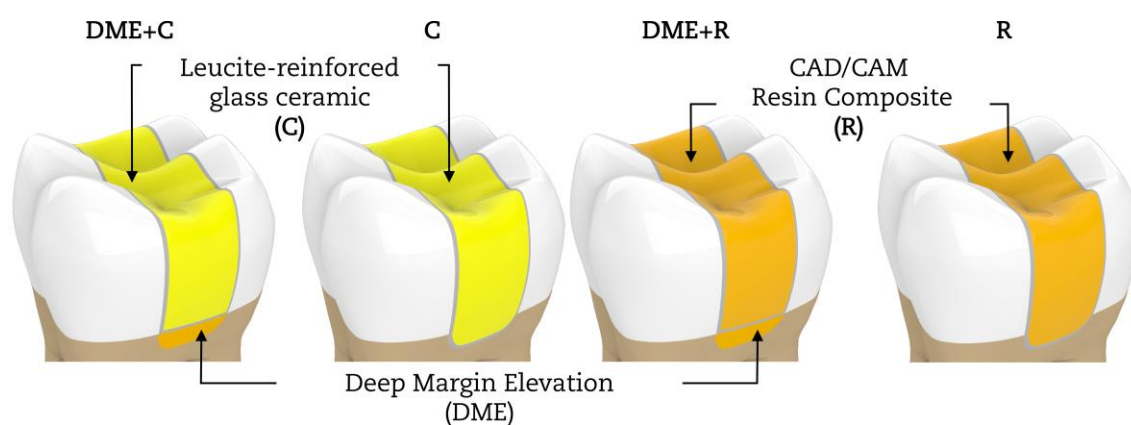
Table 1 – Materials used in the study.

(continuação)

Material	Composition	Type	Procedures	Batch number
Ceramic Bond, VOCO GmbH	Acetone, 3-methacrylic oxypropyl trimethoxy silane, and isopropanol pH value 4.5. ^d	Silane coupling agent	Cementation procedures	1934188
Grandioblocs, VOCO GmbH	Inorganic matrix: 86% w/w nanohybrid fillers; Organic matrix: 14% UDMA +DMA. ^b	Nanohybrid CAD/CAM composite resin block	Inlay restoration	2032255
Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	64.9% SiO ₂ , 16.25% Al ₂ O ₃ , 11.85% K ₂ O, 5.37% Na ₂ O, 1.56% CaO. ^b	Leucite-reinforced glass-ceramic block	Inlay restoration	Y07013

Fonte: ^a Manarte-Monteiro et al. (2019); ^b Manufacturer's information; ^c Lima et al. (2019); ^d Gutierrez et al. (2019).

Figure 1 – Study groups.



2.2.1 Teeth selection

After the Research Ethics Committee approval (number 17738619.0.0000.0077), 52 extracted human third upper molars of similar sizes without previous cavities and/or restorations, were selected, numbered, and randomly allocated into the groups (n=13) (www.randomizer.org). The sample size was based on the stepwise stress fatigue survival study by Shibata et al. [22]. A sensitivity test was performed, resulting in 99.8% of the test power for the sample size used in this study ($\alpha=.05$), indicating adequate sample size and reliable results. To reduce the influence of tooth dimension, the teeth were measured in their buccal-lingual and mesiodistal widths, and the ones with a maximum of 10% deviation were selected. The teeth were cleaned and stored in a 0.1% thymol solution with a pH of 7.0, at 4°C, for no longer than three months.

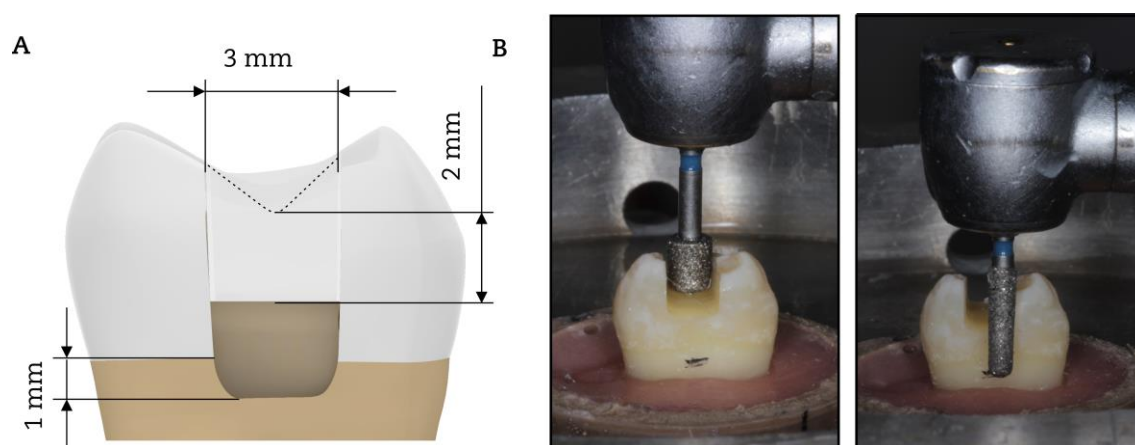
2.2.2 Specimens' preparation

The teeth were inserted individually in polyvinylchloride (PVC) tubes with the base perpendicular to the ground. The specimens were embedded in self-cured acrylic resin (VIPI Flash, VIPI, Pirassununga, São Paulo, Brazil) aided by a dental explorer centralized in the tube, maintaining a 3-mm exposure of the root dentin. The specimens were stored in deionized water at 37°C for a maximum of seven days.

Standardized inlay preparations were made using a tapered diamond bur with rounded angles (#846KR Ø31; #846KR Ø18, Jota, Ruthi, Swiss) in a high-speed handpiece and fixed to a standardized preparation device, according to

Rippe et al. [23]. Preparations were made as parallel as possible to the long axis of the tooth with a convergence of 6 degrees and the following dimensions: buccal-lingual width of 3 mm, occlusal box depth of 2 mm, proximal boxes 1 mm below the cemento-enamel junction, rounded internal line angles (Figure 2). Each diamond rotary instrument was used to prepare four teeth and all preparations were finished with a fine-grit (25 μm) diamond bur with the same geometry (#846KRF Ø31; #846KRF Ø18, Jota, Ruthi, Swiss).

Figure 2 – A) Preparation design; B) Preparation device.



After the preparation, immediate dentin sealing was performed with a self-etching universal bond system (Futurabond U, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany). It was actively applied over the preparation for 20 seconds, dispersed with a mild air spray, and light-cured for 10 seconds (500 mW/cm², Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). All specimens were resin coated with a thin layer of flowable bulk-fill resin composite (Admira Fusion Flow, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany), which was applied over the preparation with a disposable brush (Technew, Rio de Janeiro, Brazil) and

light-cured for 15 seconds (1200 mW/cm²; wavelength 440-480 nm - Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) [24].

For the DME groups, the proximal boxes were elevated after the resin coating. Therefore, an increment of bulk fill flow resin composite (Admira Fusion Flow, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) was applied to the gingival wall of the preparation, establishing a distance of 1 mm in height from the cemento-enamel junction, and light-cured for 10 seconds with a high-intensity LED (1200 mW/cm²; wavelength 440-480 nm, Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein). The excess resin was removed with a fine diamond bur (#846KRF Ø31; #846KRF Ø18, Jota, Ruthi, Switzerland), the preparation margins were finished, and the resin was removed on enamel.

The preparations were digitally impressed with an intraoral scanner (CS3600, Carestream Dental, Atlanta, USA) and the inlay restorations were designed in a CAD (Computer-aided design) software (Exocad GmbH, Darmstadt, Germany). A 70-µm cement space was defined. The Cerec InLab MC XL CAM (Computer-aided manufacturing) equipment (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) milled the restorations from resin composite blocks for the DME+R and R groups (Grandio blocs, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany). For the DME+C and C groups, the restorations were milled from leucite-reinforced glass-ceramic blocks (Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

For the adhesive luting procedures, cleaning was performed with pumice and distilled water in all preparations and the cavity was washed and etched with 37% phosphoric acid (Total-Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) for 30 seconds on enamel and 15 seconds on dentin, then rinsed with water spray for 30 seconds. A layer of the adhesive (Futurabond U, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) was actively applied to the preparation surface with a microbrush for 20 seconds and dispersed with a mild air spray.

For the adhesive cementation, the intaglio surface treatment of the resin composite inlays consisted of air-abrasion with aluminum oxide (50-100 μm ; 1-1.5 bar) for five seconds and an ultrasonic bath with ethyl alcohol (70%) for one minute. For the ceramic restoration, the intaglio surface was etched with 10% hydrofluoric acid for 60 seconds. Afterward, a thin layer of a silane coupling agent (Ceramic Bond, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) was applied. After 60 seconds, the dual-cure resin cement (Bifix QM, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) was applied to the internal surface of the restoration and over the preparation. The restoration was held in position with a 750-g apparatus, the excess cement was removed with a brush, an air barrier was applied to cover the margins, and light-curing was performed for 40 seconds on each surface (1600 mW/cm^2 ; wavelength 440-480 nm, Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The specimens were stored in a container with controlled humidity at 37°C for 24 hours.

2.2.3 Fatigue test

The specimens were tested with the stepwise stress fatigue test [25–27]. This accelerated life test design simulates a clinical condition by applying cyclic loading, but with gradually increasing increments until material failure or a predetermined number of cycles. In this study, the specimens were tested with a frequency of 20 Hz at an initial load of 200 N, with each step of 10,000 cycles and a 50-N load increment. After each load step, the samples were analyzed by oblique transillumination to identify the presence of failures. Any crack or fracture in the tooth or restoration was considered a failure. During the test, the samples remained immersed in distilled water.

The loading was performed with a stainless-steel load applicator with a rounded tip corresponding to a 2.8-mm diameter sphere and the load was applied in the center of the central fossa, promoting a tripod contact in the internal aspects of the buccal and lingual cusps. An adhesive tape (110 μm) was placed between the piston and the restoration occlusal surface to reduce contact stress concentration by improving the contact between the piston and specimen [28,29].

All statistical analyzes were performed using SPSS statistical software version 21 (SPSS Inc., Chicago, USA). First, a descriptive analysis was performed for fatigue failure load (FFL) and the number of cycles for fatigue failure (CFF) to obtain mean and standard deviation values. The Shapiro-Wilk and Levene tests were performed to verify the distribution and homoscedasticity of the data for all variables. The data were subjected to 2-way ANOVA and Tukey's post-hoc test ($\alpha=0.05$). The FFL and CFF data were additionally submitted to survival analysis with the Kaplan-Meier and Mantel-Cox tests (log-rank) and the survival probabilities at each stage of the test were tabulated in the form of a graph and a table.

The failure mode of all specimens was assessed with a stereomicroscope (Discovery V20, Zeiss, Jena, Germany). Failure modes were categorized according to the classification adapted by Magne et al. [30], which consisted of the following: Mode I - Reparable fracture (only cohesive or adhesive fracture of the restoration); Mode II - Possibly reparable (cohesive/adhesive failure with minor fragment and damage or cracking of the underlying tooth structure); Mode III - Non-restorable (tooth/root fracture that would require tooth extraction).

2.2.4 Scanning Electronic Microscope (SEM)

Representative specimens of each group were selected for scanning electronic microscope (SEM) analysis. After stereomicroscopic inspection and failure modes classification, some of the selected specimens were embedded in acrylic resin (VIPI Flash, VIPI, Pirassununga, São Paulo, Brazil), and sectioned in a serial cutting machine (Labcut 1010, Extec Technologies Inc, Enfield, USA), perpendicularly to the fracture line using diamond disks at low speed, under abundant water cooling. After the specimen's preparation, they were placed on aluminum stubs, and sputter coated with gold (Emitech SC7620 Sputter Coater; Emitech, Montigny-le-Bretonneux, France), then observed in a scanning electron microscope (Inspect S50; FEI, Hillsboro, USA) operating at 15 to 20 kV, and at 30 kV for backscattered electrons (BSE) images.

2.3 Stress distribution

To assess stress distribution, three-dimensional (3D) models were designed in a NURBS (Non-Uniform Rational Basis Spline) CAD (Computer-aided design) software (Rhinoceros 6.0SR8, McNeel North America, Seattle, USA). The first upper molar tooth model, previously validated [31], consisted of the enamel layer, dentin layer, root, and pulp chamber. The model was edited to receive an inlay preparation and modifications according to each group design, following fatigue test parameters [32]. Additionally, a 60 μm thickness cement layer was defined.

The models were imported to a computer-aided engineering software (ANSYS 17.2, ANSYS Inc., Houston, USA) in “.step” format files. A tetrahedral

element mesh was generated after a mesh convergence test with 10% of degrees of freedom of the converged value and mesh size, based on the maximum principal stress results. The stress distribution in the restoration, cement layer, and dentin was evaluated with a mechanical structural static analysis, using the maximum principal stress criterion to highlight the tensile stress regions.

The interfaces were considered perfectly bonded and the materials were considered isotropic, homogeneous, and linear. The corresponding mechanical properties [elastic modulus (E) and Poisson ratio (V)] for each material/structure were determined from the literature (Table 2).

The system was fixed at the root, 2 mm below the CEJ. The 400-N load (90°) was distributed in a tripod contact area at the central fossa. The stress distribution was recorded as colorimetric maps with adjustable color scales corresponding to the stress magnitude comparison between the preparation designs for each structure analyzed.

Table 2 – Material properties for the finite element analysis

Material	Elastic modulus (GPa)	Poisson ratio
<i>Dentin</i>	18.6 ^a	0.32 ^a
<i>Enamel</i>	84.1 ^b	0.33 ^b
<i>Resin cement</i>	8.3 ^c	0.24 ^e
<i>Flowable composite resin</i>	9.8 ^c	0.24 ^e
<i>Leucite-reinforced glass-ceramic</i>	65.0 ^d	0.23 ^d
<i>CAD-CAM composite resin</i>	18.3 ^c	0.24 ^e

Fonte: ^a Holmes et al. (1996); ^b Pałka et al. (2012); ^c Manufacturer information; ^d Campos et al. (2015); ^e Versluis et al. (2004).

3 RESULTS

3.1 Fatigue behavior

For the load and number of cycles for fatigue failure, there was no difference regarding the presence of deep margin elevation ($p > .05$) and no interaction between the material and deep margin elevation factors ($p > .05$) (Table 3). However, 2-way ANOVA showed a statistically significant difference for the restorative material ($p < .05$) (Table 3). The groups restored with indirect resin composite inlays obtained mean fatigue failure load values about 30% higher than the groups restored with leucite-reinforced glass-ceramic (Table 4). Table 5 and Figure 3 describe and illustrate the Kaplan-Meier survival rate.

Table 3 – Two-way ANOVA results.

<i>Effect</i>	<i>SS</i>	<i>Df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
<i>Load^a</i>					
<i>Material</i>	715,576.92	1	715,576.92	46.70	0.000
<i>Deep margin elevation</i>	192.30	1	192.3	0.013	0.911
<i>Material × Deep margin elevation</i>	3,076.92	1	3,076.92	0.2	0.656
<i>Number of cycles^b</i>					
<i>Material</i>	26,822,735,732.32	1	26,822,735,732.32	47.17	0.000
<i>Deep margin elevation</i>	8,172,658.17	1	8,172,658.17	0.01	0.905
<i>Material × Deep margin elevation</i>	156,986,600.01	1	156,986,600.01	0.27	0.006

Legenda: ^a 2-way ANOVA results for the load; ^b 2-way ANOVA results for the number of cycles.

Non-reparable failures were more frequent in the groups restored with resin composite inlays, while the DME + C group did not show non-reparable failures. Only 8% of failures of the ceramic inlay group without margin elevation were not reparable, as shown in Figure 4.

Regarding the SEM images, two different patterns of failure origin can be observed for both restorative materials: origin of the failure in the cementation interface (Figure 5A,F) and origin of the failure in the occlusal surface (Figure 5B,E). In addition, occlusal damages occurred at the piston contact area in both restorative materials with more aggressive deformation in the resin composite groups (Figure 5C, D). All cracks or fractures in the tooth or restoration were considered valid as an outcome, regardless of their origin.

Table 4 – Results for fatigue failure load and number of cycles for fatigue failure.

Groups	Fatigue Failure Load				Cycles for Fatigue Failure			
	Mean (N)*	SD	Confidence interval (95%)		Mean*	SD	Confidence interval (95%)	
			Lower Bound	Upper Bound			Lower Bound	Upper Bound
DME+C	626.96b	116.57	563.55	690.29	88,899.38b	22,420.70	76,711.35	101,087.41
C	646.15b	126.59	577.37	714.97	91,581.54b	24,103.22	78,478.87	104,684.20
DME+RC	876.92a	136.92	802.80	951.04	137,797.85a	25,527.10	123,921.15	151,674.54
RC	865.38a	114.35	803.22	927.54	133,529.92a	23,219.48	120,907.67	146,152.17

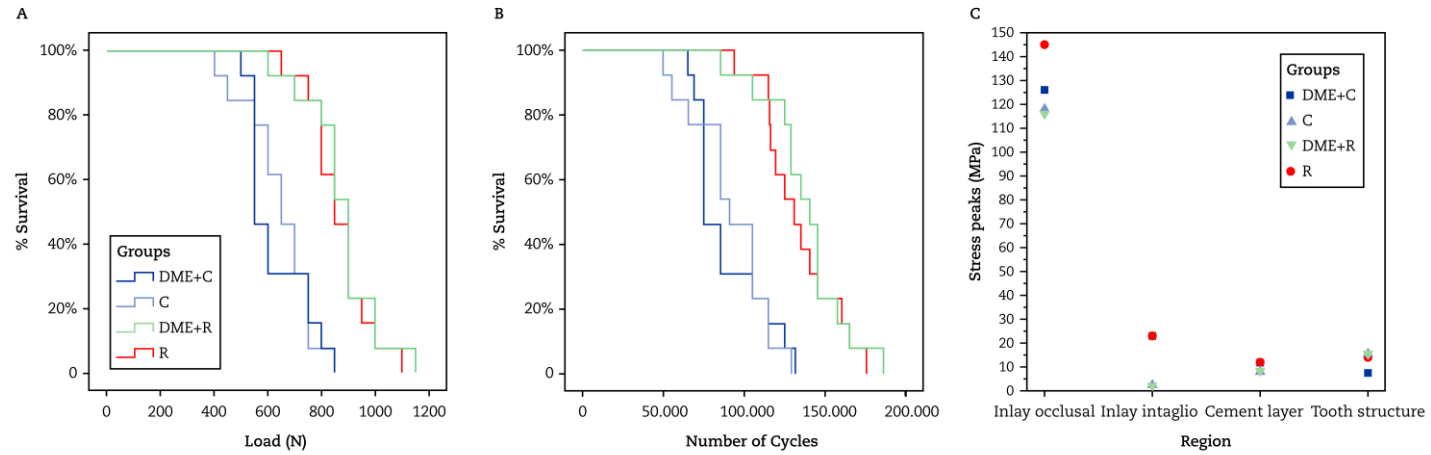
Legenda: * Different letters in the columns indicate differences between groups ($P < 0.05$).

Table 5 – Survival rates (specimens' probability to exceed the respective load or number of cycles without fracture and respective standard error measurements).

Groups	Fatigue Failure Load (N) Cycles for Fatigue Failure																
	350 N 0.9e5	400 N 0.9e5	450 N 0.9e5	500 N 0.9e5	550 N 0.9e5	600 N 0.9e5	650 N 1.0e5	700 N 1.1e5	750 N 1.2e5	800 N 1.3e5	850 N 1.4e5	900 N 1.5e5	950 N 1.6e5	1,000 N 1.7e5	1,050 N 1.8e5	1,100 N 1.9e5	1,150 N 2.0e5
DME+C	1.00	1.00	1.00	0.92 (0.07)	0.46 (0.13)	0.30 (0.12)	0.30 (0.12)	0.30 (0.12)	0.15 (0.1)	0.07 (0.07)	0.00	-	-	-	-	-	-
C	1.00	0.92 (0.07)	0.84 (0.1)	0.84 (0.1)	0.76 (0.11)	0.61 (0.13)	0.46 (0.13)	0.30 (0.12)	0.07 (0.07)	0.00	-	-	-	-	-	-	-
DME+R	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.92 (0.07)	0.92 (0.07)	0.92 (0.07)	0.84 (0.1)	0.76 (0.11)	0.53 (0.13)	0.23 (0.11)	0.23 (0.11)	0.07 (0.07)	0.07 (0.07)	0.07 (0.07)	0.00
R	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.92 (0.07)	0.92 (0.07)	0.92 (0.07)	0.84 (0.1)	0.61 (0.13)	0.46 (0.13)	0.23 (0.11)	0.15 (0.1)	0.07 (0.07)	0.00	-	-

Legenda: * The value 1.00 points to 100% survival probability; meanwhile 0.00 point to 0% survival probability; ** The sign '-' indicates the absence of specimens being tested in this respective step; *** The information in parentheses "()" below the cumulative survival rate describes Standard Error.

Figure 3 – Survival plot.



Legenda: A) Survival rate for the load; B) Survival rate for the number of cycles; C) Stress peaks in MPa.

Figure 4 – Failure modes.

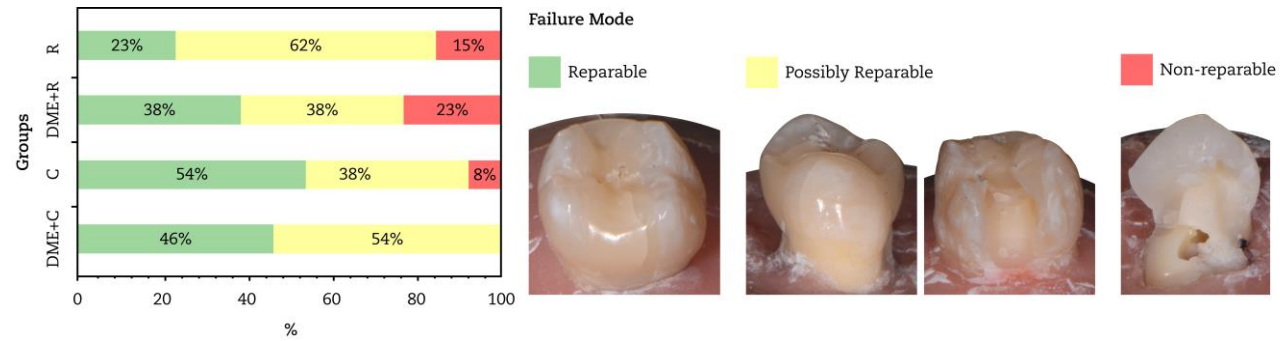
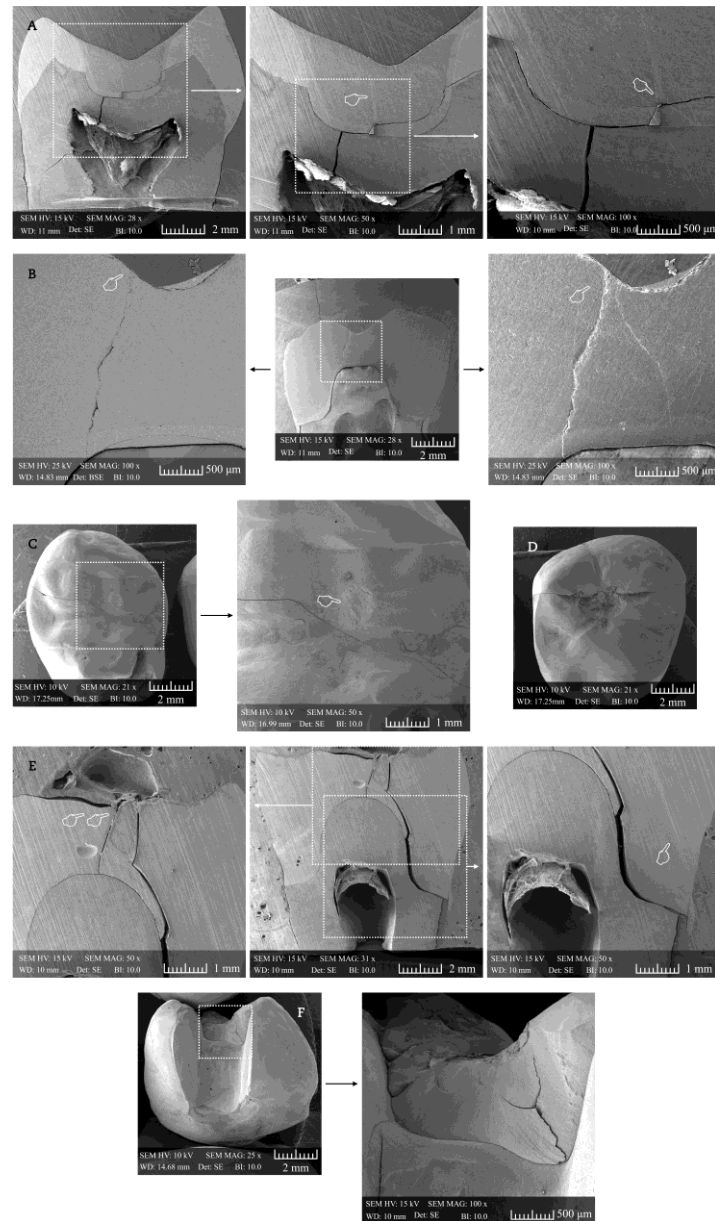


Figure 5. Scanning electronic microscopy images.

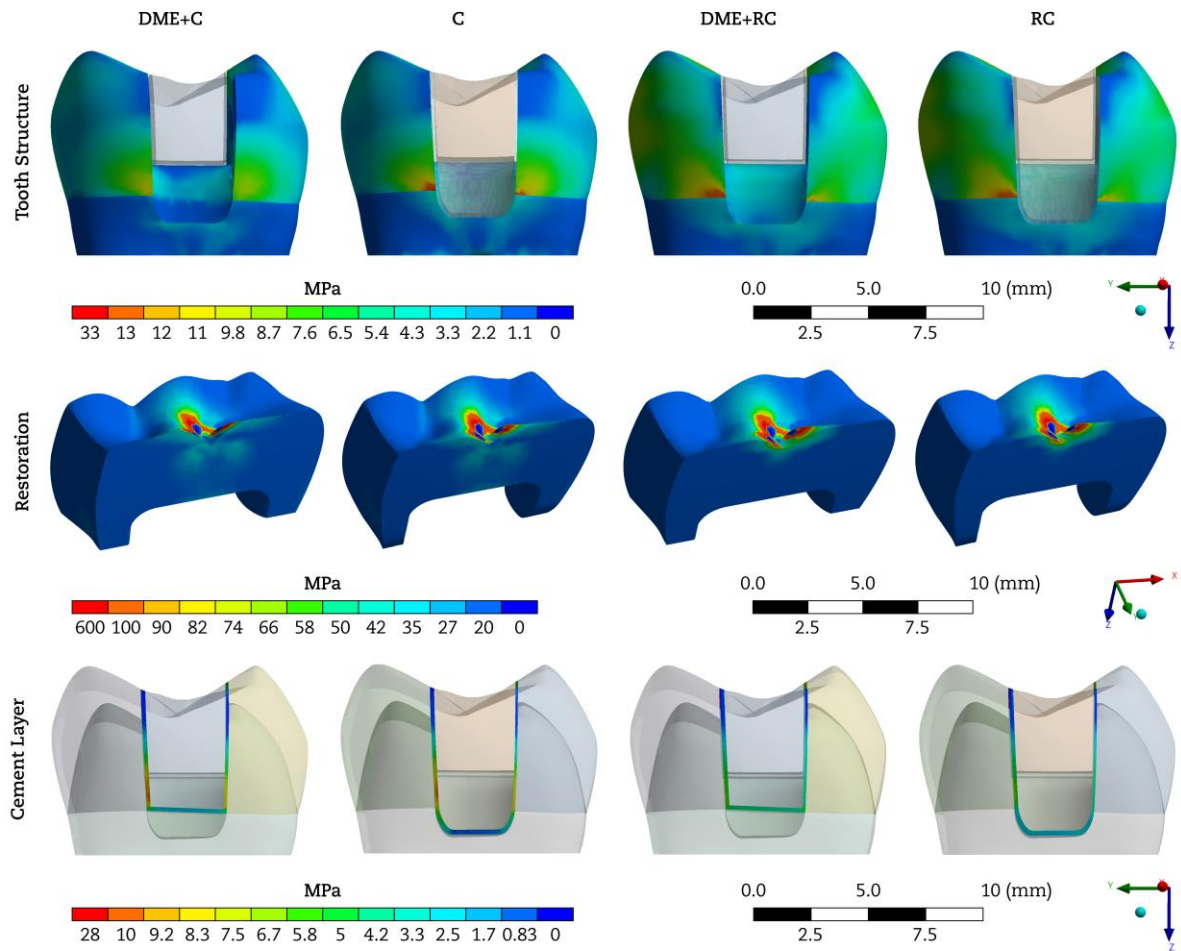


Legenda: A) Group C specimen, bucco-lingual section; B) Group C specimen, mesio-distal section; C) Group DME+C occlusal view; D) Group R occlusal view; E) Group DME+R mesio-distal section; F) Group R, lateral view of the restoration fracture; Although some fracture patterns are lost after the sectioning, images A (as indicated), E and F have failures patterns indicating the origin from the cementation interface. Image B shows characteristics of contact damage; in figures C and D shows the occlusal damages occurred at the piston contact area in both restorative materials with more aggressive deformation in the composite resin groups. In image E, it is possible to observe detachment of the adhesive interfaces, which may be one of the failure origins, but also can be observed on image E contact damage patterns as indicated on image.

3.2 Stress distribution

Figure 6 illustrates the results of the finite element analysis, and the Figure 3 describe the stress peaks. For the dental structure, the DME reduced tensile stress in the groups restored with leucite-reinforced glass ceramic inlays (C and DME+C). However, for models with resin composite (R and DME+R), the elevation did not cause a significant change in stress distribution. As for the effect of the restorative material on the dental structure, ceramic restorations had a superior biomechanical behavior. The highest stress peaks were observed in the CEJ in the R groups (about 15 MPa). For the restoration, deep margin elevation did not affect the biomechanical behavior for the resin composite groups. The groups that concentrated the highest tensile stress values were restored with ceramic inlays. The restorative material affected the stress distribution of the adhesive interface, with the highest tensile stress values found in the groups with ceramic inlays.

Figure 6. Maximum principal stress results.



4 DISCUSSION

The first null hypothesis of this study was that deep margin elevation would not affect the biomechanical and fatigue behavior of molars restored with inlays. This hypothesis was partially accepted, considering that there was no statistical difference in the fatigue behavior of groups with and without DME ($p > .05$). However, the finite element analysis showed a difference in stress

distribution. Deep margin elevation reduced stress peaks on the tooth structure, and restoration of the groups restored with ceramic inlays.

The elastic modulus of restorative materials plays an important role in stress absorption and load transmission [33,34]. Hence, DME could work as an “absorber”, in which an intermediate layer of material with low elastic modulus reduces stress concentrations in the restoration, and tooth structure [35,36]. Another possible explanation is that deep margin elevation reduced the gingival extension of the restoration, placing it in a more coronal position, which may have reduced the lever arm and consequently the restoration deflexion [37]. This was not observed in FEA results of the resin composite inlay groups because the material deformed under load like a monoblock due to similar mechanical and microstructural properties (Figure 5E, indicates an almost imperceptible interface between DME and restoration).

However, regarding the in vitro result, this study also corroborates the meta-analysis by Amesti-Garaizabal et al. [38], which did not verify the influence of DME on the fracture resistance of indirectly restored teeth. Moreover, previous studies evaluated the marginal quality of restorations with DME and did not find significant differences when compared with restorations cemented directly on dentin [7,11,15–17]. Therefore, our study corroborates this previous information, showing that the biomechanical behavior will not be impaired by DME.

From a clinical point of view, it seems that raising a deep margin with resin composite does not negatively or positively affect the mechanical performance of the tooth restored, which would already justify executing this procedure, because it may provide clinical advantages such as better visualization of the gingival margin. This would allow obtaining more precise impressions and facilitate rubber dam isolation [6,8,10].

A major concern related to DME is its relationship with periodontal tissues and potential gingival inflammations [39]. However, results from clinical trials and histological studies have shown that the contact of resin composites that are polished and without overhanging restorations with the gingival tissue does not cause an inflammatory process [40,41]. Thus, from a periodontal point of view, the technique could be safe [40]. Therefore, DME can potentially prevent the patient from needing an invasive and irreversible bone removal in a crown lengthening surgery [37].

The second hypothesis of this study was that the inlay material would not affect fatigue behavior and stress distribution. It has to be rejected ($p < .05$), once the ceramic restorations had lower FFL and CFF than resin composite inlays statistically. Yamanel et al. [42] found that inlays and onlays made of materials with low elastic modulus result in a high tensile stress concentration in the tooth structure. Ceramics are stiffer and tend to increase the rigidity of the tooth structure, thus decreasing cusp deflection [43,44]. These reports were also observed in the finite element analysis (Figure 3, Figure 6) and can support the in vitro results. Although resin composite inlays failed at higher FFL (about 30% higher than the ceramic groups), the failure mode was more aggressive in these groups. Non-reparable fractures were more frequent in the resin composite inlay groups ($R=15\%$, $R + DME=23\%$, and $C=8\%$) (Figure 4). Soares et al. [45] found that ceramic inlays showed fracture models with less involvement of the dental structure, while fractures of resin composite inlay restorations were catastrophic with periodontal involvement. These findings reinforce the use of FEA for understanding failure types and the probable original region of the fracture [43].

Studies have reported a promising mechanical behavior for ceramic inlays [42–44,46]. However, the different results from our study can be explained by the load application point, considering that previous studies

applied the load to the cusps and not the restoration, promoting cusp deflection. In this scenario, more resilient materials would deform and transfer the tensile stresses to the dental cavity walls. When the load is located in the center of the restoration, the resin composite absorbs a greater magnitude of stress [44,45,47], resulting in a higher FFL. In addition, the resin composite restorations are more susceptible to contact wear (attrition and abrasive), and can present occlusal deformation in the region under load of the piston [48] prior its bulk failure (Figure 5-D). In our study, the main outcome (crack or fracture in the tooth or restoration) may have occurred in steps later than necessary to cause occlusal deformation on resin composite groups. Meanwhile, the fatigue test was performed until failures that need repair or replacement (or catastrophic failures) were observed.

On the other hand, ceramic materials are brittle and, thus, tend to fail suddenly without noticeable deformation, i.e., without occurrence of plastic deformation [49]. In this sense, glass-ceramic restorations tend to present failures in the region subjected to tensile stresses especially in the area opposite the load application (radial cracks) [28,50]. Our SEM images (Figure 5) had variable failure origins: radial cracks and cracks originated on the occlusal surface. This is due to the complex distribution mechanism generated by the different occlusal anatomies of the molar teeth and the interaction between restoration and piston. Not only radial cracks from the cementation interface can lead to failure of the restoration, but also failures originating in the occlusal surface subjected to the slip, wear and crush by the antagonist tooth [48,51,52], what seems to have been the cause of the failures that were so presented in our study.

Regarding the restored tooth, the resin composite was unable to relax and transmitted the stress to the dental structure, promoting more aggressive failure modes. Moreover, the fracture resistance test may reflect the strength of the

restored tooth under static load, which does not occur in the oral environment subject to cyclic chewing loads [25,28]. In turn, ceramic restorations, especially with DME, fractured without causing irreparable damage to the tooth (Figure 4). Thus, even though they presented lower load values for failure, they seem to have a protective factor against catastrophic failures.

Although the fatigue tests intend to simulate the cyclic chewing load situations of the complex oral environment, the clinical failures also occur by interrelated fatigue and wear effects, promoted by the association of the cyclic loads with functional and parafunctional sliding loading that will cause long term deleterious effects [53].

A possible limitation for the study is that the load was applied to the central fossa did not simulate cusp deflection. Considering that this study aimed to stress the resin composite layer of the DME, loading the cusps would stress the interfaces. However, studies evaluating the effect of non-axial loads with the resultant force in the interfaces might explain even more the effect of DME on the fatigue behavior of inlay restorations, considering this resin composite layer would be subject to a combination of shear and tensile stresses.

5 CONCLUSIONS

Given the limitations of in vitro studies, it can be concluded that:

- 1) Deep margin elevation had no effect on the biomechanical behavior of inlay-restored molars.*
- 2) Resin composite inlays obtained a higher fatigue failure load, number of cycles for failure and survival rate than leucite-based ceramic inlays.*

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank VOCO GmbH for donating the materials, Dentsply Sirona Brazil for milling the inlay restorations, the Department of Physics of the Aeronautics Technological Institute (ITA) in the name of Dr. Tiago Moreira Bastos Campos for the support in obtaining the scanning electron microscopy images. This work was also supported by the Brazilian Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES – first and second author scholarship).

REFERENCES

- [1] P. Magne, W.H. Douglas, *Rationalization of Esthetic Restorative Dentistry Based on Biomimetics*, *J. Esthet. Restor. Dent.* 11 (1999) 5–15.
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1999.tb00371.x>.
- [2] A.M. de O. Dal Piva, J.P.M. Tribst, E.B. Benalcázar Jalkh, L.C. Anami, E.A. Bonfante, M.A. Bottino, *Minimal tooth preparation for posterior monolithic ceramic crowns: Effect on the mechanical behavior, reliability and translucency*, *Dent. Mater.* 25:S0109–5 (2020) 30308–0.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.001>.
- [3] I. Sailer, N.A. Makarov, D.S. Thoma, M. Zwahlen, B.E. Pjetursson, *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs)*, *Dent Mater.* 31 (2015) 603–623.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.011>.
- [4] M.J.M.C. Santos, M.C. Freitas, L.M. Azevedo, G.C. Santos, M.F. Navarro, C.E. Francischone, R.F. Mondelli, *Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up*, *Clin. Oral Investig.* 20 (2016) 1683–1690. <https://doi.org/10.1007/s00784-015-1669-z>.
- [5] M. Veneziani, *Adhesive restorations in the posterior area with subgingival cervical margins: new classification and differentiated treatment approach.*, *Eur. J. Esthet. Dent.* 5 (2010) 50–76.
- [6] P. Magne, R.C. Spreafico, *Deep Margin Elevation: a paradigm shift*, *Am. J. Esthet. Dent.* 2 (2012) 86–96.
- [7] V. Müller, K.H. Friedl, K. Friedl, S. Hahnel, G. Handel, R. Lang, *Influence of proximal box elevation technique on marginal integrity of adhesively luted Cerec inlays*, *Clin Oral Investig.* 21 (2017) 607–612.
<https://doi.org/10.1007/s00784-016-1927-8>.
- [8] D. Dietschi, R. Spreafico, *Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach.*, *Int. J. Esthet. Dent.* 10 (2015) 210–27.
- [9] D. Dietschi, R. Spreafico, *Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations.*, *Pract. Periodontics Aesthetic Dent.* 10 (1998) 47–54; quiz 56.

- [10] G.T. Rocca, N. Rizcalla, I. Krejci, D. Dietschi, Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication., *Int. J. Esthet. Dent.* 10 (2015) 392–413.
- [11] R. Frankenberger, J. Hehn, J. Hajtó, N. Krämer, M. Naumann, A. Koch, M.J. Roggendorf, Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro, *Clin. Oral Investig.* 17 (2013) 177–183. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0677-5>.
- [12] M. Zaruba, T.N. Göhring, F.J. Wegehaupt, T. Attin, Influence of a proximal margin elevation technique on marginal adaptation of ceramic inlays, *Acta Odontol. Scand.* 71 (2013) 317–324. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.680905>.
- [13] H.O. Heymann, J.R. Sturdevant, S. Bayne, A.D. Wilder, T.B. Sluder, W.D. Brunson, Examining Tooth Flexure Effects on Cervical Restorations: A Two-Year Clinical Study, *J. Am. Dent. Assoc.* 122 (1991) 41–47. [https://doi.org/10.1016/S0002-8177\(91\)25015-1](https://doi.org/10.1016/S0002-8177(91)25015-1).
- [14] D. Dietschi, M. Monasevic, I. Krejci, C. Davidson, Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement, *J. Dent.* 30 (2002) 259–269. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(02\)00041-6](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(02)00041-6).
- [15] R. Spreafico, G. Marchesi, G. Turco, A. Frassetto, R. Di Lenarda, A. Mazzoni, M. Cadenaro, L. Breschi, Evaluation of the In Vitro Effects of Cervical Marginal Relocation Using Composite Resins on the Marginal Quality of CAD/CAM Crowns., *J. Adhes. Dent.* 18 (2016) 355–62. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a36514>.
- [16] I. Ilgenstein, N.U. Zitzmann, J. Bühler, F.J. Wegehaupt, T. Attin, R. Weiger, G. Krastl, Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays, *Clin Oral Investig.* 19 (2015) 1021–8. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1325-z>.
- [17] M.J. Roggendorf, N. Krämer, A. Appelt, M. Naumann, R. Frankenberger, Marginal quality of flowable 4-mm base vs. Conventionally layered resin composite, *J. Dent.* 39 (2011) 643–647. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.07.004>.
- [18] D. Dietschi, O. Duc, I. Krejci, A. Sadan, Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies)., *Quintessence Int.* 39 (2008) 117–29.
- [19] K.J. Chun, J.Y. Lee, Comparative study of mechanical properties of dental

- restorative materials and dental hard tissues in compressive loads, *J. Dent. Biomech.* 5 (2014) 0–5. <https://doi.org/10.1177/1758736014555246>.
- [20] H. Fron Chabouis, V. Smail Faugeron, J.-P. Attal, Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review, *Dent. Mater.* 29 (2013) 1209–1218. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.009>.
- [21] S. Morimoto, F.B.W. Rebello De Sampaio, M.M. Braga, N. Sesma, M. Özcan, Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis, *J. Dent. Res.* 95 (2016) 985–94. <https://doi.org/10.1177/0022034516652848>.
- [22] S. Shibata, R. Gondo, É. Araújo, C.R.D.M. Roesler, L.N. Baratieri, Influence of surrounding wall thickness on the fatigue resistance of molars restored with ceramic inlay, *Braz. Oral Res.* 28 (2014) 1–8. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0011>.
- [23] M.P. Rippe, C. Monaco, L. Volpe, M.A. Bottino, R. Scotti, L.F. Valandro, Different Methods for Inlay Production: Effect on Internal and Marginal Adaptation, Adjustment Time, and Contact Point., *Oper. Dent.* 42 (2017) 436–444. <https://doi.org/10.2341/16-093-L>.
- [24] C.R. van den Breemer, M. Özcan, M.R. Pols, A.R. Postema, M.S. Cune, M.M. Gresnigt, Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning., *Int. J. Esthet. Dent.* 14 (2019) 52–63.
- [25] G.S. de Andrade, J.P.M. Tribst, E.F. Orozco, M. Gullo Augusto, M.A. Bottino, A.L.S. Borges, G. de S.F.A. Saavedra, Influence of different post-endodontic restoration on the fatigue survival and biomechanical behavior of central incisors, *Am. J. Dent.* 33 (2020) 227–234.
- [26] G.S. de Andrade, V. Diniz, C.E. Datte, G.K.R. Pereira, A.B. Venturini, T.M.B. Campos, M. Amaral, M.A. Bottino, L.F. Valandro, R. Marques de Melo, Newer vs. older CAD/CAM burs: Influence of bur experience on the fatigue behavior of adhesively cemented simplified lithium-disilicate glass-ceramic restorations, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 95 (2019) 172–179. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.04.002>.
- [27] J.P.M. Tribst, A.M.O. Dal Piva, A.L.S. Borges, L.C. Anami, C.J. Kleverlaan, M.A. Bottino, Survival Probability, Weibull Characteristics, Stress Distribution, and Fractographic Analysis of Polymer-Infiltrated Ceramic Network Restorations Cemented on a Chairside Titanium Base: An In Vitro and In Silico Study, *Materials (Basel)*. 13 (2020) 1879. <https://doi.org/10.3390/ma13081879>.
- [28] J.R. Kelly, Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic

- restorations., *J Prosthet Dent.* 81 (1999) 652–661.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70103-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70103-4).
- [29] L. Gressler May, J.R. Kelly, M.A. Bottino, T. Hill, Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns., *Dent Mater.* 31 (2015) 895–900.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.019>.
- [30] P. Magne, A.O. Carvalho, G. Bruzi, M. Giannini, Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process, *J. Prosthet. Dent.* 114 (2015) 574–579.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.014>.
- [31] J.P.M. Tribst, A.M. de O. Dal Piva, A.L.S. Borges, R.M. Araújo, J.M.F. da Silva, M.A. Bottino, C.J. Kleverlaan, N. de Jager, Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures, *Dent. Mater.* 36 (2020) 179–186.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022>.
- [32] P. Magne, Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data, *Dent. Mater.* 23 (2007) 539–548.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.03.013>.
- [33] E. Lutz, I. Krejci, T. Oldenburg, Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique, *Quintessence Int. (Berl.)* 17 (1986) 777–84.
- [34] K.H. Friedl, G. Schmalz, K.A. Hiller, F. Mortazavi, Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid ionomer/composite sandwich restorations., *Oper. Dent.* 22 (1997) 21–9.
- [35] R.R. Braga, T.J. Hilton, J.L. Ferracane, Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers, *J. Am. Dent. Assoc.* 134 (2003) 721–728.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0258>.
- [36] L.C.A. Oliveira, S. Duarte, C.A. Araujo, A. Abrahão, Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations, *Dent. Mater.* 26 (2010) 159–169.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.076>.
- [37] T.J. Vertolli, B.D. Martinsen, C.M. Hanson, R.S. Howard, S. Kooistra, L. Ye, Effect of Deep Margin Elevation on CAD/CAM-Fabricated Ceramic Inlays., *Oper. Dent.* (2020) 000–000. <https://doi.org/10.2341/18-315-L>.
- [38] Amesti-Garaizabal, Agustín-Panadero, Verdejo-Solá, Fons-Font, Fernández-Estevan, Montiel-Company, Solá-Ruíz, Fracture Resistance of

- Partial Indirect Restorations Made With CAD/CAM Technology. A Systematic Review and Meta-analysis, J. Clin. Med.* 8 (2019) 1932. <https://doi.org/10.3390/jcm8111932>.
- [39] M. Ferrari, S. Koken, S. Grandini, E. Ferrari Cagidiaco, T. Joda, N. Discepoli, Influence of cervical margin relocation (CMR) on periodontal health: 12-month results of a controlled trial, *J. Dent.* 69 (2018) 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.10.008>.
- [40] C. Bertoldi, E. Monari, P. Cortellini, L. Generali, A. Lucchi, S. Spinato, D. Zaffe, Clinical and histological reaction of periodontal tissues to subgingival resin composite restorations, *Clin. Oral Investig.* 24 (2020) 1001–1011. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02998-7>.
- [41] M.P. Santamaria, L.A. Queiroz, I.F. Mathias, F.L.D.S. Neves, C.A. Silveira, E. Bresciani, M.A.N. Jardini, E.A. Sallum, Resin composite plus connective tissue graft to treat single maxillary gingival recession associated with non-carious cervical lesion: Randomized clinical trial, *J Clin Periodontol.* 43 (2016) 461–8. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12524>.
- [42] K. Yamanel, A. Çağlar, K. Gülşahi, U.A. Özden, Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis, *Dent. Mater. J.* 28 (2009) 661–670. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.661>.
- [43] A.K.F. Costa, T.A. Xavier, P.Y. Noritomi, G. Saavedra, A.L.S. Borges, The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars, *Oper Dent.* 39 (2014) E160–E170. <https://doi.org/10.2341/13-092-L>.
- [44] P. Magne, U.C. Belser, Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure., *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 23 (2003) 543–55.
- [45] C.J. Soares, L.R.M. Martins, J.M.G.A. Pfeifer, M. Giannini, Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems., *Quintessence Int.* 35 (2004) 281–6.
- [46] B. Dejak, A. Młotkowski, A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endocrowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication – FEA, *Dent. Mater.* 36 (2020) 854–864. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.007>.
- [47] P. Ausiello, S. Rengo, C.L. Davidson, D.C. Watts, Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study, *Dent. Mater.* 20 (2004) 862–872. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.05.001>.

- [48] A.B. Venturini, C. Prochnow, G.K.R. Pereira, R.D. Segala, C.J. Kleverlaan, L.F. Valandro, *Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid- and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations*, *Dent. Mater.* 35 (2019) 534–542. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.013>.
- [49] J.R. Kelly, P. Rungruanganunt, B. Hunter, F. Vailati, *Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns*, *J Prosthet Dent.* 104 (2010) 228–238. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60129-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60129-1).
- [50] R.V. Machry, A.L.S. Borges, G.K.R. Pereira, C.J. Kleverlaan, A.B. Venturini, L.F. Valandro, *Influence of the foundation substrate on the fatigue behavior of bonded glass, zirconia polycrystals, and polymer infiltrated ceramic simplified CAD-CAM restorations*, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 117 (2021) 104391. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104391>.
- [51] F. Ferruzzi, B.M. Ferrairo, F.F. Piras, A.F.S. Borges, J.H. Rubo, *Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns*, *J. Appl. Oral Sci.* 27 (2019). <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2018-0297>.
- [52] Y. Zhang, J.R. Kelly, *Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering*, *Dent Clin North Am.* 61 (2017) 797–819. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.005>.
- [53] J.J. Kruzic, J.A. Arsecularatne, C.B. Tanaka, M.J. Hoffman, P.F. Cesar, *Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics*, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 88 (2018) 504–533. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.008>.

3 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Com base nos resultados da presente investigação, pode-se concluir que a elevação da margem gengival não prejudica o comportamento de fadiga das incrustações, independentemente do material restaurador indireto.

Também foi constatado que as incrustações de resina composta suportaram maior carga em fadiga, no entanto, ambos os materiais parecem suportar as cargas mastigatórias fisiológicas.

A análise por elementos finitos corroborou com os resultados do teste de fadiga. No entanto, a simulação das distribuições de tensão demonstrou que a elevação da margem poderia reduzir a tensão de tração na restauração, na camada de cimento e na estrutura dentária, especialmente nos grupos restaurados com cerâmica. O que não foi observado no teste de fadiga.

Sendo assim, pode-se concluir que ambos os materiais poderiam ser indicados para restaurações do tipo *inlay* (MOD), em molares superiores com margens gengivais profundas (1 mm abaixo da JCE). Além disso, a elevação da margem com resina composta não prejudica a performance mecânica do tratamento restaurador.

Desse modo, por ser uma técnica que visa facilitar a execução de etapas operatórias além de evitar a realização de procedimento cirúrgicos de aumento de coroa clínica, a elevação da margem gengival pode ser promissora.

REFERÊNCIAS*

Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent Biomech*. 2014 Oct 11;5:1758736014555246. doi: 10.1177/1758736014555246. PMID: 25352921.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Benalcázar Jalkh EB, Anami LC, Bonfante EA, et al. Minimal tooth preparation for posterior monolithic ceramic crowns: Effect on the mechanical behavior, reliability and translucency. *Dent Mater*. 2021 Mar;37(3):e140-e150. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.001. Epub 2020 Nov 25. PMID: 33246664.

Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int*. 2008;39(2):117–29. PMID: 18560650.

Dietschi D, Monasevic M, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. *J Dent*. 2002;30(5–6):259–69. doi: 10.1016/S0300-5712(02)00041-6. PMID: 12450717.

Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(2):210–27. PMID: 25874270.

Dietschi D, Spreafico R. Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998;10(1):47–54; quiz 56. PMID: 9582662.

Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, Krämer N, Naumann M, Koch A, et al. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):177–83. doi: 10.1007/s00784-012-0677-5. PMID: 22358378.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dent Mater.* 2013;29(12):1209–18. doi: 10.1016/j.dental.2013.09.009. PMID: 24119328.

Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc.* 1991 May;122(5):41-7. doi: 10.1016/s0002-8177(91)25015-1. PMID: 1646246.

Ilgenstein I, Zitzmann NU, Bühler J, Wegehaupt FJ, Attin T, Weiger R, et al. Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clin Oral Investig.* 2015;19(5):1021–8. doi: 10.1007/s00784-014-1325-z. PMID: 25248949.

Magne P, Douglas WH. Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics. *J Esthet Dent.* 1999;11(1):5-15. doi: 10.1111/j.1708-8240.1999.tb00371.x. PMID: 10337285.

Magne P, Spreafico RC. Deep margin elevation: a paradigm shift. *Am J Esthet Dent.* 2012;2(2):86–96.

Morimoto S, Rebello De Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 2016;95(9):985–94. doi: 10.1177/0022034516652848. PMID: 27287305.

Müller V, Friedl KH, Friedl K, Hahnel S, Handel G, Lang R. Influence of proximal box elevation technique on marginal integrity of adhesively luted Cerec inlays. *Clin Oral Investig.* 2017;21(2):607–12. doi: 10.1007/s00784-016-1927-8. PMID: 27507168.

Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent.* 2015;10(3):392–413. PMID: 26171443.

Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015;31(6):603–23. doi: 10.1016/j.dental.2015.02.011. PMID:

25842099.

Santos MJMC, Freitas MC, Azevedo LM, Santos GC, Navarro MF, Francischone CE, et al. Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. *Clin Oral Investig*. 2016;20(7):1683–90. doi: 10.1007/s00784-015-1669-z.

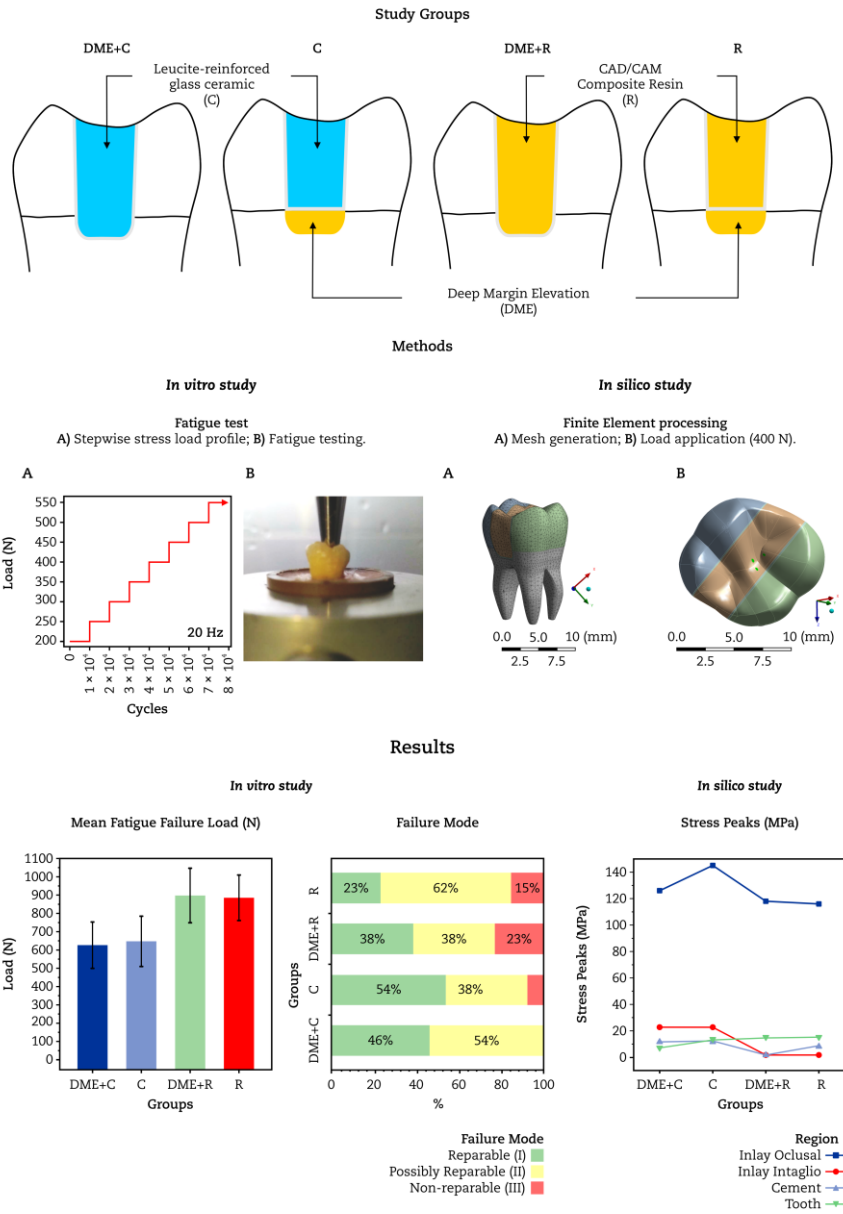
Spreafico R, Marchesi G, Turco G, Frassetto A, Di Lenarda R, Mazzoni A, et al. Evaluation of the In vitro effects of cervical marginal relocation using composite resins on the marginal quality of CAD/CAM crowns. *J Adhes Dent*. 2016;18(4):355–62. doi: 10.3290/j.jad.a36514. PMID: 27419242.

Veneziani M. Adhesive restorations in the posterior area with subgingival cervical margins: new classification and differentiated treatment approach. *Eur J Esthet Dent*. 2010;5(1):50–76. PMID: 20305873.

Zaruba M, Göhring TN, Wegehaupt FJ, Attin T. Influence of a proximal margin elevation technique on marginal adaptation of ceramic inlays. *Acta Odontol Scand*. 2013;7(2):317–24. doi: 10.3109/00016357.2012.680905. PMID: 23004362.

APÊNDICE A – Graphical abstract (resumo gráfico)

Deep margin elevation and restorative materials: its effects on fatigue behavior and stress distribution of molars restored by MOD-inlay restorations



APÊNDICE B – Detalhamento da metodologia

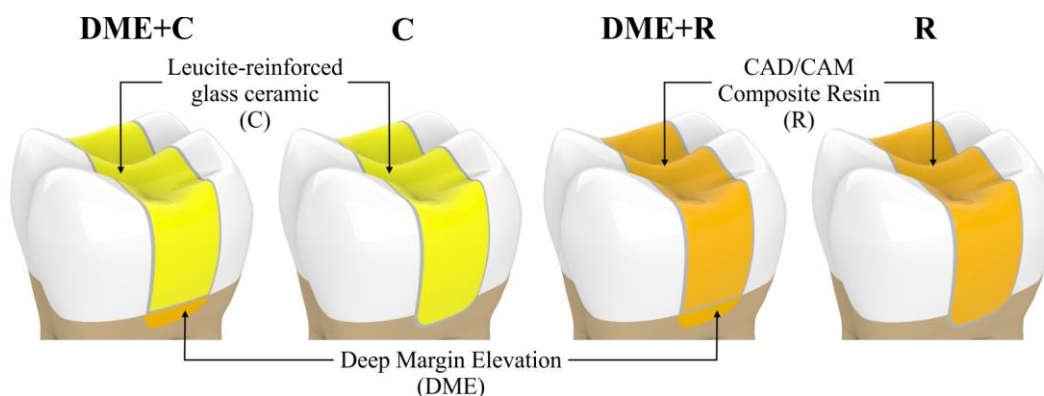
MATERIAL E MÉTODOS

1 Delineamento experimental

Este estudo consistiu de um delineamento fatorial 2×2 (n=13), considerando os seguintes fatores experimentais: presença da elevação da margem gengival em resina composta (ERC) em dois níveis (com e sem ERC); e material restaurador em 2 níveis (LEU - cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita; e RC - resina composta nanohíbrida para CAD/CAM), totalizando 4 grupos experimentais, conforme descrito à seguir (Figura 1):

- I. **Grupo DME+C:** Inlay MOD com elevação da margem cervical em resina composta e restauração indireta de cerâmica vítrea reforçada por leucita;
- II. **Grupo C:** Inlay MOD sem elevação margem da cervical em resina composta, sendo restaurado em cerâmica vítrea reforçada por leucita;
- III. **Grupo DME+R:** Inlay MOD com elevação da margem cervical em resina composta e restauração indireta de resina composta para CAD/CAM;
- IV. **Grupo R:** Inlay MOD sem elevação margem da cervical em resina composta, sendo restaurado em resina composta para CAD/CAM;

Figura 1 – Desenho esquemático dos grupos experimentais



Legenda: DME+C – grupo restaurado com inlay cerâmica e elevação da margem em resina composta; C – grupo restaurado com inlay cerâmica. DME+R – grupo restaurado com inlay em resina composta para CAD/CAM e elevação da margem em resina composta; R – grupo restaurado com inlay em resina composta para CAD/CAM; C – cerâmica; DME – Elevação da margem gengival em resina composta; R – Resina composta.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os grupos foram avaliados quanto à distribuição de tensões pelo método de análise por elementos finitos; sobrevivência e carga e nº de ciclos para falha em fadiga pelo ensaio de vida acelerado *stepwise stress*.

2 Comportamento em fadiga

Os materiais utilizados na confecção das incrustações, da elevação em resina composta e para a cimentação adesiva das amostras estão descritos no Quadro 1.

Quadro 1 – Materiais utilizados na confecção das amostras

(Continua)

Material	Fabricante	Composição	Classificação
VIPIFlash	VIPI, Pirassununga, Brasil	Pó: Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla e Pigmentos Biocompatíveis. Líquido: Monômero de Metilmetacrilato, Inibidor e DMT. *	Resina acrílica autopolimerizável
Futurabond U	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha	Líquido 1: (2-HEMA) (25– 50%), BIS-GMA (25–50%), HEDMA (10-25%), 10-MDP (5–10%), UDMA (5– 10%); catalisadores ($\leq 2,5\%$), nanopartículas de sílica; Líquido 2: Etanol (50–100%), iniciador (2,5–5%) e catalisadores ($\leq 2,5$). Valor de pH 2,3. **	Sistema adesivo universal
Admira Fusion Flow	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha	74% em peso de nanopartículas sílica e partículas de sílica (1 μm) dispersas em uma matriz orgânica deOrmocer. *	Resina bulk-fill fluída a base de Ormocer
Grandioblocs	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha	86% de partículas de carga nanohíbrida dispersas em uma matriz orgânica de 14% UDMA + DMA. *	Resina composta nanohíbrida para CAD/CAM

Quadro 1 – Materiais utilizados na confecção das amostras

(conclusão)

Material	Fabricante	Composição	Classificação
Empress CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	64.9% SiO ₂ , 16.25% Al ₂ O ₃ , 11.85% K ₂ O, 5.37% Na ₂ O, 1.56% CaO. *	Cerâmica vítrea reforçada por leucita
Total-Etch	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Ácido fosfórico 37%*	Ácido fosfórico 37%
Ceramic Bond	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha	Acetona, trimetoxissilano oxypropylic 3-metacrílico e isopropanol. ***	Agente silano
Bifix QM	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha	HEDMA, Bis-GMA e catalisadores. ****	Cimento resinoso dual

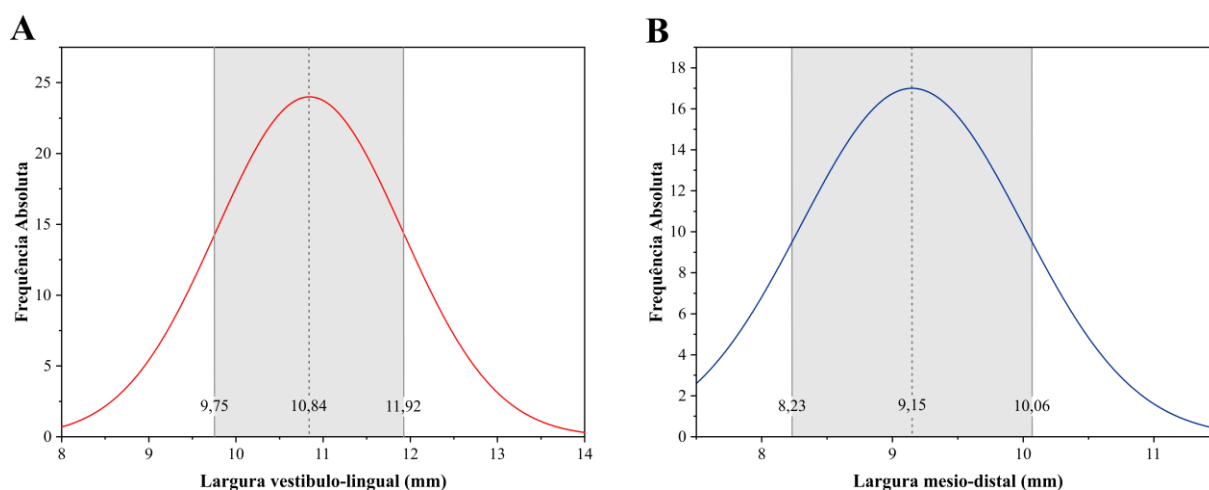
Fonte: * Fornecido pelo fabricante; **Manarte-Monteiro et al. (2019); ***Gutierrez et al. (2019); Arslan Malkoç et al., (2015).

2.1 Seleção dos dentes

Após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (Nº do processo 17738619.0.0000.0077), terceiro molares humanos recém extraídos foram selecionados, numerados e alocados aleatoriamente em 4 grupos (n=13), utilizando um programa de computacional de alocação (www.randomizer.org), o tamanho da amostra de cada grupo foi baseado nos estudos de Pivetta Rippe et al. (2019). e Shibata et al. (2014). Também, foi realizado teste de sensibilidade amostral, que resultou em 99,8% de poder do teste para o tamanho da amostra utilizada neste estudo ($\alpha=0,05$), indicando tamanho amostral adequado e resultados confiáveis.

Para reduzir a influência das dimensões dos dentes, todos foram mensurados em suas larguras vestibulo-lingual e mesio-distal, utilizando-se de um paquímetro digital (Starrett 727, Starrett, Itu, Brasil), permitindo um desvio máximo de 10% da média (Figura 2). Os dentes foram limpos e armazenados em solução de timol 0,1% com pH 7,0 a 4 ° C por um período não superior a três meses.

Figura 2 – Histograma das larguras vestibulo-lingual e mesio-distal das coroas selecionadas.



Legenda: A) Foram selecionados molares com largura VL entre 9,75 a 11,92 mm, sendo a média das larguras de 10,84 mm; B) Foram selecionados molares com largura MD entre 8,23 a 10,06 mm, sendo a média das larguras de 9,15 mm.

Fonte: Elaborada pelo autor.

2.2 Embutimento na base de resina acrílica

Um delineador foi utilizado para posicionar cada espécime com seu longo eixo perpendicular ao plano horizontal no centro da embocadura de um tubo de PVC (2 cm de diâmetro, 2,5 cm de comprimento) (Salamoni Sinhori et

al., 2019). Uma base reta garantirá a posição correta dos espécimes. Para isso, a coroa foi posicionada perpendicularmente à haste do delineador, e o conjunto haste/elemento foi fixado utilizando uma Godiva Exata (Nova DFL, Taquara, Brasil). O tubo foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável (VIPIFlash, VIPI, Pirassununga, Brasil), e o dente posicionado, mantendo 3 mm de borda cervical exposta (Figura 3) (Abu-Izze et al., 2018).

Figura 3 – Molar embutido no centro tubo de PVC com resina acrílica autopolimerizável



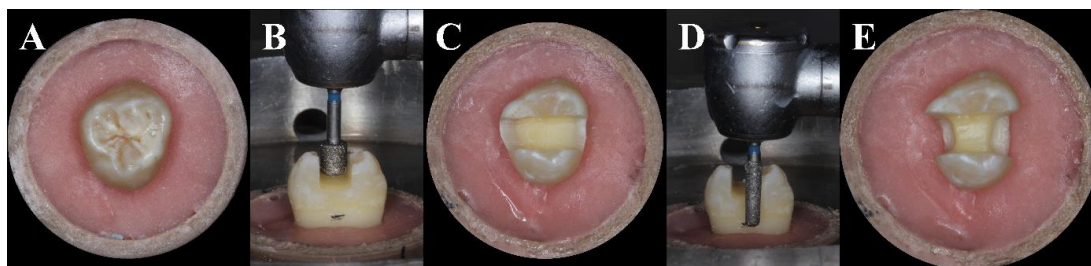
Fonte: Elaborada pelo autor.

2.3 Preparos coronários

Preparos padronizados do tipo classe II MOD para *inlays* cerâmicas foram realizados utilizando uma broca diamantada cônica com ângulos arredondados (broca #846KR Ø31; #846KR Ø18, Jota, Ruthi, Suíça) com uma peça de mão de alta velocidade e fixada a um dispositivo para padronização dos preparos de acordo com Rippe et al. (2017) (Figura 4). Os preparos foram realizados o mais paralelo possível ao longo eixo do dente com uma convergência de 6 graus para a parede pulpar contendo as seguintes dimensões:

largura vestibulo-lingual de aproximadamente 3 mm; profundidade da caixa oclusal de 2 mm; paredes proximais 1 mm abaixo da junção amelocementária e ângulos de linha internos arredondados (Figura 5). Cada ponta diamantada foi usada para preparar 4 dentes, em todos os preparos foi realizado o acabamento com uma broca diamantada de grana fina (25 µm) com a mesma geometria (broca #846KRF Ø31; #846KRF Ø18, Jota, Ruthi, Suíça).

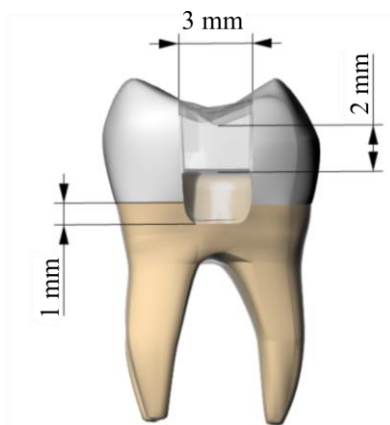
Figura 4 – Dispositivo utilizado para padronização dos preparos para inlay



Legenda: A) Terceiro molar hígido embutido em resina acrílica; B) Preparo da caixa oclusal utilizando a broca diamantada de 3,1 mm de diâmetro montada no dispositivo para padronização do preparo; C) Vista oclusal após preparo da caixa oclusal; D) Preparo das caixas proximais utilizando a broca diamantada com diâmetro de 1,8 mm montada no dispositivo para padronização do preparo; E) Vista oclusal do preparo concluído.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5 – Dimensões do preparo intra-coronário para *inlay* cerâmica



Fonte: Elaborada pelo autor.

2.4 Selamento imediato da dentina com resina fluida

Para realização do selamento imediato da dentina, uma camada do sistema adesivo universal (Futurabond U, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicada ativamente no preparo durante 20 segundos e disperso com leves jatos de ar, sendo então fotopolimerizado por 10 segundos (500 mW/cm²; Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein). Em seguida uma fina camada de resina fluída (Admira Fusion Flow, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicada sobre o preparo, utilizando um pincel descartável (Technew, Rio de Janeiro, Brasil), e sendo fotopolimerizada por 15 segundos (1200 mW/cm²; comprimento de onda entre 440 e 480 nm - Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) (van den Breemer et al., 2019).

2.5 Elevação da margem cervical em resina composta

Para o grupo DME+C e DME+R, a elevação da margem gengival em resina composta foi realizada após o selamento imediato da dentina. Sendo assim, um incremento de resina bulkfill flow (Admira Fusion Flow, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha), foi aplicado na parede gengival do preparo, estabelecendo uma distância de 1 mm de altura coronariamente da junção amelocementária, e então fotopolimerizado por 10 segundos com LED de alta intensidade (1200 mW/cm²; comprimento de onda entre 440 e 480 nm - Bluephase N, Ivoclar Vivadent e Schaan Liechtenstein).

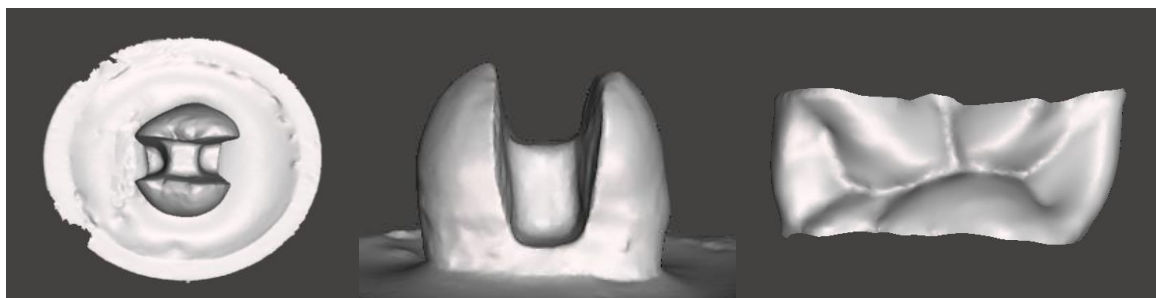
2.6 Escaneamento digital dos preparos e confecção das restaurações

Os modelos digitais foram gerados após o escaneamento dos preparos utilizando o escâner intraoral CS 3600 (Carestream Dental, Atlanta, EUA). Os arquivos foram exportados no formato “.STL”, para depois serem importados no *software* CAD (*Computer aided design*) exocad Dental CAD (exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha).

A morfologia da coroa foi gerada a partir das referências obtidas pelo escaneamento de elementos íntegros, pelo *software* CAD. Foi realizado o alívio interno para espessura de cimento padronizado em 70 µm (Figura 6). O equipamento CAM (*Computer Aided Manufacturing*) Cerec InLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) usará as restaurações a partir de blocos de resina composta para os grupos ER e R (Grandio blocs, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha), e para os grupos EC e C as restaurações foram

fresadas a partir de blocos de cerâmica vítrea reforçada por leucita (EmpressCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Figura 6 – Preparo e restaurações digitalizadas

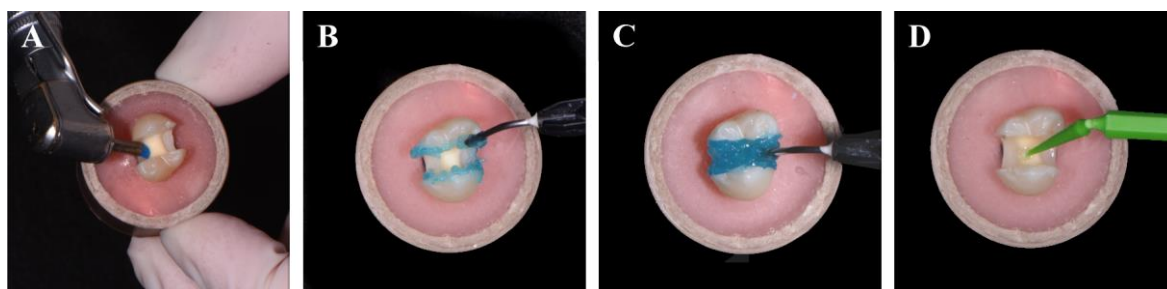


Fonte: Elaborada pelo autor.

2.7 Cimentação

Após a profilaxia do preparo utilizando clorexidina e pedra-pomes, a cavidade foi lavada e condicionada com ácido fosfórico 37% (Total-Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 30 segundos no esmalte e 15 segundos na dentina e, então, foi enxaguada com jato de água durante 30 segundos. Uma camada do sistema adesivo (Futurabond U, VOCO GmBH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicada ativamente no preparo com um microbrush durante 20 segundos e disperso com leves jatos de ar (Figura 7).

Figura 7 – Preparo do substrato dentário para a cimentação

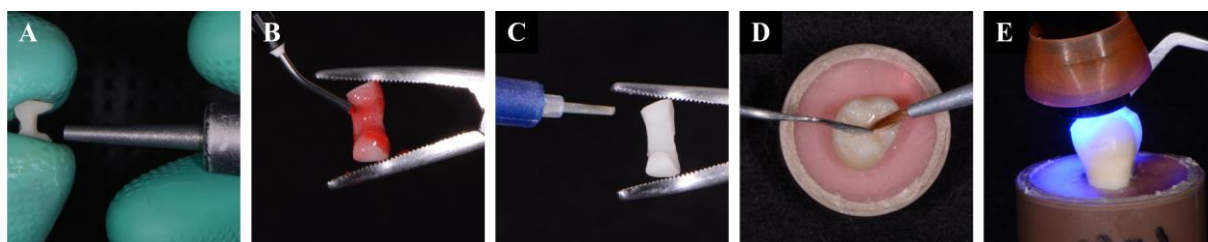


Legenda: A) Profilaxia com clorexidina e pedra-pomes; B) Condicionamento com ácido fosfórico no esmalte durante 30 segundos; C) Condicionamento da dentina durante 15 segundos; D) Aplicação do sistema adesivo.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para as restaurações do grupo DME+R e R, as restaurações foram jateadas com óxido de alumínio (50-100 μm ; 1-1,5 bar) durante 5 segundos, e em seguida, foram higienizadas em banho ultrassônico contendo álcool etílico (70%) durante 1 minuto. O Silano (Ceramic Bond, VOCO GmBH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicado na superfície interna da peça deixando agir durante 60 segundos. Em seguida, o cimento resinoso dual Bifix QM (VOCO GmBH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicado na restauração, sendo levada em posição e mantendo-se sob leve pressão, sendo o seu excesso removido com um pincel. Foram realizadas três fotopolimerizações de 40 segundos em cada face (mesial, oclusal e distal) utilizando o fotopolimerizador de luz de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) com potência de 1600 mW/cm^2 (Figura 8).

Figura 8 – Cimentação adesiva das restaurações



Legenda: A) Jateamento com óxido de alumínio das restaurações dos grupos R e DME+R; B) Condicionamento com ácido fluorídrico 5% das *inlays* dos grupos C e DME+C; C) Aplicação do agente silano na superfície interna das restaurações; D) Cimentação e remoção dos excessos; E) Fotopolimerização.

Fonte: Elaborada pelo autor.

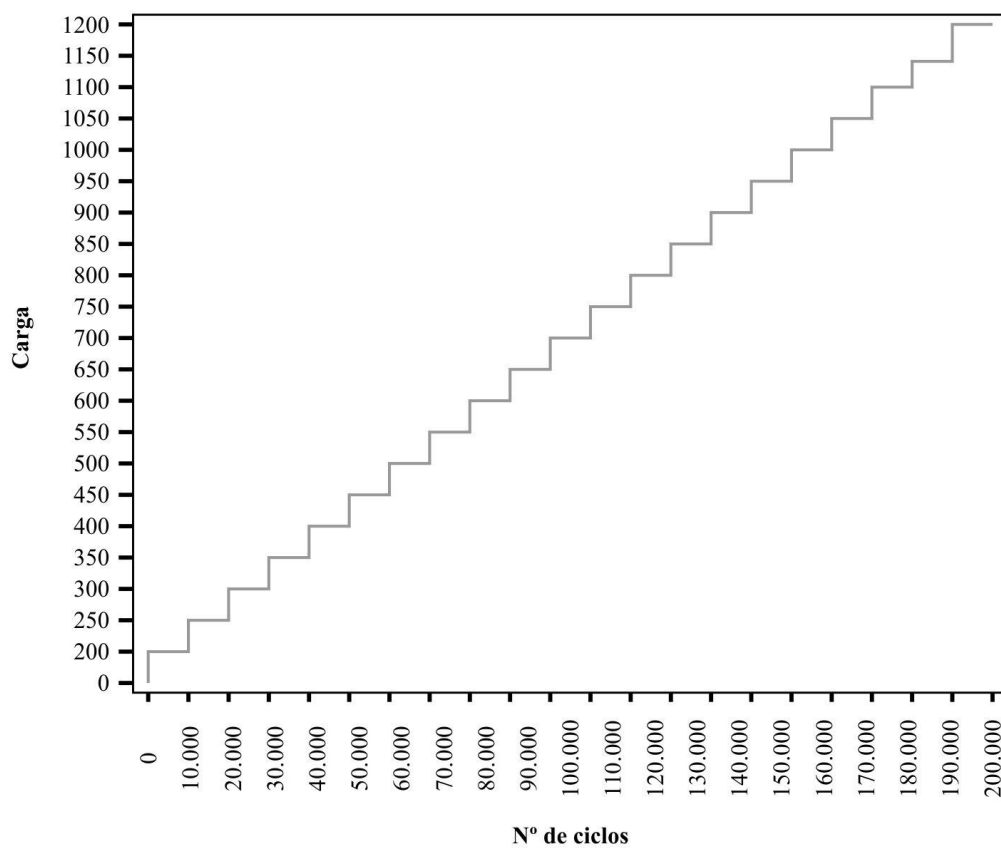
Para as restaurações do grupo DME+C e C, a superfície interna das restaurações cerâmicas foram condicionadas com ácido hidrófluorídrico 5% por 60 segundos. O silano (Ceramic Bond, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicado na superfície interna. Em seguida o cimento resinoso Bifix QM (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicado nas paredes internas, que foi levada em posição e mantida sob leve pressão com a ponta de um explorador. O excesso de cimento foi removido com microbrush, em seguida foram realizadas três fotopolimerizações de 40 segundos em cada face (mesial, oclusal e distal) utilizando o fotopolimerizador de luz de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) com potência de 1600 mW/cm². Os espécimes deverão se armazenar em um recipiente com umidade controlada a 37 °C por 24 horas.

2.8 Ensaio de fadiga

Os espécimes foram testados utilizando a metodologia *Stepwise Stress* (Anami et al., 2016; de Andrade et al., 2020b, 2019). Este desenho de ensaio simula uma situação clínica através da aplicação de carga cíclica nas amostras com o aumento de incrementos graduais de carga até falha de material ou até um número predeterminado de ciclos. Neste estudo, os espécimes foram testados com uma frequência de 20 Hz a uma carga máxima inicial de 200 N, a cada degrau de 10.000 ciclos foi acrescentado um incremento de carga de 50 N. Após cada degrau de carga, as amostras foram analisadas por transiluminação oblíqua a fim de identificar a presença de falhas. Foi considerado falha qualquer trinca ou fratura no dente ou restauração. O perfil de carregamento utilizado está descrito na (Figura 9). Durante o decorrer do teste as amostras permaneceram imersas em água destilada.

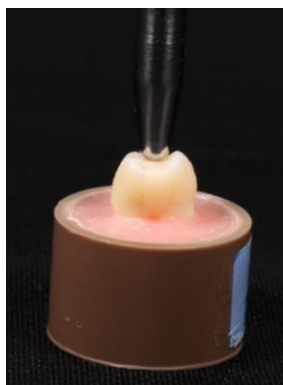
O carregamento foi realizado com um aplicador de carga de aço inoxidável com ponta arredondada correspondente à uma esfera de 2,8 mm de diâmetro (Figura 10), a carga foi aplicada no centro da fossa central promovendo um contato em tripodismo nas vertentes internas das cúspides vestibular e lingual das restaurações (Figura 11). O número de ciclos, a carga e modo de falha foram analisados.

Figura 9 – Gráfico ilustrativo do perfil de carregamento utilizado para o ensaio de fadiga *stepwise stress*.



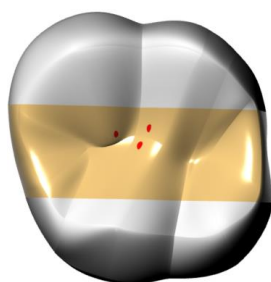
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 10 – Pistão utilizado para o teste de fadiga com esfera de 4 mm



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11 – Ponto de aplicação da carga do teste monotônico e de fadiga; a carga foi aplicada no centro da fossa central promovendo um contato em tripodismo



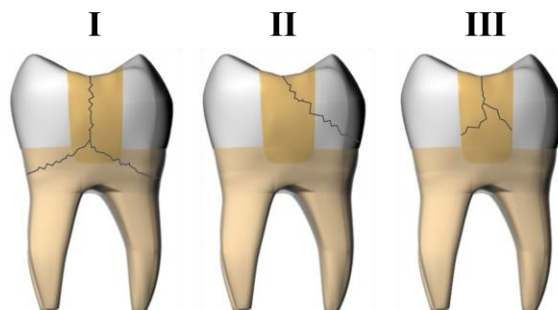
Fonte: Elaborada pelo autor.

2.9 Análise do modo de falha

O modo de falha de todos os espécimes foi avaliado por estereomicroscópio (Discovery V20, Zeiss e FEI S50, Fei Company, República Tcheca) e microscopia eletrônica de varredura (Discovery V20, Zeiss, Alemanha) para isto, as amostras foram submetidas a limpeza em cuba ultrassônica com água destilada por 5 minutos, seguido de limpeza com álcool isopropílico. Para a análise em MEV, as amostras foram fixadas ao porta amostra com fita carbono e cola de prata, e então, foram metalizadas com ouro sob baixa pressão e para avaliação

Os modos de falha foram agrupados de acordo com a classificação adaptada de Soares et al. (2018) e Magne et al. (2015) (Figura 12).

Figura 12 – Desenho esquemático ilustrando a classificação dos modos de falha que foram agrupados os corpos de prova testados



Legenda: I – Não restaurável (fratura dente/raiz que exigiria extração dentária); II – Possivelmente reparável (falha coesiva/adensiva com fragmento e danos menores ou rachadura da estrutura dentária subjacente); III – Fratura reparável (somente fratura coesiva ou adesiva da restauração).

Fonte: Elaborada pelo autor.

2.10 Análise estatística

Todas as análises estatísticas foram realizadas no software estatístico SPSS versão 21 (SPSS Inc., Chicago, EUA). Primeiramente, foi realizada uma análise descritiva da carga para falha em fadiga (FFL) e nº de ciclos para falha em fadiga (CFF) para obtenção dos valores de média e desvio padrão. Foram realizados os testes de Shapiro-Wilk e Levene a fim de constatar a distribuição e homocedasticidade dos dados de todas as variáveis, os dados foram submetidos a ANOVA 2-fatores e teste post-hoc de Tukey ($\alpha = 0,05$). Os dados FFL e CFF foram adicionalmente submetidos a análises de sobrevivência pelos testes de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (log rank) e as probabilidades de sobrevivência em cada etapa do teste foram então tabuladas em forma de gráfico e tabela.

2.11 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Espécimes representativos de cada grupo foram selecionados para análise de Microscopia eletrônica de varredura (MEV). Após a inspeção em estereomicroscópio e classificação dos modos de falha, alguns dos espécimes selecionados foram incluídos em resina acrílica (VIPI Flash, VIPI, Pirassununga, São Paulo, Brasil) e seccionados em uma máquina de corte seriado (Labcut 1010; Extec Technologies Inc), perpendicularmente à linha de fratura usando discos de diamantados em baixa velocidade, sob refrigeração abundante com água. Após a preparo dos espécimes, eles foram colocados em *stubs* de alumínio e em seguida foi realizado a metalização catódica com ouro (Emitech SC7620 Sputter Coater; Emitech, Montigny-le-Bretonneux, França), e então observados em um microscópio eletrônico de varredura (Inspect S50; FEI, Hillsboro, EUA) operando em 15 a 20 kV, e em 30 kV para imagens retroespalhadas de elétrons (BSE).

3 Análise por elementos finitos

Para avaliar a distribuição de tensão em molares superiores com as margens proximais gengivais (1 mm abaixo de JCE), restaurados com *inlays* (MOD), variando o material restaurador (cerâmica vítrea reforçada por leucita x resina composta nanohíbrida para CAD/CAM) e a presença da elevação das margens proximais com resina composta (DME), modelos tridimensionais (3D) foram confeccionados para Análise por Elementos Finitos (FEA) através do software de análises ANSYS (ANSYS 17.2, ANSYS Inc., Houston, EUA).

3.1 Obtenção dos modelos

Para isso, foi utilizado um modelo 3D de um 1º molar superior previamente validado na literatura e obtido pela técnica do BioCAD, desenhado no software CAD Rhinoceros (versão 6.0SR8 McNeill, North America, Seattle, EUA), contendo: esmalte, dentina, câmara e tecido pulpar. As modificações no modelo foram realizadas de acordo com os grupos avaliados no ensaio de sobrevivência em fadiga.

3.2 Processamento da análise por elementos finitos

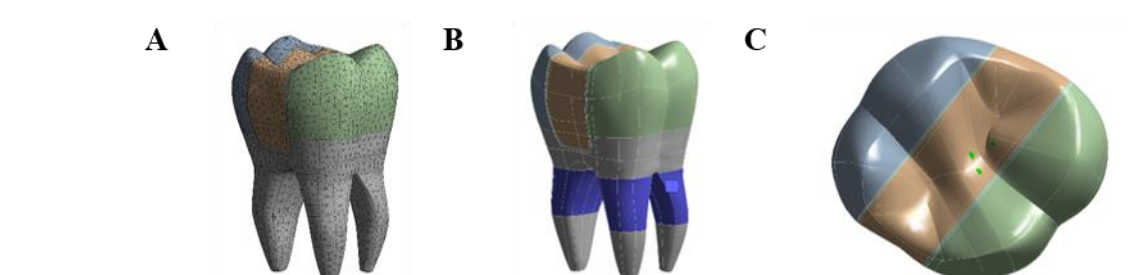
Os modelos foram importados para o software de engenharia assistida por computador (ANSYS 17.2, ANSYS Inc., Houston, EUA). A avaliação da distribuição de tensão na restauração, linhas de cimentação, dentina e margem em resina composta foram realizadas através de uma análise estática estrutural mecânica utilizando o critério de Tensão Máxima Principal, a fim de se evidenciar as regiões de tração.

As interfaces foram consideradas perfeitamente coladas e os materiais considerados isotrópicos, homogêneos e lineares. As propriedades mecânicas [módulo elástico (E) e coeficiente de Poisson (ν)] correspondentes para cada material/estrutura foram determinadas a partir da literatura (Quadro 2).

Os sólidos foram confeccionados utilizando uma malha com elementos tetraédricos (Figura 13A). A fixação do sistema foi realizada na raiz 3 mm abaixo da JCE (Figura 13B). O carregamento de 400 N (90°) foi distribuído em

três áreas de contato (vertentes triturantes, vestibular e palatina) para a simulação em máxima intercuspidação (Figura 13C).

Figura 13 – Fases do processamento dos modelos para análise por elementos finitos



Legenda: A) Malha tridimensional formada por elementos tetraédricos; B) fixação do modelo na raiz, 3 mm abaixo da junção cimento-esmalte; C) Pontos de carregamento distribuídos em três áreas de contato.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 2 – Propriedades mecânicas dos materiais a serem utilizados neste estudo

Material	<i>E</i> (GPa)	<i>V</i>
Dentina	18,6*	0,31*
Esmalte	84,1**	0,33**
Cimento Resinoso	8,3***	0,24*****
Resina Composta Fluida	9,8***	0,24*****
Cerâmica vítrea reforçada por leucita	65,0****	0,23****
Resina composta para CAD/CAM	18,3***	0,24*****

Legenda: *E* – módulo elástico; *V* – coeficiente de Poisson.

Fonte: * Holmes et al. (1996); ** Pałka et al. (2012); *** Manufacturer information; **** Campos et al. (2015); ***** Versluis et al. (2004).

REFERÊNCIAS METODOLOGIA

Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater*. 2018;34(9):1401–9. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.017. PMID: 29934124.

Anami L, Lima J, Valandro L, Kleverlaan C, Feilzer A, Bottino M. Fatigue resistance of Y-TZP/Porcelain crowns is not influenced by the conditioning of the intaglio surface. *Oper Dent*. 2016;41(1):E1–12. doi: 10.2341/14-166-L. PMID: 26266655.

de Andrade GS, Diniz V, Datte CE, Pereira GKR, Venturini AB, Campos TMB, et al. Newer vs. older CAD/CAM burs: Influence of bur experience on the fatigue behavior of adhesively cemented simplified lithium-disilicate glass-ceramic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;95:172–9. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.04.002.

De Andrade GS, Tribst JPM, Orozco EI, Augusto MG, Bottino MA, Borges AL, et al. Influence of different post-endodontic restorations on the fatigue survival and biomechanical behavior of central incisors. *Am J Dent*. 2020 Oct;33(5):227–34. PMID: 33017523.

Arslan Malkoç M, Demir N, Şengün A, Bozkurt ŞB, Hakki SS. Cytotoxicity evaluation of luting resin cements on bovine dental pulp-derived cells (bDPCs) by real-time cell analysis. *Dent Mater J*. 2015;34(2):154–60. doi: 10.4012/dmj.2014-167. PMID: 25736260.

van den Breemer CR, Özcan M, Pols MR, Postema AR, Cune MS, Gresnigt MM. Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *Int J Esthet Dent*. 2019;14(1):52–63.

Gutierrez NC, Moecke SE, Caneppele TMF, Perote LCCC, Batista GR, Huhtalla MFRL, et al. Bond strength of composite resin restoration repair: Influence of silane and adhesive systems. *J Contemp Dent Pract*. 2019;20(8):880–6. doi: 10.5005/jp-journals-10024-2632. PMID: 31797841.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996;75(2):140–7. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90090-6. PMID: 8667271.

Köken S, Juloski J, Sorrentino R, Grandini S, Ferrari M. Marginal sealing of relocated cervical margins of mesio-occluso-distal overlays. *J Oral Sci*. 2018;60(3):460–8. doi: 10.2334/josnurd.17-0331. PMID: 29695671.

Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):574–9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.014.

Manarte-Monteiro P, Domingues J, Teixeira L, Gavinha S, Manso MC. Multi-Mode adhesives performance and success/retention rates in NCCLs restorations: randomised clinical trial one-year report. *Biomater Investig Dent*. 2019;6(1):43–53. doi: 10.1080/26415275.2019.1684199.

Pałka K, Bieniaś J, Dębski H, Niewczas A. Finite element analysis of thermo-mechanical loaded teeth. *Comput Mater Sci*. 2012;64:289–94. doi: 10.1016/j.commatsci.2012.05.037.

Pivetta Rippe M, Monaco C, Missau T, Wandscher VF, Volpe L, Scotti R, et al. Survival rate and load to failure of premolars restored with inlays: An evaluation of different inlay fabrication methods. *J Prosthet Dent*. 2019;121(2):292–7. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.03.019. PMID: 30093126.

Ramos GF. Distribuição de tensões e probabilidade de falha de coroas totais em zircônia tradicional, graduada e bioinspirada [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

Rippe MP, Monaco C, Volpe L, Bottino MA, Scotti R, Valandro LF. Different methods for inlay production: effect on internal and marginal adaptation, adjustment time, and contact point. *Oper Dent*. 2017;42(4):436–44. doi: 10.2341/16-093-L. PMID: 28402732.

Salamoni Sinhori B, Vieira LCC, Baratieri LN. Influence of preparation reconstruction on the compressive strength of CAD/CAM ceramic inlays. *Int J Biomater*. 2019;7307649. doi: 10.1155/2019/7307649. PMID: 30713558.

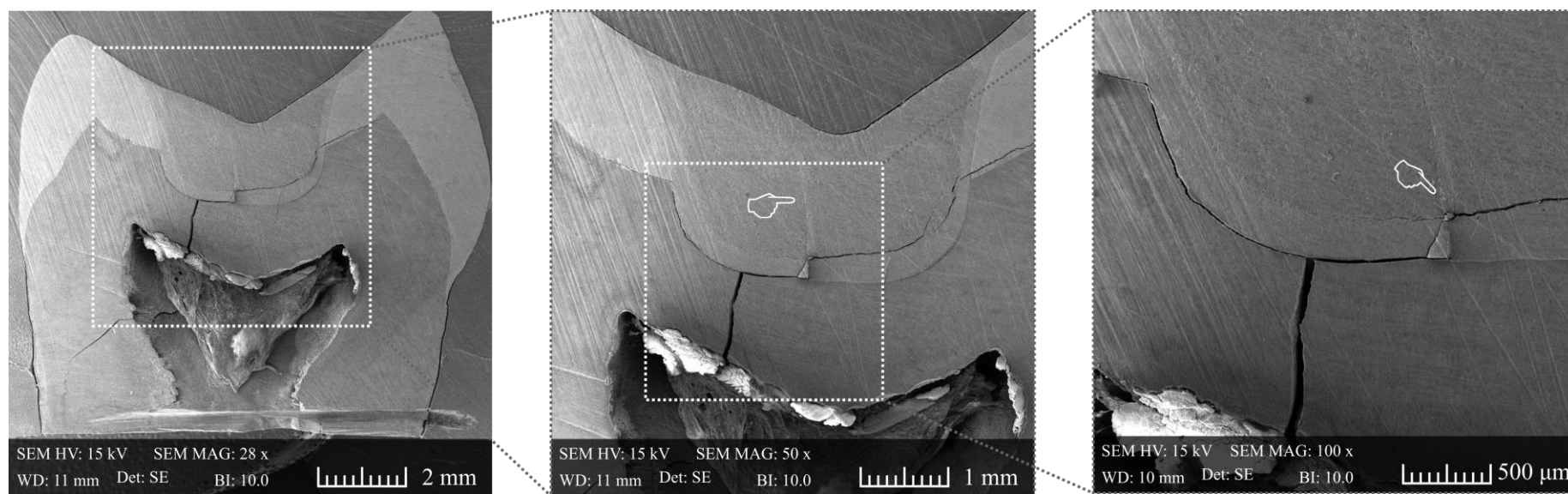
Shibata S, Gondo R, Araújo É, Roesler CRDM, Baratieri LN. Influence of surrounding wall thickness on the fatigue resistance of molars restored with ceramic inlay. *Braz Oral Res.* 2014;28(1):1–8. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0011. PMID: 24918366.

Soares LM, Razaghy M, Magne P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dent Mater.* 2018;34(4):587–97. doi: 10.1016/j.dental.2018.01.004. PMID: 29366492.

Zaruba M, Göhring TN, Wegehaupt FJ, Attin T. Influence of a proximal margin elevation technique on marginal adaptation of ceramic inlays. *Acta Odontol Scand.* 2013;7(2):317–24. doi: 10.3109/00016357.2012.680905. PMID: 23004362.

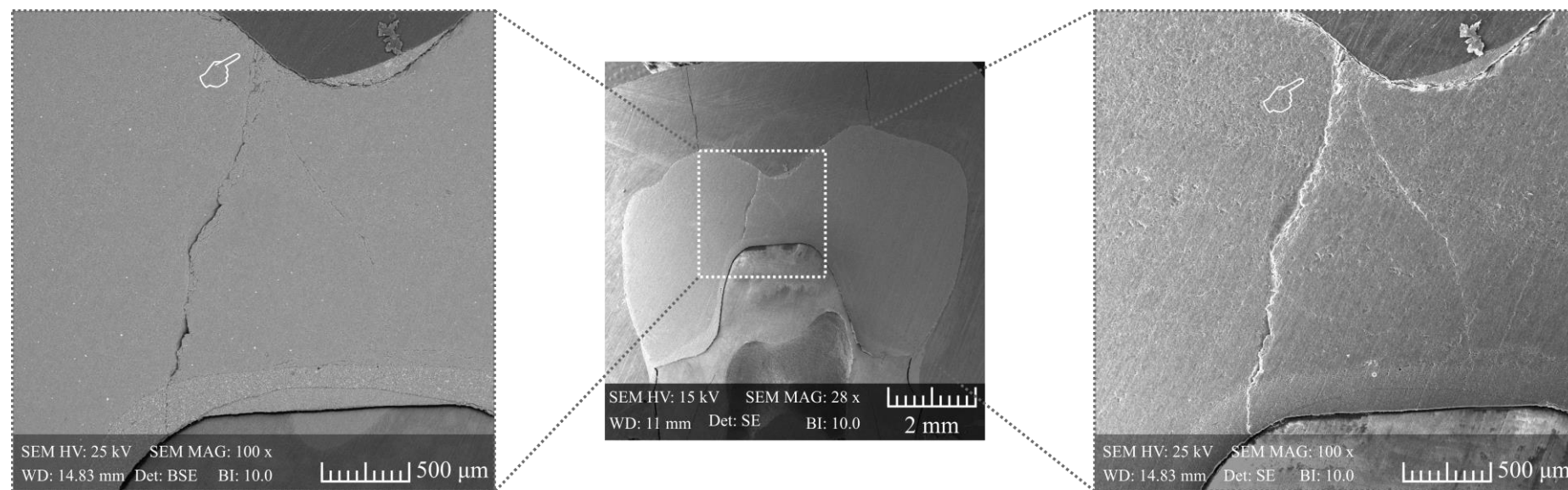
APÊNDICE C – Microscopia Eletrônica de Varredura

Figura 14 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura; Corte vestibulo-lingual de uma amostra do grupo C



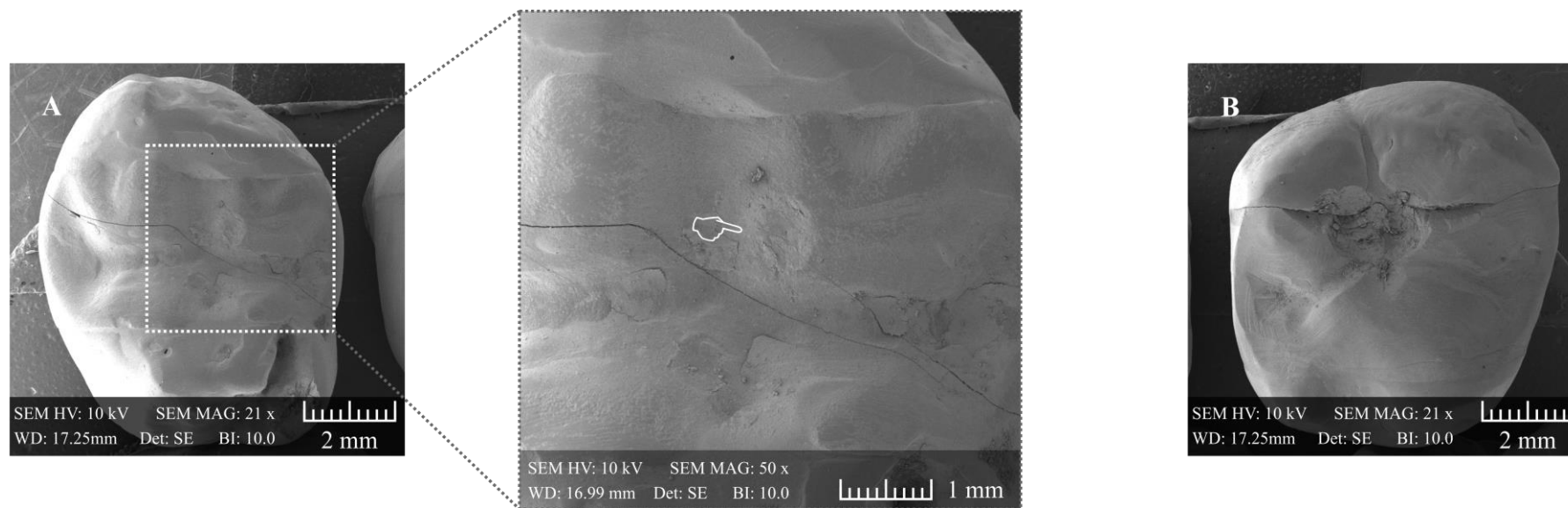
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 15 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura; Corte mesio-distal de uma amostra do Grupo C



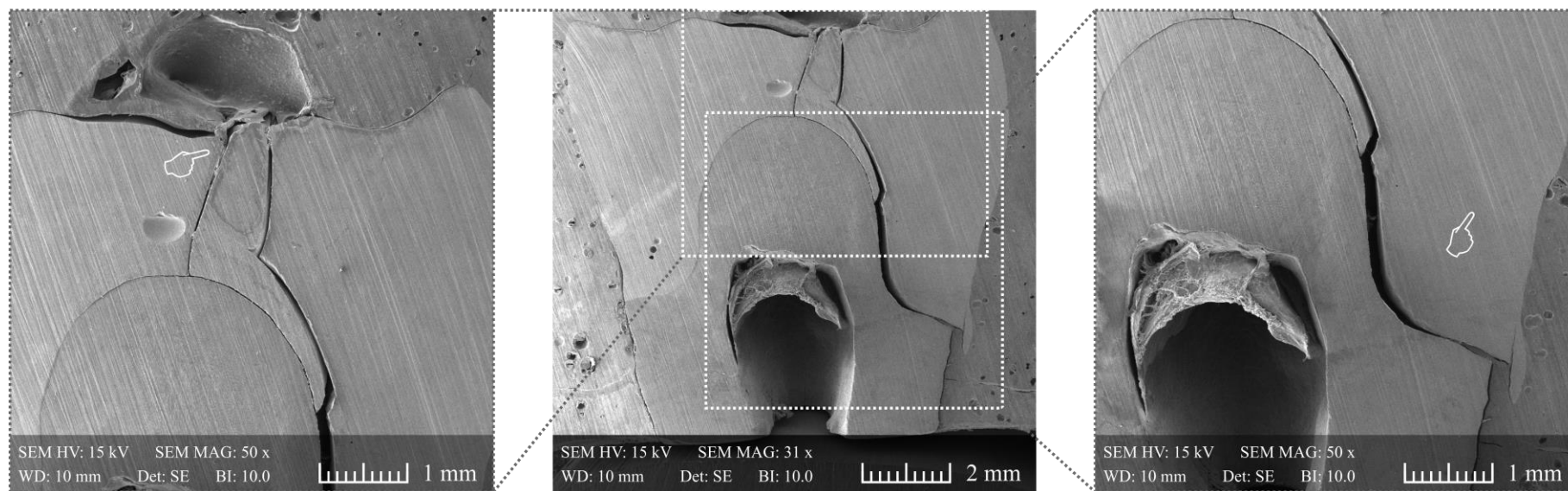
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura; A) Vista oclusal de uma amostra do Grupo DME + C; B) Vista oclusal de uma amostra do Grupo R



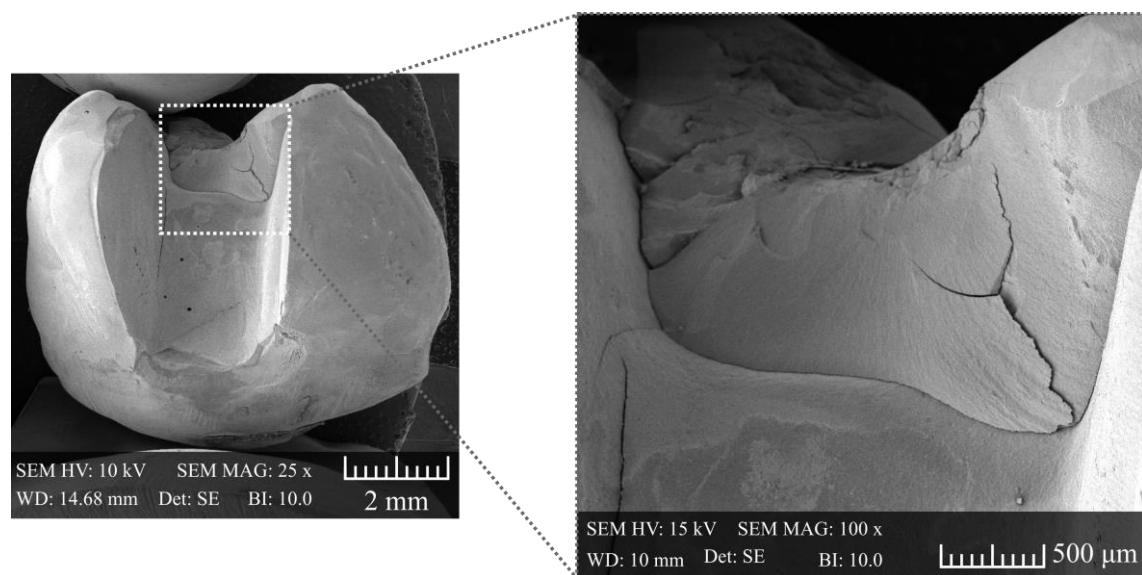
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura; Corte mesio-distal de uma amostra do grupo DME+ R



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura; Vista lateral da fratura da restauração de uma amostra do Grupo R



Fonte: Elaborada pelo autor.

ANEXO A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EFEITO DO MATERIAL RESTAURADOR INDIRETO NO COMPORTAMENTO EM FADIGA E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO DE MOLARES COM MARGENS GENGIVAIS ELEVADAS EM RESINA COMPOSTA

Pesquisador: ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 17738619.0.0000.0077

Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.515.592

Apresentação do Projeto:

O objetivo deste estudo é de avaliar a sobrevivência em fadiga e a distribuição de tensão de dentes restaurados com inlays de cerâmica ou resina

composta para CAD/CAM com margens elevadas em resina composta. Para isso cinquenta e dois terceiros molares superiores hígidos (n=13)

receberão preparos classe II mesio-ocluso-distal (MOD) para inlay cerâmica com as margens proximais 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte.

Os espécimes serão divididos em quatro grupos: Grupo EC: Restauração inlay MOD com elevação marginal e restauração indireta em cerâmica

vítrea reforçada por leucita; Grupo C: Restauração inlay MOD sem elevação marginal e restauração indireta em cerâmica vítrea reforçada por leucita;

Grupo ER: Restauração inlay MOD com elevação marginal e restauração indireta em resina composta para CAD/CAM; Grupo R: Restauração inlay

MOD sem elevação marginal e restauração indireta em resina composta para CAD/CAM. Para o teste de fadiga, três espécimes de cada grupo

serão testados monotonicamente para determinação da força máxima média, em N. A partir destes dados, serão determinados os perfis de

carregamento para o teste de vida acelerado stepwise stress, onde os demais espécimes serão

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777

Bairro: Jardim São Dimas

CEP: 12.245-000

UF: SP

Município: SAO JOSE DOS CAMPOS

Telefone: (12)3947-9078

Fax: (12)3947-9010

E-mail: ceph.ict@unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



Continuação do Parecer: 3.515.592

carregados até a fratura ou a suspensão do ensaio após a quantidade de ciclo determinado pelo perfil de carregamento em máquina de simulação de mastigação. O degrau de carga e a carga em que cada espécime falhou será utilizado para análise de sobrevivência, assim como os dados de espécimes sobreviventes ao teste, caso existam. Após a tabulação dos dados em uma tabela de sobrevivência, serão realizadas as análises de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (Long Rank test), seguidas por comparação múltipla aos pares, todos com nível de significância de 5%. O modo de falha dos espécimes será avaliado por estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura. Também será realizada a análise por elementos finitos dos mesmos grupos experimentais. Os dados serão discutidos frente a literatura pertinente

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo desse estudo é avaliar o a distribuição de tensão e a sobrevivência em fadiga demolares superiores restaurados em inlays com elevação das margens em resina composta. A hipótese a ser testada será: H0: O material restaurador indireto não influenciará na sobrevivência em fadiga dos molares com margens elevadas em resina composta.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Não há riscos diretos aos doadores, pois serão utilizados dentes já extraídos com devida indicação, porém poderá haver quebra ou perda dos mesmos, quando de sua manipulação.

Benefícios:

O tratamento de dentes nos quais são indicadas restaurações parciais indiretas com margens cervicais que encontram-se a nível ou subgengivais, ainda é um desafio para o cirurgião dentista. Além disso, ainda não há um consenso na literatura a respeito da melhor opção terapêutica. Por isso, espera-se que os resultados deste estudo contribuam para a decisão de tratamento de pacientes que necessitem desse tipo de tratamento. Para isso os resultados encontrados serão também divulgados para a comunidade científica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto mostra-se exequível e espera-se que os resultados deste estudo contribuam para a decisão de tratamento de pacientes que necessitem desse tipo de procedimento.

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph.ict@unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



Continuação do Parecer: 3.515.592

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados 05 termos de cessão de material biológicos(dentes)

Recomendações:

Nd

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Nd

Considerações Finais a critério do CEP:

Colegiado acata o parecer do(a) Relator(a).

O (a) pesquisador(a) irá receber e-mail da Secretaria do CEPH-ICT-CAMPUS DE SJCAMPOS-UNESP, para envio de relatórios parciais/final, para não incorrer na penalidade de não o fazendo, em não ter novas submissões avaliada pelo Comitê de Ética, até que sane a pendência de envio do relatório, na forma de notificação através do sistema da Plataforma Brasil. Obs:- No site <https://www2.ict.unesp.br/> – Sobre o ICT – Comissões e Comitês - Comitê de Ética Envolvendo Seres Humanos, encontrará o formulário para envio do Relatório parcial/final

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1378229.pdf	03/07/2019 17:14:39		Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	03/07/2019 17:14:22	ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.docx	03/07/2019 17:01:46	ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI	Aceito
Outros	Termo5.pdf	03/07/2019 16:27:27	ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI	Aceito
Outros	Termo4.pdf	03/07/2019 16:26:55	ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI	Aceito
Outros	Termo3.pdf	03/07/2019 16:26:44	ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI	Aceito
Outros	Termo2.pdf	03/07/2019 16:26:31	ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI	Aceito

Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777

Bairro: Jardim São Dimas

CEP: 12.245-000

UF: SP

Município: SAO JOSE DOS CAMPOS

Telefone: (12)3947-9078

Fax: (12)3947-9010

E-mail: ceph.ict@unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



Continuação do Parecer: 3.515.592

Outros	Termo1.pdf	03/07/2019 16:26:17	ELISA DONARIA ABOUCAUCH GRASSI	Aceito
--------	------------	------------------------	--------------------------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO JOSE DOS CAMPOS, 19 de Agosto de 2019

Assinado por:
Denise Nicodemo
(Coordenador(a))

Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777

Bairro: Jardim São Dimas

CEP: 12.245-000

UF: SP

Município: SAO JOSE DOS CAMPOS

Telefone: (12)3947-9078

Fax: (12)3947-9010

E-mail: ceph.ict@unesp.br

ANEXO B - Comprovante de envio do artigo

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials
Effect of deep margin elevation and restorative materials on fatigue behavior and stress distribution of MOD-inlay restored molars
 --Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Article Type:	Research Paper
Section/Category:	Composite Biomaterials
Keywords:	Dental restoration failure; Dental porcelain; Composite resins; Inlays; Fatigue fractures; Finite element analysis
Corresponding Author:	Guilherme Saavedra, DDS, MS, PhD Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho BRAZIL
First Author:	Elisa Donaria Aboucauch Grassi, DDS
Order of Authors:	Elisa Donaria Aboucauch Grassi, DDS Guilherme Schmitt de Andrade, DDS, MS João Paulo Mendes Tribst, DDS, MS, PhD Renan Vaz Machry, DDS, MS Luiz Felipe Valandro, DDS, MS, PhD Nathalia de Carvalho Ramos, DDS, MS, PhD Eduardo Bresciani, DDS, MS, PhD Guilherme Saavedra, DDS, MS, PhD
Abstract:	This study evaluated the effect of deep margin elevation (DME) and restorative materials (leucite-reinforced glass-ceramics [C] × indirect composite resin [R]) on the fatigue behavior and stress distribution of MOD-inlay restored upper molars with proximal margins 2 mm below the cemento-enamel junction. Fifty-two extracted human third molars were collected and randomly assigned into four groups (n=13): C, DME+C, R, and DME+R. Inlays were fabricated in CAD-CAM and bonded to all teeth. The fatigue behavior was assessed with the stepwise stress test (10,000 cycles/step; step=200N; 20 Hz; initial load=200 N). Fatigue failure loads, number of cycles, and failure modes were recorded. The data were analyzed with 2-way ANOVA and Tukey's test ($P < 0.05$) and Kaplan-Meier survival plots. The stress distribution was assessed with finite element analysis. The models were considered isotropic, linear, homogeneous, and presented bonded contacts. A tripod axial load (400 N) was applied to the occlusal surface. The stress distribution was analyzed with the maximum principal stress criterion. For fatigue, there was no difference regarding the presence of DME ($P > .05$). For the material factor, the load and number of cycles for failure were statistically higher in the R groups ($P < .05$). The finite element analysis showed that composite resin inlays concentrated more tensile stress in the tooth structure, while ceramic inlays concentrated more stress in the restoration. Non-reparable failures were more frequent in the groups restored with composite resin inlays. It can be concluded that DME was not negative for fatigue and biomechanical behaviors. Composite resin inlays were more resistant to the fatigue test, although the failure mode was more aggressive.