

**Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia**

Monise de Paula Rodrigues

Remoção seletiva de dentina cariada e selamento pulpar com ionômero de vidro reduz tensões de contração em restaurações de resina composta bulk-fill em molares.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do Título de Doutor em Odontologia na Área de Concentração de Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 14 de setembro de 2020

Monise de Paula Rodrigues

Remoção seletiva de dentina cariada e selamento pulpar com ionômero de vidro reduz tensões de contração em restaurações de resina composta bulk-fill em molares.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do Título de Doutor em Odontologia na Área de Concentração de Clínica Odontológica Integrada.

Banca Examinadora

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares, UFU

Prof. Dra. Priscilla Barbosa Ferreira Soares, UFU

Prof. Dra. Renata Afonso da Silva Pereira, UNITRI

Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo, UFG

Prof. Dr. Roberto Sales e Pessoa, UNITRI

Suplentes

Prof. Dra. Karla Zancopé, UFU

Prof. Dra. Natércia Resende da Silva, UNITPAC

Uberlândia, 14 de setembro de 2020

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

R696 2020	<p>Rodrigues, Monise de Paula, 1992- Remoção seletiva de dentina cariada e selamento pulpar com ionômero de vidro reduz tensões de contração em restaurações de resina composta bulk-fill em molares. [recurso eletrônico] / Monise de Paula Rodrigues. - 2020.</p> <p>Orientador: Carlos José Soares. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Odontologia. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.te.2020.649 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Odontologia. I. Soares, Carlos José, 1965-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós- graduação em Odontologia. III. Título.</p> <p>CDU: 616.314</p>
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
 Av. Pará, 1720, Bloco 4L, Anexo B, Sala 35 - Bairro Umarama, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3225-8115/8108 - www.ppgoufu.com - copod@umarama.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Odontologia				
Defesa de:	Doutorado, número 49, PPGODONTO				
Data:	Dezoito de Setembro de Dois Mil e Vinte	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	17:30
Matrícula do Discente:	11813ODO012				
Nome do Discente:	Monise de Paula Rodrigues				
Título do Trabalho:	Remoção seletiva de dentina cariada e selamento pulpar com ionômero de vidro reduz tensões de contração em restaurações de resina composta <i>bulk-fill</i> em molares				
Área de concentração:	Clínica Odontológica Integrada				
Linha de pesquisa:	Biomecânica aplicada à Odontologia				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Biomecânica aplicada à Odontologia				

Reuniu-se em Web Conferência pela plataforma MConf - RNP, em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, pela Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Odontologia, assim composta: Professores Doutores: Priscilla Barbosa Ferreira Soares (UFU); Renata Afonso da Silva (UNITRI), Crisnicaw Veríssimo (UFG), Roberto Sales e Pessoa (UNITRI) e Carlos José Soares orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Carlos José Soares, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

[A]provado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Documento assinado eletronicamente por **Carlos José Soares, Professor(a) do Magistério Superior,**



em 18/09/2020, às 17:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Roberto Sales e Pessoa, Usuário Externo**, em 18/09/2020, às 17:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Priscilla Barbosa Ferreira Soares, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/09/2020, às 17:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Crisnicaw Veríssimo, Usuário Externo**, em 18/09/2020, às 17:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Renata Afonso da Silva, Usuário Externo**, em 20/09/2020, às 10:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2255971** e o código CRC **52FDA3EB**.

DEDICATÓRIA

Em todos os instantes, em todos os momentos, de todas as formas, **Deus** permaneceu por perto e jamais me abandonou. Quando paro para observar a minha história, encontro a graça por todos os lados e eu me alegro com tudo que foi construído até aqui. Sinto uma gratidão imensa por ter sido rodeada de amigos, de família, de amor. Obrigada por cada um que acreditou em mim e no meu trabalho.

Aos meus pais e irmã, Itamar, Rita e Tamara. Vocês são meus exemplos de amor mais puro, de sabedoria divina, e de Deus perante nossas vidas. Vocês me ensinam, cada um com seu jeito particular de ser, a sempre colocar o amor acima de tudo. Vocês me ensinam a confiar em Deus, TODAS as coisas! Vocês são os meus maiores presentes e os meus grandes tesouros. Obrigada por tudo que são em todos os dias da minha vida. Vocês sempre serão a base de todas as minhas conquistas. Admiro Vocês. Amo Vocês!

À minha família, Guilherme e Henrique. Vocês são o meu lembrete diário, da sorte que tenho. Sei que vocês estarão sempre por perto, nos grandes e nos pequenos momentos, quando eu precisar sorrir ou chorar, quando eu precisar de um abraço, um conselho ou um sorriso, quando eu precisar ouvir a verdade, quando for celebrar vitórias ou perdas, para me fazer voar ou colocar os pés no chão, não importa as circunstâncias, sei que vocês estarão sempre ali. E eu também estarei por vocês. Sempre! Muito Obrigada por tudo que vocês fazem por mim. Obrigada Vida, por fazer de tudo pela minha felicidade, por me desafiar a ser melhor a cada dia, por me ensinar a ver a vida de forma simples, por dedicar a sua vida pelo crescimento da nossa família, obrigada por ser meu companheiro nessa jornada que chamamos de vida! Filho, você é a minha razão, a minha dedicação, a minha oração, a minha gratidão, o meu ontem, o meu hoje e o meu amanhã. Obrigada por de uma forma tão simples e pura fazer toda diferença na minha vida. Henrique, você é paz, é amor, é carinho, é meu refúgio. O sentimento hoje é de gratidão pela família que eu tenho e que me apoiou em todos os dias dessa jornada!

Aos meus sogros, cunhada e cunhado, Mariza, Aloísio, Jordana e Raony. Obrigada por todo apoio e força no dia-a-dia. Jamais vou conseguir agradecer o cuidado que têm/tiveram comigo desde sempre. Recebi de vocês toda força para conclusão dessa etapa. Obrigada por não medirem esforços em me ver feliz, e por estarem sempre felizes com as minhas conquistas.

Ao Professor Carlos José Soares. Para que tudo isso fosse possível em primeiro lugar contei com você, como líder, orientador e amigo. Obrigada por me inspirar coragem e por me dar forças nos dias de medo, inseguranças e angústias. A sua presença me faz sentir uma paz mais intensa, e me faz acreditar que eu posso ir sempre mais longe do que imagino. Os seus conselhos cuidadosos abriram meus olhos para muitas decisões importantes na minha vida durante esses 10 anos. A minha admiração vem da sua força, da sua dedicação e da sua entrega. Sorte de quem tem você como guia durante essa trajetória. Sorte de quem tem o privilégio de estar ainda que por poucos minutos na sua companhia diária. Sorte de quem pode aprender com você, todos os dias, o quão

simples é a vida e o quão simples devemos ser. Como acho incrível isso, de ver você conseguir ser otimista o tempo todo. Não importa a situação, você está ali, pronto para enfrentar e sempre dizendo “vai dar certo”. Como acho incrível sua simplicidade e humildade. Muito Obrigada pela confiança, pela sua amizade, por estar sempre presente e dedicar o seu tempo para o crescimento das outras pessoas. Eu peço a Deus que continue te fortalecendo a cada dia, que você continue marcando trajetórias de vidas e que ele te proteja sempre!

AGRADECIMENTOS

À banca de defesa,

À Profa. Dra. Priscilla Barbosa, por quem tenho um carinho enorme. Obrigada, também, pelas oportunidades e pelo jeito sempre tão gentil e carinhoso que sempre me tratou. Obrigada por tantos, mas tantos conhecimentos adquiridos com você. Obrigada por sempre me ajudar em todas as minhas dificuldades. Seu reconhecimento profissional é fruto deste trabalho grandioso que você faz com muito amor.

À Profa. Dra. Renata Afonso. Obrigada pelo carinho, incentivo, paciência e auxílio em todos os momentos nessa trajetória. Foi muito bom poder contar com você. Obrigada por tudo sempre.

Ao Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo. Você fez parte de toda a trajetória de elementos finitos. Obrigada por todo conhecimento adquirido com você, nos nossos erros e na eterna busca pelo 3004. Você para mim é sinônimo de profissional competente e dedicado. Merece todo sucesso do mundo!

Ao Prof. Dr. Roberto Sales e Pessoa. Agradeço por todas as oportunidades e por todo aprendizado adquirido com você durante todos esses anos, pela confiança em compartilhar seus conhecimentos. Admiro seu trabalho como professor e pesquisador. Agradeço por você contribuir tanto com as nossas pesquisas. Com certeza essa parceria deu muito certo e vai render sempre bons frutos.

Aos meus familiares e amigos,

Aos professores da Universidade Federal de Uberlândia,

À equipe BIAOR,

Aos amigos da 72ª Turma de Odontologia UFU e amigos da pós-graduação,

A CAPES pela bolsa de doutorado, A Fapemig, Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia e CPBio,

A minha querida equipe odontologia UBSF Jardim Brasília II,

Ao entrar nesse desafio, eu tive no meu caminho pessoas muito queridas que me ofereceram todo auxílio, apoio e carinho. São vocês que fizeram diferença e permitiram que esse sonho fosse realizado. Muito Obrigada!!

EPÍGRAFE

*“Quem deseja plantar memórias precisa arrancar distrações. Olhe nos olhos,
ouça com atenção, sorria sem economizar felicidades, divirta-se com os
detalhes e seja grato pela beleza do instante. O agora pode ser especial,
honre-o”*

Grulha

SUMÁRIO

RESUMO/PALAVRAS-CHAVES	1
ABSTRACT/KEYWORDS	3
1 INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	5
2 PROPOSIÇÃO	11
3 MATERIAL E MÉTODOS	12
3.1 Cálculo da contração pós-gel	12
3.2 Cálculo do módulo de elasticidade	14
3.3 Análise por elementos finitos	15
4 RESULTADOS	20
5 DISCUSSÃO	24
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	27
REFERÊNCIAS	27

RESUMO

A cárie dental em molares jovens progride de forma acelerada gerando necessidade de intervenções restauradoras em cavidades que envolvem degradação da dentina. A remoção do tecido infectado e afetado pela cárie gera ainda controvérsia na estratégia mais adequada a ser utilizada. Frente a este contexto, o objetivo desse estudo foi avaliar o efeito da remoção seletiva ou total de tecido cariado em molares afetados por cárie profunda restaurados usando resina composta bulk fill (Tetric N Ceram, Ivoclar Vivadent) com ou sem o uso de camada protetora do complexo dentino-pulpar com cimento de ionômero de vidro modificado por resina, CIVMR (Vitrebond, 3M Oral Care) na distribuição de tensão no teto da câmara pulpar como possível causa de sensibilidade pulpar. Modelos de elementos finitos foram criados a partir de raio-X digital de primeiro molar inferior caracterizando os grupos experimentais: I. dente hígido (H); II. dente com cárie profunda (CP); III. remoção seletiva da dentina infectada e com uso de base de ionômero de vidro (RS-CIVMR); IV. remoção seletiva da dentina infectada e sem uso de base de ionômero de vidro (RS-SCIVMR); V. remoção não seletiva da dentina cariada e com uso de base de ionômero de vidro (RNS-CIVMR); e VI. remoção não seletiva da dentina cariada e sem uso de base de ionômero de vidro (RNS-SCIVMR). O módulo de elasticidade da dentina hígida, afetada e infectada por cárie foi calculado usando nanoindentação dinâmica. A contração pós-gel da resina composta bulk fill e CIVMR foram determinadas usando o método de extensometria. A tensão de Von Mises modificado (MPa) foi extraída nos nós da parede interna da câmara do teto pulpar após procedimento restaurador e com simulação de carga oclusal de 100N. Os dados foram analisados qualitativamente por imagens de padrões de distinção de tensões e quantitativamente pelos picos de tensões ao longo do teto da câmara pulpar. Ambos os fatores do estudo influenciaram a concentração de tensão durante o procedimento restaurador. A tensão gerada durante o procedimento restaurador foi maior para remoção não seletiva de cárie sem uso de CIVMR (25,9 MPa) e menor quanto à remoção seletiva de cárie com uso de CIVMR (13,5 MPa). Molar com cárie profunda mostrou alta tensão no teto da polpa (89,6 MPa) e na estrutura coronal fragilizada. Durante a simulação da força de mordida o

grupo com remoção não seletiva de cárie sem uso CIVMR apresentou valores de tensão de von Mises modificado mais elevados que a remoção seletiva de cárie associada ao uso de CIVMR. A remoção seletiva de cárie seguida pelo uso de CIVMR reduziu as tensões no teto da câmara pulpar após restauração e durante a força de mordida. A remoção seletiva de cárie em dentes molares com cárie profunda, além de evitar a exposição acidental da polpa, pode também minimizar a ocorrência de sensibilidade pulpar após a restauração com resina composta bulk fill, principalmente quando associada ao CIVMR.

PALAVRAS-CHAVE: análise de elementos finitos, tensão, cárie dental, sensibilidade pulpar, remoção seletiva de dentina cariada, remoção não seletiva de dentina cariada.

ABSTRACT

Dental caries in young molars progress rapidly, generating the need for restorative interventions in cavities involving dentin degradation. The removal of infected and caries-affected tissue is still controversial in the most appropriate strategy to be used. According to this context, the purpose of this study was to evaluate the effect of selective or total caries removal on molars affected by deep caries restored using bulk fill composite resin (Tetric N Ceram, Ivoclar Vivadent) with or without the use of a protective layer of the complex dentino-pulp with resin-modified glass ionomer cement, RMGIC (Vitrebond, 3M Oral Care) in the distribution of tension in the pulp chamber roof as a possible cause of pulp sensitivity. Finite element models were created from digital X-ray of the lower first molar characterizing the experimental groups: I. healthy tooth; II. tooth with deep caries; III. selective removal of infected dentin using a glass ionomer liner; IV. selective removal of infected dentin and without using a glass ionomer liner; V. non-selective removal of decayed dentin and using a glass ionomer liner; and VI. non-selective removal of decayed dentin and without using a glass ionomer liner. The dentin healthy elasticity module, affected and infected tooth decay was calculated using dynamic nanoindentation. The post-gel contraction of the bulk fill and RMGIC composite resin were determined using the extensometry method. The modified Von Mises tension (MPa) was extracted at the nodes of the inner wall of the pulp ceiling chamber after a restorative procedure and with a 100N occlusal load simulation. The data were analyzed qualitatively by images of stress distribution patterns and quantitatively by stress peaks along the pulp chamber roof. Both factors of the study influenced the stress concentration during the restorative procedure. The tension generated during the restorative procedure was higher for non-selective caries removal without using RMGIC (25.9 MPa) and lower for selective caries removal using RMGIC (13.5 MPa). Molar with deep caries showed high tension in the pulp roof (89.6 MPa) and in the weakened coronal structure. During the bite force simulation, the group with non-selective caries removal without using RMGIC presented higher modified von Mises tension values than the selective caries removal associated with the use of RMGIC. The selective removal of caries followed by the use of RMGIC reduced

the sensibility on the pulp chamber roof after restoration and during the bite force. The pulp sensitivity observed in molar teeth affected by caries during the chewing process can also be explained by the high concentration of stresses in the roof of the pulp chamber. The selective removal of caries in molar teeth with deep caries, in addition to avoiding accidental pulp exposure, can also minimize the occurrence of pulp sensitivity after restoration with bulk fill composite resin, especially when associated with RMGIC.

KEY-WORDS: finite element analysis, stress, dental caries, pulp sensitivity, selective caries remove, non-selective caries remove.

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

O dente é um tecido mineralizado, basicamente constituído por esmalte, dentina e polpa, suscetível ao processo de desmineralização por desequilíbrio de pH do meio bucal gerado por ácidos de bactérias e outras fontes (Bowen, 2013). A cárie é uma doença multifatorial que em sua forma mais simples ocorre na presença de biofilme cariogênico aderido à superfície dentária, produzindo ácidos, particularmente o ácido lático, a partir de carboidratos fermentáveis (Conrads & About, 2018). Naturalmente, há equilíbrio dinâmico no meio bucal no qual o esmalte pode ser desmineralizado e remineralizado sem perda significativa de substância. Na fase em que ocorre desequilíbrio nos processos de desmineralização e remineralização, pode resultar na formação da lesão de cárie, pela destruição localizada dos tecidos dentais, tornando nos estágios mais avançados da doença necessário a intervenção restauradora (Joves *et al.*, 2014, Conrads & About, 2018) (Figura 1).

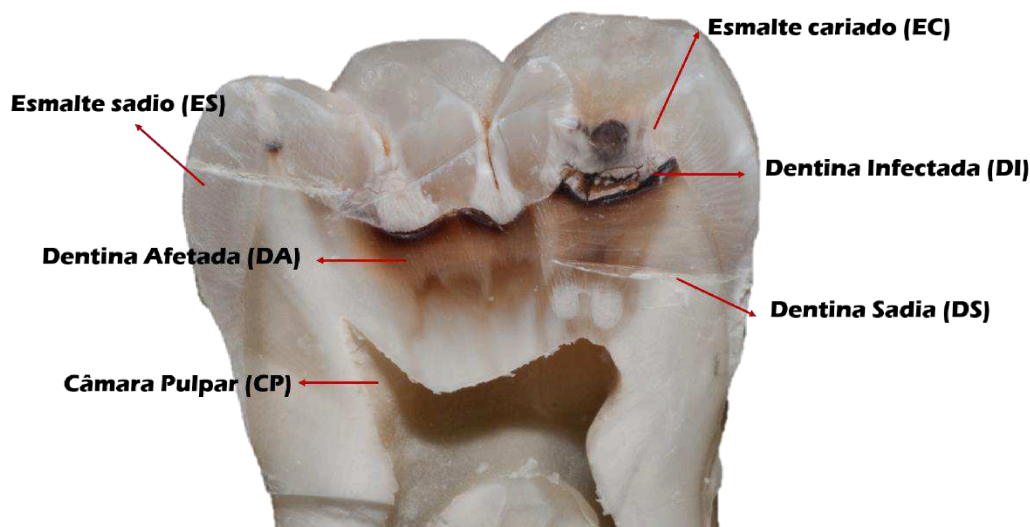


Figura 1. Imagem em corte transversal de um molar cariado: (ES) representa o esmalte sadio; (EC) esmalte cariado; (DI) dentina infectada; (DA) dentina afetada; (DS) dentina sadia; e (CP) a câmara pulpar.

O esmalte dental constitui complexo orgânico estruturado cristalino altamente especializado com alta capacidade de desgaste e elevada resistência à compressão (Gianinni *et al.*, 2004, Pugach *et al.*, 2009). A dureza do esmalte

é atribuída ao seu alto conteúdo mineral e devido ao seu alto módulo de elasticidade e baixa resistência à tração caracteriza-se como estrutura frágil (Gianinni *et al.*, 2004, Pugach *et al.*, 2009). Este tecido necessita ser suportado pela dentina, que é um tecido mais elástico com configuração em túbulos constituída de matriz de colágeno (tipo I) mineralizado que caracteriza base elástica ao esmalte oferecendo proteção à polpa (Arola & Reprogel, 2006). Esse sinergismo melhora a capacidade de suporte das deformações e tensões geradas quando a carga funcional é aplicada no dente, permitindo melhor resistência à fratura (Hernández *et al.*, 1997). Grandes áreas de esmalte não suportado, como resultado da remoção de dentina cariada, podem influenciar negativamente a distribuição das tensões, favorecendo a fratura do dente (Kidd *et al.*, 2004).

O tratamento minimamente invasivo de lesões cariosas utilizando a técnica de remoção seletiva do tecido cariado (RSTC) tem sido preconizado para lesões cariosas em dentina profunda, no qual preserva-se a estrutura dentária e com maior frequência a vitalidade pulpar (Silva *et al.*, 2018). Usando essa estratégia, a remoção seletiva apenas de dentina infectada por cárie tem sido recomendada, mantendo a dentina desmineralizada, afetada por cárie que é passível de reversão de suas propriedades mecânicas pela viabilidade de remineralização (Bjordal *et al.*, 2001, Peixoto *et al.*, 2015, Pintado *et al.*, 2019). Sendo assim, os tecidos contaminados ou desmineralizados próximos ao assoalho pulpar pela ação bacteriana devem ser preservados, evitando a exposição acidental da polpa (Casagrande *et al.*, 2017).

Duas camadas de dentina cariada, zona infectada e afetada, são definidas para determinar o que deve ser removido e o que pode ou convém ser preservado no preparo cavitário (Costa *et al.*, 2017). A camada mais externa da lesão cariosa, denominada de zona infectada, abriga a maior invasão bacteriana e clinicamente, este tecido se apresenta amolecido e amarelado, não sendo passível de remineralização (Schwendicke *et al.*, 2016). Esta camada de tecido necrótico é facilmente removida com instrumentos manuais como colheres de

dentina devido ao menor conteúdo mineral e à reduzida quantidade de fibras colágenas (Banerjee, 2013) (Figura 2).

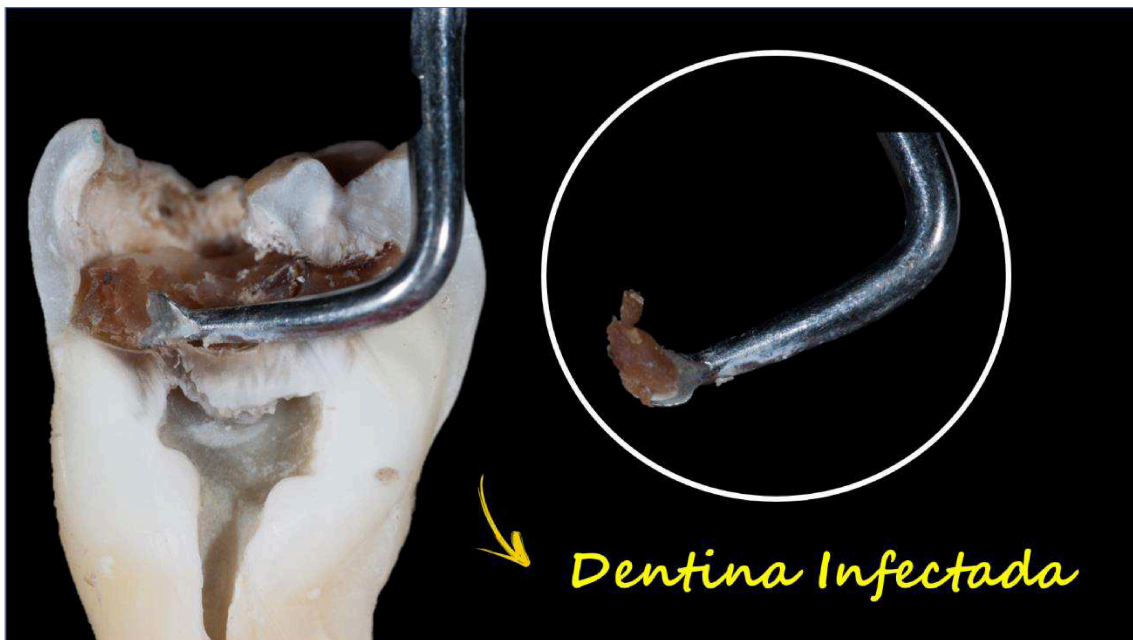


Figura 2. Dentina Infectada com tecido amolecido e não passível de remineralização.

A dentina mais profunda, de consistência ligeiramente endurecida ou coriácea e normalmente mais escura, constitui a zona afetada no qual o tecido dentinário mantém sua estrutura tubular e apresenta fibrilas colágenas semelhantes às fibrilas da dentina sadia. A dentina afetada encontra-se parcialmente desmineralizada e é passível de remineralização, podendo atingir níveis de cálcio e dureza semelhantes à da dentina hígida (Ten Cate, 2001, Banerjee, 2013) (Figura 3).

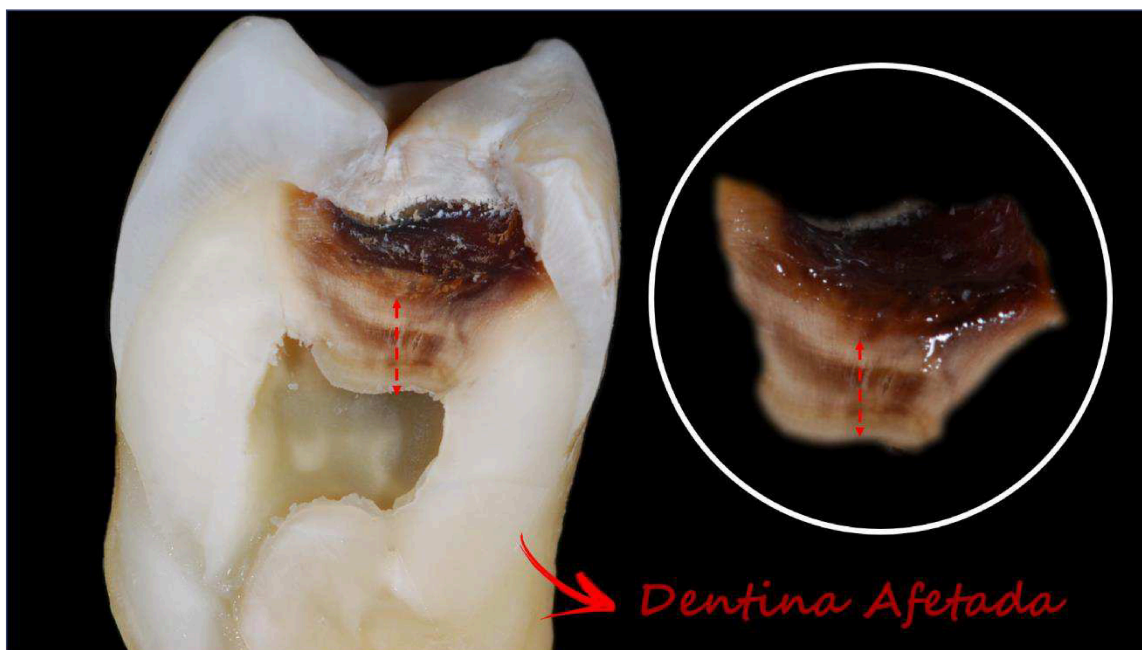


Figura 3. Dentina Afetada mais profunda, de consistência ligeiramente endurecida ou coriácea e normalmente mais escura, tecido passível de remineralização.

A remoção não seletiva da dentina cariada, termo mais adequado para caracterizar a denominação anteriormente definida como remoção total, pode não ser necessária para garantir a longevidade das restaurações de resina composta (Silva *et al.*, 2018). Os procedimentos adesivos mediados pela hibridização da dentina desmineralizada podem reforçar as estruturas remanescentes, recuperando o princípio biomecânico do dente (Peixoto *et al.*, 2015). Além disso, a preservação da camada de dentina desmineralizada no teto da polpa e subsequente aplicação de material protetor do complexo dentino-pulpar, como o cimento de ionômero de vidro pode potencializar esse mecanismo reparador (Tjäderhane *et al.*, 2019). A estabilização da dentina no assoalho pulpar e a indução da formação de dentina terciária são seguidas pelo selamento temporário da cavidade, caracterizando a técnica denominada de “step-wise” (Corralo *et al.*, 2015) ou de forma definitiva caracterizando a técnica de remoção seletiva com restauração definitiva (Maltz *et al.*, 2018). O correto selamento da cavidade que mantém dentina afetada pela cárie com alteração estrutural e mecânica da dentina, viabilizado por meio de protocolos adesivos, é

capaz de estacionar a progressão da cárie como demonstrado em estudos longitudinais de até 10 anos (Alves *et al.*, 2010), indicando que remoção não seletiva deve ser superada pelo clínico (Gruythuysen *et al.*, 2010).

A remoção seletiva de cárie possui alta taxa de sucesso no tratamento de lesões profundas de cárie em dentes permanentes (Imparato *et al.*, 2017, Khokhar *et al.*, 2018). A retenção de dentina cariada afetada não interfere na vitalidade da polpa ou na sobrevivência da restauração (Singh *et al.*, 2019). Durante a carga funcional em dentes posteriores severamente afetados pela cárie, a sensibilidade ou dor pode ser gerada (Foster *et al.*, 2009). A remoção seletiva ou não seletiva da dentina cariada próxima à polpa pode influenciar também na geração e intensidade da sensibilidade pós-operatória, sendo assim, a camada de tecido amolecido, com maior elasticidade, pode favorecer a dissipação das tensões internas devido maior resiliência da dentina desmineralizada sob a restauração (Silva *et al.*, 2018). Na restauração com resina composta em dentes posteriores têm sido proposto o uso de camada seladora do complexo dentino-pulpar com material protetor e biocompatível (Naoum *et al.*, 2015). O cimento de ionômero de vidro modificado com resina (CIVMR) usado como material protetor, substitui parte do volume da dentina, e poderia reduzir os efeitos colaterais da contração de polimerização.

Os cimentos de ionômero de vidro (CIV) são materiais essenciais na prática clínica devido à sua versatilidade, adesão química ao esmalte e à dentina, além de boa biocompatibilidade. Esse material possui a capacidade de liberação de flúor e apresenta coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária (Ngo & Opsahl, 2014, Park & Kang, 2020). Para melhorar a resistência mecânica do CIV, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) foi desenvolvido (Ching *et al.*, 2018). O CIVMR apresenta monômeros orgânicos polimerizáveis, geralmente hidroxietilmetacrilato (HEMA), o que proporciona reação adicional de polimerização, que melhora a resistência mecânica do material por meio da fotopolimerização e reação ácido-base (Nicholson *et al.*, 2020).

As tensões geradas pela fotoativação dos materiais restauradores durante a restauração, associado à carga funcional em molares restaurados afetados por cárie profunda influenciada pela remoção seletiva ou total de cárie tem sido pouco estudado. A manutenção da camada de dentina com menor módulo de elasticidade, representada pela dentina afetada por cárie, no teto da polpa pode promover a atenuação da concentração de tensão no tecido pulpar, reduzindo as tensões e, conseqüentemente, minimizando a ocorrência da sensibilidade pulpar. Dentro do conhecimento dos autores, nenhum estudo analisou até o presente momento, o efeito da remoção seletiva de cárie na propagação de tensões no teto da câmara pulpar durante a restauração de resina composta bulk fill e a carga funcional na superfície oclusal do dente molar.

2. PROPOSIÇÃO

Este trabalho avaliou o efeito da remoção seletiva ou não seletiva de dentina cariada e o uso ou não da proteção do complexo dentinho-pulpar com cimento de ionômero de vidro modificado por resina na distribuição de tensões no teto da câmara pulpar em molares com restaurações de resina composta bulk fill.

As hipóteses nulas são:

1. A remoção seletiva ou não seletiva da dentina cariada e a presença ou ausência do uso de proteção pulpar com CIVMR não afetariam a distribuição de tensão e deformação no teto da câmara pulpar nos molares;
2. A presença de cárie profunda não modificaria a distribuição das tensões concentradas no teto da câmara pulpar em comparação com o molar hígido.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Cálculo da contração pós-gel

A resina composta bulk fill de consistência regular (Tetric N-Ceram Bulk-Fill, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond, 3M Oral Care, ST Paul, MN, EUA) foram os materiais restauradores utilizados neste estudo.



Figura 4. Materiais Utilizados no estudo A) Resina composta Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent); B) Ionômero modificado por resina Vitrebond (3M-ESPE).

A contração pós-gel (Shr) foi medida usando o método de extensometria (Sakaguchi *et al.*, 1997). Os materiais foram inseridos em porções de 2 mm x 2 mm com 1 mm de espessura, pelo mesmo operador, sobre o extensômetro bidirecional (CEA-06-032WT-120f) objetivando medir as tensões de contração em duas direções perpendiculares x e y (Figura 5A). Uma placa de aquisição e condicionadora de sinais (ADS0500IPg) (Figura 5B) converteu as mudanças de resistência elétrica no extensômetro em relação às mudanças de tensão através de um circuito de $\frac{1}{4}$ de ponte com uma resistência de referência interna (120 Ω). Os valores de deformação medidos ao longo dos dois eixos foram calculados em média, uma vez que as propriedades do material eram homogêneas e isotrópicas em escala macro. Os valores de deformação foram recolhidos durante 10

minutos após concluída a ativação por luz. Os dados foram exportados para planilha em Excel e estes convertidos em arquivo.txt. O valor de contração pós-gel aos 10 minutos foi utilizado na análise de elementos finitos (Figura 5D). A deformação média de contração, que é a contração pós-gel, foi convertida em porcentagem e multiplicada por três para obter o valor de contração p[os gel volumétrica (Bicalho et al., 2014).

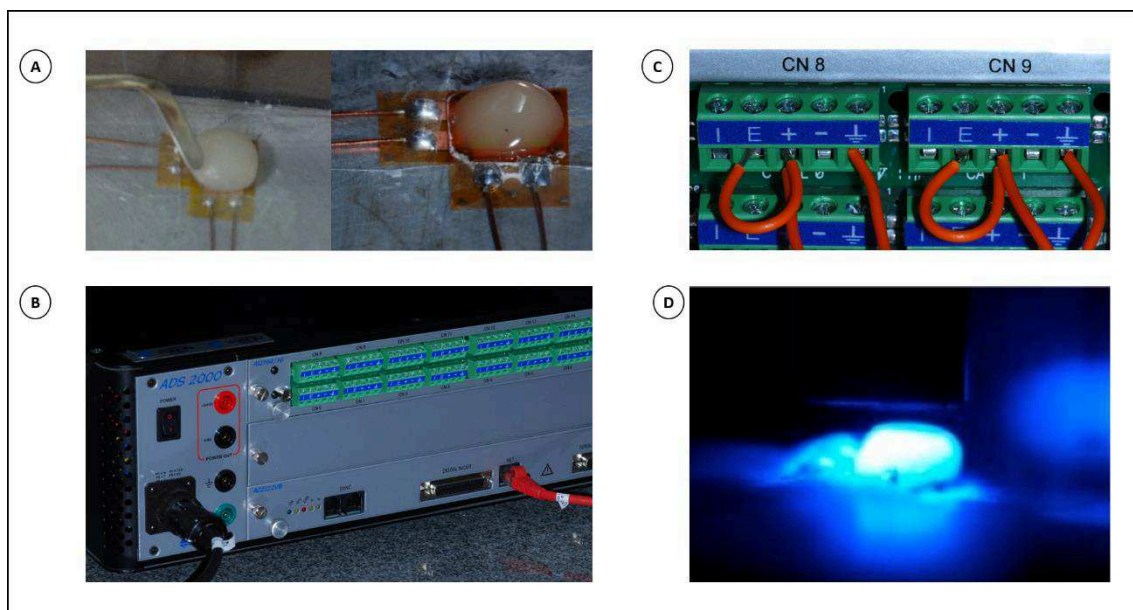


Figura 5. Cálculo da contração pós-gel da resina bulk fill e cimento de ionômero de vidro A) materiais inseridos em porções de 2 mm x 2 mm com 1 mm de espessura sobre o extensômetro bidirecional (CEA-06-032WT-120f), B) Placa de aquisição de dados (ADS0500IPg) C) Ligação em $\frac{1}{4}$ de ponte com uma resistência de referência interna (120 Ω) D) Fotoativação do material e aquisição dos dados em tempo real.

3.2 Cálculo do módulo de elasticidade

Três dentes molares afetados por cárie extraídos do Serviço de Emergência Odontológica foram utilizados para os ensaios de indentação (protocolo do comitê de ética 08307518.4.0000.5152). O módulo de elasticidade da dentina nas diferentes profundidades quando afetados pela cárie foi determinado pelo método de nanoindentação dinâmica. Os dentes foram seccionados na direção mesio-distal no centro da superfície oclusal. Uma seção por dente foi selecionada aleatoriamente para avaliação das propriedades mecânicas. Os espécimes foram embutidos com resina de poliestireno (Instrumental Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil). As superfícies foram lixadas com lixas de carboneto de silício (granulometria #600, 800, 1200 e 2000; Norton, Campinas, SP, Brasil) e polidas com pastas de diamante metalográficas e discos de feltro (6, 3, 1 e 1/4 μm ; Arotec, São Paulo, SP, Brasil). Utilizando aparelho de nanoidentador dinâmico (Hysitron Triboscope, Hysitron Inc., Minneapolis, MN, EUA) (Figura 6A), foram feitas induções em três regiões diferentes da amostra: dentina afetada por cárie, dentina infectada por cárie e dentina intacta, hígida (Figura 6B). Os testes foram realizados em padrão de carga-descarga, onde a amostra foi carregada até a carga máxima em 5 segundos e a carga foi mantida por 2 segundos sendo lançado em 5 segundos. A carga máxima usada foi de 1000 μN . O módulo de elasticidade e a dureza foram calculados a partir das curvas de deslocamento da carga (Figura 6C).

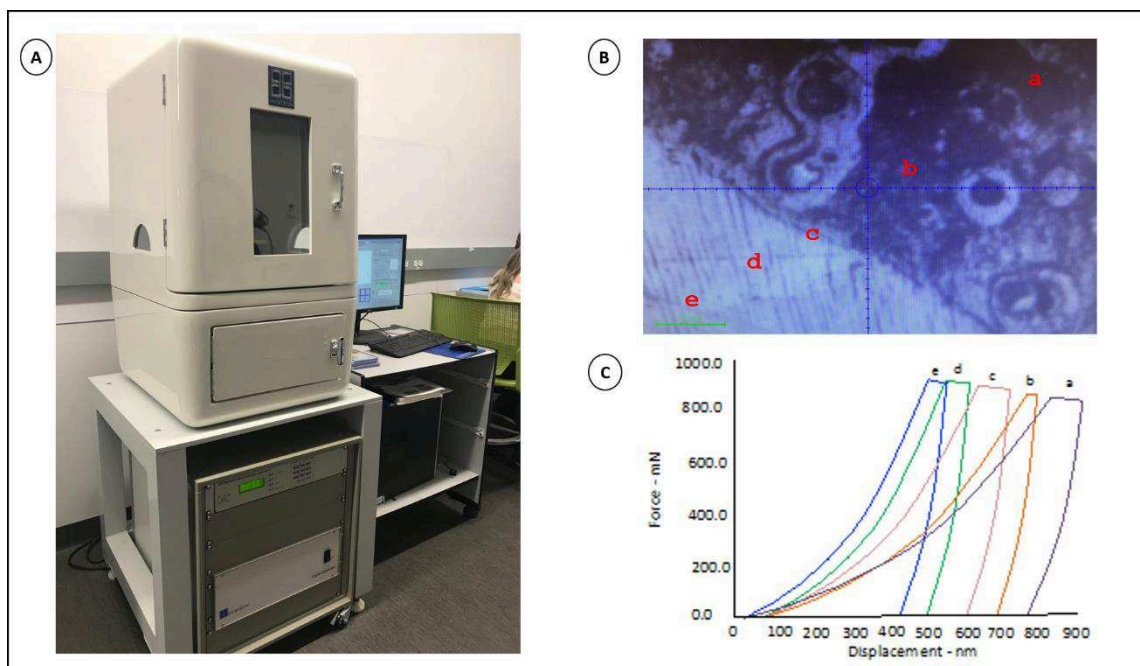


Figura 6. Cálculo do módulo de elasticidade da dentina em diferentes profundidades pelo método de nanoindentação dinâmica. A) aparelho de nanoidentador dinâmico (Hysitron Triboscope, Hysitron Inc., Minneapolis, MN, EUA) B) Induções realizadas em três regiões diferentes da amostra: dentina afetada por cárie, dentina infectada por cárie e dentina intacta, hígida C) Curvas de carregamento e recuperação elástica dos diferentes tipos de dentina.

3.3 Análise de tensões por elementos finitos

Foram criados modelos bidimensionais para análise de elementos finitos, simulando o primeiro molar inferior humano afetado por cárie profunda (Figura 7A), com base em imagem de raio-X digital de paciente com oclusão normal, obtida de banco de imagens da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (Figura 7B). As coordenadas e pontos das estruturas foram desenhados usando software de processamento (IMAGEJ, domínio público, Institutos Nacionais de Saúde, Bethesda, MD, EUA) e importadas para um software de análise de elementos finitos (Marc & Mentat 2010.2, MSC, Santa Ana, CA, EUA) (Figura 7C,7D). Em seguida, foram criadas curvas “cubic splines” pro meio dessas coordenadas para criar contornos das estruturas do dente (Figura 7E).

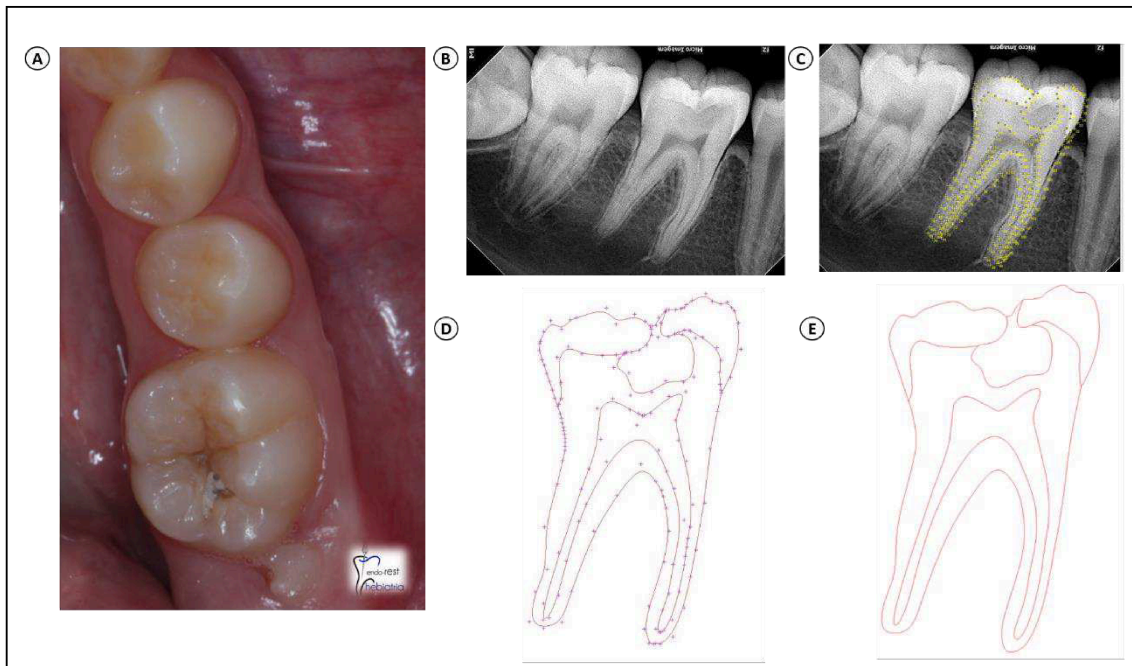


Figura 7. Geração de modelos Bidimensional (2D) para análise por elementos finitos. A) primeiro molar inferior humano afetado por cárie profunda B) imagem de raio-X digital C) desenho das coordenadas e pontos das estruturas usando software de processamento (IMAGEJ) D) coordenadas importadas para um software de análise de elementos finitos E) criação das curvas “cubic splines”

Os modelos foram gerados em seis condições (Figura 8):

- 1) molar não cariado, Hígido (H);
- 2) molar com cárie profunda (CP);
- 3) molar com remoção seletiva de cárie restaurado com resina composta bulk fill com revestimento de cimento de ionômero de vidro modificado por resina (RS-CIVMR);
- 4) molar com remoção não seletiva de dentina cariada com proteção do complexo dentinho-pulpar com CIVMR (RNS-CIVMR);
- 5) molar com remoção seletiva de cárie sem proteção do complexo dentinho-pulpar (RS-SCIVMR);
- 6) molar com remoção não seletiva de cárie sem proteção do complexo dentinho-pulpar (RNS-SCIVMR).

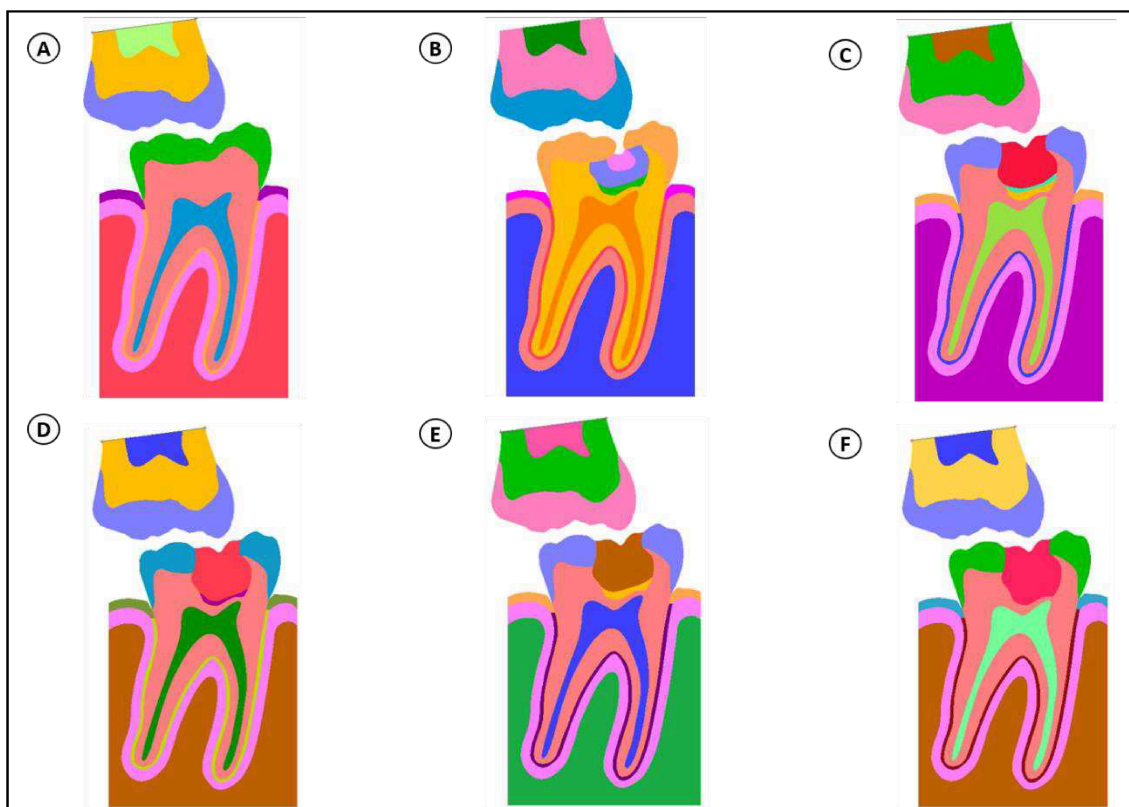


Figura 8. Modelos 2D de elementos finitos. **A.** Molar não cariado, Hígido; **B.** Situação inicial com cárie profunda; **C.** Remoção seletiva do tecido cariado, ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill; **D.** Remoção não seletiva do tecido cariado, ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill; **E.** Remoção seletiva do tecido cariado sem ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill; **F.** Remoção não seletiva de tecido cariado sem ionômero e restaurado com resina composta bulk fill.

A malha foi criada por meio de processo manual usando elementos do tipo 114 para resina composta e ionômero de vidro e tipo 115 para o restante das estruturas utilizando o software Marc (Figura 9A). Para definir as condições de contorno, as interfaces foram consideradas coladas; o deslocamento do modelo foi limitado nos nós da base do osso mandibular nas direções X e Y (Figura 9B). Todos os materiais foram considerados lineares, isotrópicos e homogêneos. As propriedades mecânicas aplicadas estão listadas na Tabela 1. O valor da contração pós-gel do valor da resina composta bulk fill, CIVMR e o módulo de elasticidade da dentina hígida, infectada e afetada pela cárie que

foram calculadas experimentalmente foram utilizados para alimentar os modelos de elementos finitos. A carga oclusal de 100 N aplicada pelo molar superior no molar inferior foi simulada (Figura 9B). As distribuições de tensões foram analisadas usando tensões de von Mises modificadas (mvm), que integram todos os componentes de tração em um valor equivalente à tensão. A tensão de von Mises modificada (mvm) foi usada para expressar as condições de tensão, usando a razão das forças de compressão e tração de todas as estruturas de alvo principal do estudo. A resistência à compressão e à tração de cada estrutura e material dentário é mostrada na Tabela 1.

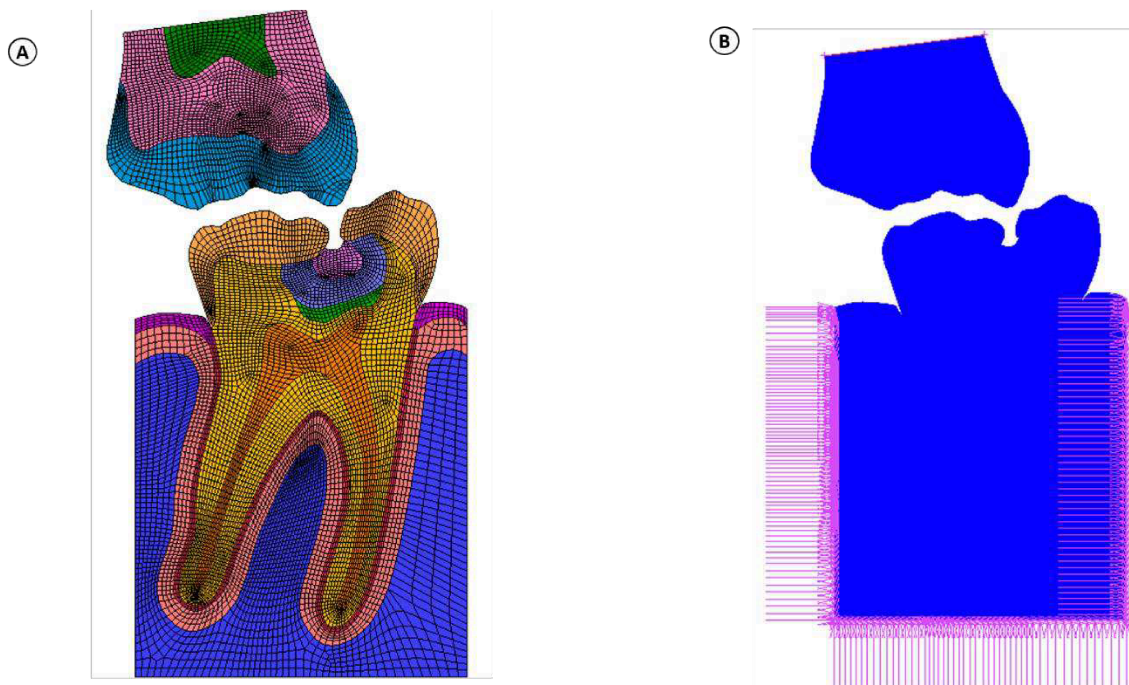


Figura 9) A) Criação dos elementos, definição das estruturas e refinamento da malha através de processo manual no Software Marc. B) Condições de contorno para fixação do osso no eixos x e y e aplicação de carga oclusal.

Tabela 1. Propriedades Mecânicas dos materiais

Materiais/ Estruturas	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Contração Pós-Gel (%)	Referências
Esmalte	84100	0.33	10.3	384.0		Banditmahakun <i>et al.</i> , 2006
Dentina hígida	22700± 3000*	0.31	98.7	297.0		Banditmahakun <i>et al.</i> , 2006, Nishitani <i>et al.</i> , 2005, *Calculado experimentalmente
Polpa	2	0.45	-	-		Farah & Craig <i>et al.</i> , 1974
Ligamento Periodontal	50	0.45	-	-		Rees & Jacobsen <i>et al.</i> , 1997
Osso Cortical	13700	0.33	-	-		Carter & Hayes <i>et al.</i> , 1977
Osso Trabecular	1400	0.31	-	-		Carter & Hayes <i>et al.</i> , 1977
Gengiva	1.8	0.30	-	-		Holberg <i>et al.</i> , 2005
Dentina Afetada por Cárie	10900± 1200*	0.32	50% - 49.3	50% - 148.5		Zarone <i>et al.</i> , 2006,*Calculado experimentalmente
Dentina Infectada por cárie	5200± 1000*	0.31	80% - 19.7	80% - 59.4		Zarone <i>et al.</i> , 2006*Calculado experimentalmente
Cimento de ionômero de vidro modificado por resina- Vitrebond	2160	0.24	12.9	60.1	0,18	Banditmahakun <i>et al.</i> , 2006
Resina Composta Bulk Fill - Tetric N Ceram	11500	0.35	45.89	273.54	0,42	Tsujimoto <i>et al.</i> , 2016

4. RESULTADOS

Os valores médios e os desvios padrão calculados de contração pós-gel para a resina composta Tetric N Ceram Bulk Fill foi de $0,42 \pm 0,04\%$ e para o Vitrebond foi de $0,18 \pm 0,01\%$. Os valores médios do módulo de elasticidade e os desvios padrão calculados pelo método de nanoindentação foram de $5,2 \pm 1,0$ MPa para dentina infectada, $10,9 \pm 1,2$ MPa para dentina afetada e $22,7 \pm 3,0$ MPa de dentina intacta.

A remoção seletiva da dentina cariada resultou em menor concentração de tensão que a remoção não seletiva da dentina cariada (Figura 10). A distribuição de tensão de von Mises modificada no teto da câmara pulpar pós restauração com resina composta está representada na Figuras 11. O uso do CIVMR reduziu a concentração de tensão quando comparado à restauração sem o uso de proteção do complexo dentinho-pulpar com o CIVMR (Figura 11). Ambos os fatores em estudo influenciaram a concentração de tensão durante o procedimento restaurador. Molares com cárie profunda apresentaram maior nível de tensões na estrutura dentária restante e na câmara pulpar que o dente molar hígido. Alta concentração de tensão foi observada no teto da câmara pulpar (89,6 MPa). Dente hígido apresentou valores de tensões (30,5 MPa) inferiores durante a carga funcional (Figura 13). Ambos os fatores do estudo influenciaram a concentração de tensão durante a força de mordida de 100N. A cárie profunda aumentou em 39% da concentração de tensão no teto da câmara pulpar em comparação com o dente hígido. O fator de remoção seletiva de cárie resultou em 29% da redução de tensão mvm e o uso do CIVMR resultou em 26% de redução de tensão durante a força de mordida de 100N.

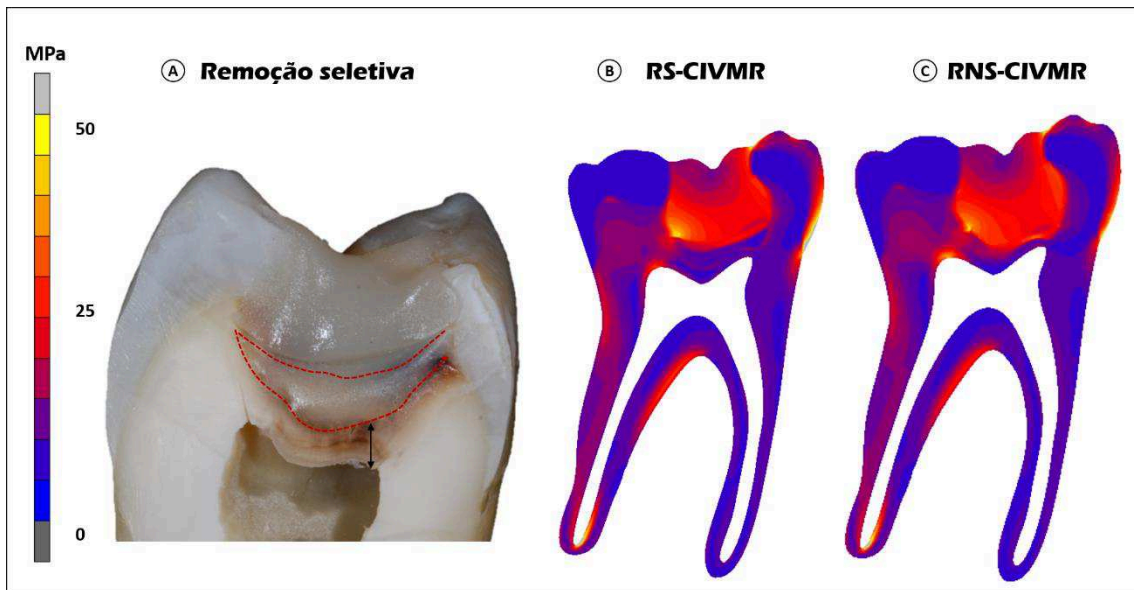


Figura 10. A) Molar em corte transversal demonstrando a remoção seletiva de tecido cariado com a manutenção da dentina afetada mais profunda, restaurado com ionômero de vidro e resina composta bulk fill. B) Remoção seletiva do tecido cariado, ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill; C. Remoção não seletiva do tecido cariado, ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill;

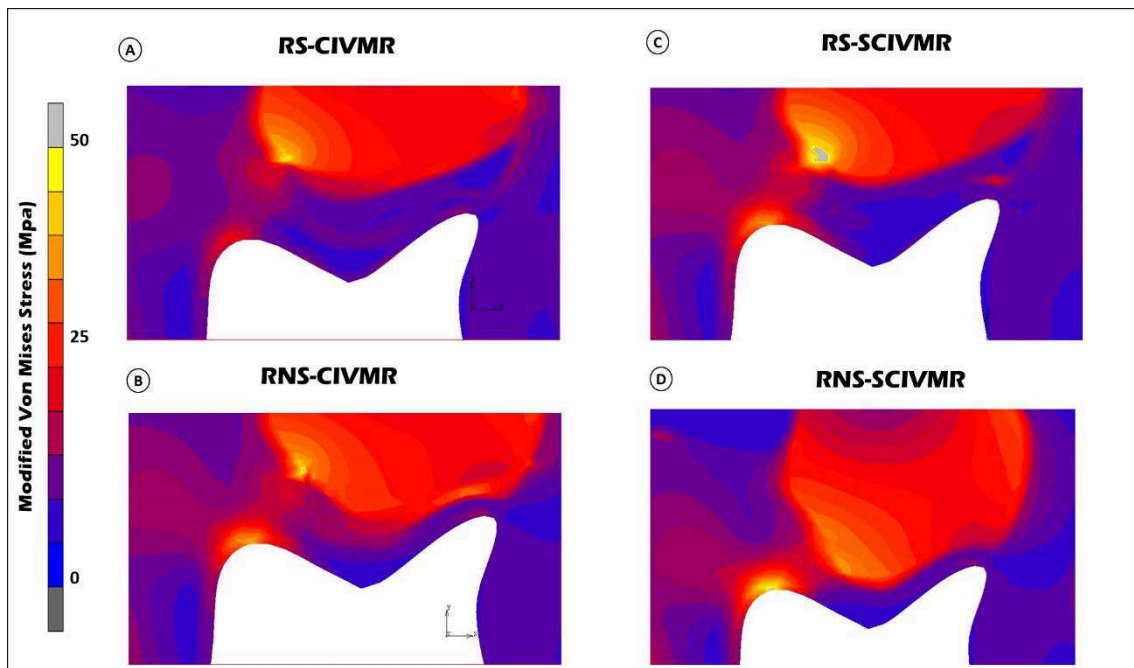


Figura 11. Concentração de tensão de von mises modificado (mvm) no teto da câmara pulpar. A) Remoção seletiva do tecido cariado, ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill (RS-CIVMR); B) Remoção não seletiva do tecido cariado, ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill; (RNS-CIVMR) C). Remoção seletiva do tecido cariado sem ionômero de vidro e restaurado com resina composta bulk fill (RS-SCIVMR); D) Remoção não seletiva de tecido cariado sem ionômero e restaurado com resina composta bulk fill (RNS-SCIVMR)

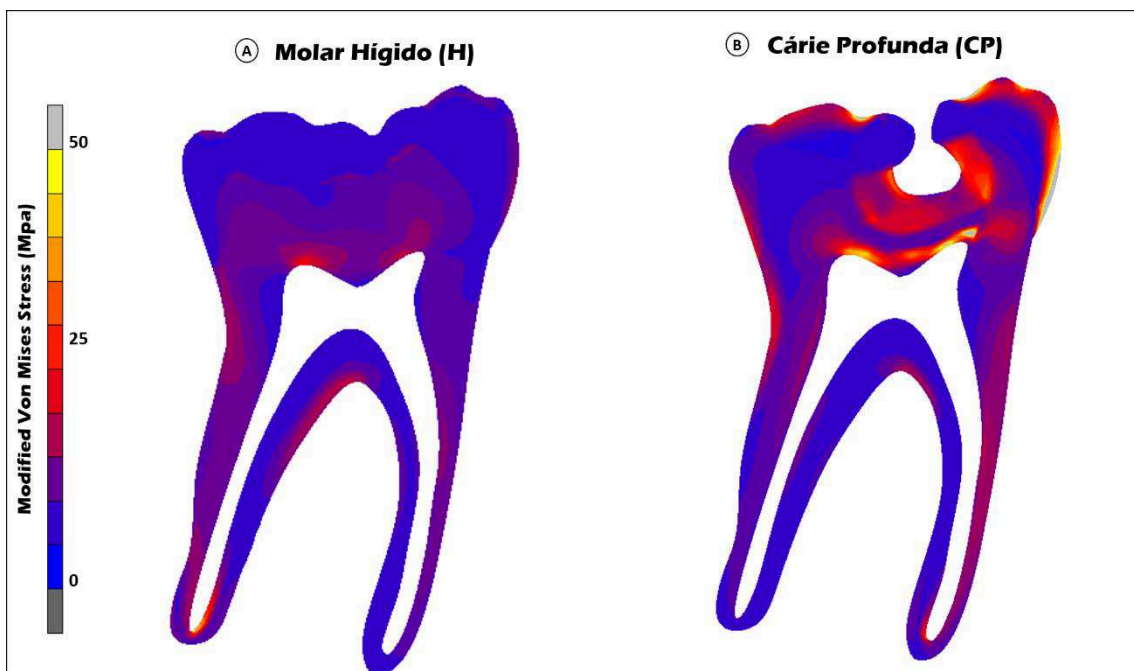


Figura 12. Concentração de tensão (Mvm) nos dentes: A) molar não cariado, Hígido (H); B) molar com cárie profunda (CP);

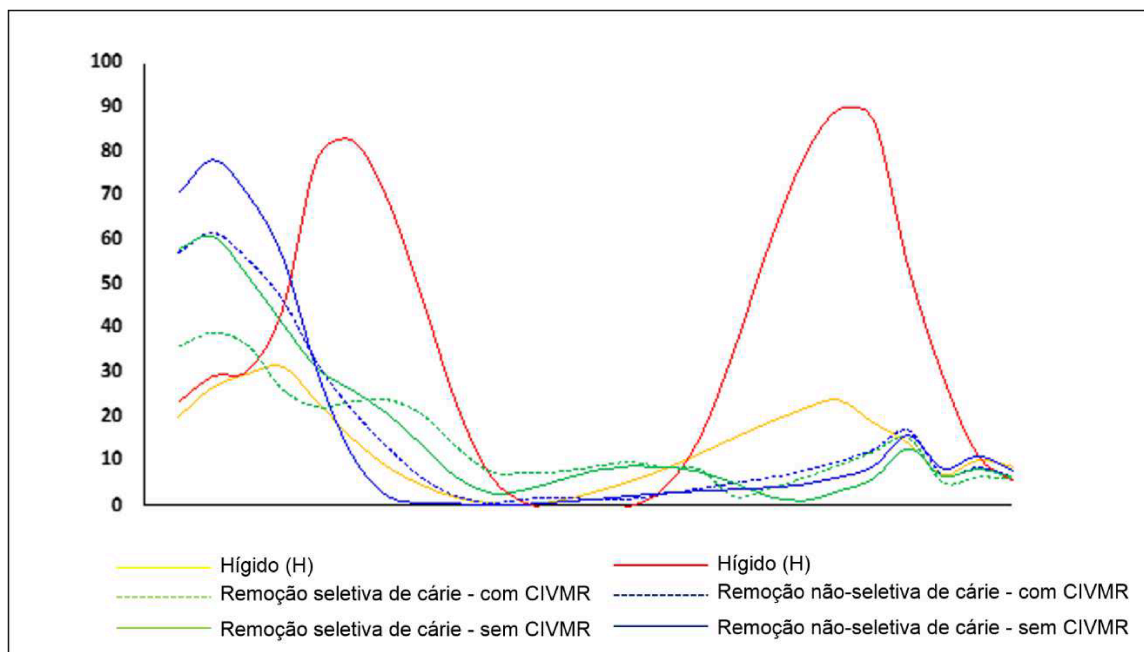


Figura 13) Tensões Mvm medidas no teto da câmara pulpar durante o carregamento funcional de 100N

5. DISCUSSÃO

A hipótese nula foi rejeitada; a remoção seletiva de cárie seguida da proteção com CIVMR afetou a distribuição de tensão no teto da câmara pulpar. A remoção seletiva do tecido dentinário tem sido recomendada para dentes com lesões de cárie profunda e ausência de doenças pulpare ou periapicais irreversíveis, a fim de preservar o máximo de estrutura dentária e reduzir a possibilidade de exposição pulpar (Maltz *et al.*, 2012). A dentina infectada por cárie é removida e a dentina afetada por cárie remineralizada é preservada para evitar complicações pulpare (Khokhar *et al.*, 2018). Deve-se enfatizar que a remoção seletiva é realizada apenas na dentina na parede de fundo próximo à polpa; todo esmalte cariado deve ser removido e a dentina cariada removida nas margens da cavidade para garantir o posicionamento estrutural da restauração e força mecânica do esmalte (Tjäderhane *et al.*, 2019).

A presença de cárie influenciou a tensão concentrada no teto da câmara pulpar em comparação com o dente hígido. Os molares afetados por cárie apresentaram maior tensão na estrutura dentária remanescente e no teto da

câmara pulpar do que o dente molar hígido. A variação nas propriedades mecânicas dos dentes causadas por lesões de cárie os torna vulneráveis à carga mecânica, favorecendo a falha catastrófica com cavitação do esmalte e sensibilidade pulpar (Shimizu *et al.*, 2008).

A dentina é uma estrutura biológica hidratada composta por 70% de material inorgânico, 18% de matriz orgânica e 12% de água (% em peso), com propriedades e componentes estruturais que variam com a localização (Mjör, 1972). Antes de realizar qualquer simulação com base na FEA, é essencial determinar as propriedades do material das regiões de cárie. O módulo de elasticidade da dentina hígida, afetada e infectada foi calculado usando nanoindentação dinâmica.

A nanoindentação fornece a caracterização de componentes isolados de microestruturas ou características anatômicas de interesse (Tesch *et al.*, 2001). Esse teste permite indentações precisas em área específica selecionada (Bresciani *et al.*, 2010). Como a dentina é um tecido biológico complexo, os valores de nanoindentação são dependentes de vários fatores, incluindo a localização da indentação, por exemplo, dentina infectada versus afetada; composição local do tecido, ou seja, conteúdo mineral, água e fase orgânica; bem como os parâmetros de nanoindentação, caracterizado pelo regime de carregamento, tamanho de indentação (Ryou *et al.*, 2012).

As alterações das propriedades mecânicas na dentina afetada por cárie podem sujeitar a dentina a diferentes respostas causadas pela tensão de contração da resina composta. Protocolos restauradores conservadores que preservam tecidos dentais resultam em menor concentração de tensão durante o carregamento e podem fornecer a reação de menores níveis de sensibilidade pós-operatória. Do ponto de vista clínico, a preservação dos tecidos dentários significa uma meta desejável, com consideráveis benefícios biológicos e estruturais para a restauração e principalmente para a longevidade do dente (Calache *et al.*, 2003, Darby & Ngo, 2013).

A fotoativação de resina composta é acompanhada por redução volumétrica, normalmente na faixa de 1,5 a 5,0% (Tsujimoto *et al.*, 2016). A contração volumétrica leva ao desenvolvimento de tensões de contração de

polimerização à medida que a resina composta é aderida às estruturas dentárias da cavidade (Kaisarly *et al.*, 2016, Soares *et al.*, 2017). A tensão de contração da polimerização de resina composta pode levar a fendas internas e descolamentos marginais, que pode resultar em vias de microinfiltração e sensibilidade pulpar ou dor pulpar (Pereira *et al.*, 2016). Os modelos com remoção seletiva de cárie apresentaram menor propagação de tensão em relação aos modelos com remoção não seletiva da dentina cariada. Esse achado pode ser explicado pela manutenção da camada afetada por cárie. Dentina desmineralizada acima da câmara pulpar, com baixo módulo de elasticidade, leva ao comportamento mais flexível desse substrato que diminui a propagação de tensão na dentina profunda e que tinge a polpa. Em seguida, a deformação na dentina próxima à área, onde está localizada a terminação sensorial, e a sensibilidade pulpar podem ser evitadas.

O uso do CIVMR diminuiu a propagação de tensões na dentina profunda, o que pode estar relacionado à menor tensão de retração do material em comparação à resina composta (Pereira *et al.*, 2016). O CIVMR também leva a menor quantidade de resina composta na cavidade, que também está associada a menor distribuição de tensões (Pereira *et al.*, 2016). CIVMR possui boa biocompatibilidade (Park & Kang, 2020), adere quimicamente aos tecidos duros dos dentes que favorece a proteção do complexo dentinho-pulpar. Este estudo demonstrou mais uma vantagem do uso da proteção com CIVMR em molares afetados por cárie profunda, o uso do CIVMR pode minimizar o efeito da tensão de contração de restauração de resina composta nas cavidades de dentes posteriores profundas.

As limitações deste estudo podem estar relacionadas ao uso de apenas dois materiais restauradores utilizados. Provavelmente, o nível de redução de tensão pode ser dependente do material; no entanto, se os clínicos estiverem usando resina composta com maior retração pós-gel, provavelmente os benefícios da remoção seletiva de cárie e uso de CIVMR também podem ser mais evidentes. Estudos clínicos utilizando esses protocolos analisando e correlacionando a sensibilidade pós-operatória devem ser realizados. No entanto, ficou claramente evidenciado que a remoção seletiva de cárie em

dentos molares com cárie profunda, além de impedir a exposição acidental da polpa, também pode reduzir a sensibilidade da polpa após a restauração, utilizando resina composta bulk fill, principalmente quando associada ao CIVMR.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

- A remoção seletiva de cárie seguida pelo revestimento de Vitrebond afetou a distribuição de tensão no teto da câmara pulpar;
- Alta concentração de tensões foram geradas no teto da câmara pulpar em molar cariado quando submetido ao carregamento oclusal.
- A manutenção da dentina afetada na parede de fundo e o uso de proteção com ionômero de vidro reduz as tensões de contração e do carregamento na câmara pulpar e pode contribuir para a redução da sensibilidade pulpar em restaurações profundas de resina bulk fill.

7. REFERÊNCIAS

1. Bowen WH. The Stephan Curve revisited. **Odontology**. 2013;101(1):2-8.
<https://doi.org/10.1007/s10266-012-0092-z>
2. Conrads G, About I. Pathophysiology of Dental Caries. **Monogr Oral Sci**. 2018;27:1-10.
<https://doi.org/10.1159/000487826>
3. Joves GJ, Inoue G, Sadr A, Nikaido T, Tagami J. Nanoindentation hardness of intertubular dentin in sound, demineralized and natural caries-affected dentin. **J Mech Behav Biomed Mater**. 2014;32:39-45.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.12.017>
4. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater**. 2004;20(4):322-329.
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00110-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00110-6)
5. Arola DD, Reprogl RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. **Biomaterials**. 2006;27(9):2131-2140.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.10.005>
6. Pugach MK, Strother J, Darling CL, et al. Dentin caries zones: mineral, structure, and properties. **J Dent Res**. 2009;88(1):71-76.
<https://doi.org/10.1177/0022034508327552>
7. Hernández-Vázquez RA, Romero-Ángeles B, Urriolagoitia-Sosa G, Vázquez-Feijoo JA, Vázquez-López ÁJ, Urriolagoitia-Calderón G.

- Numerical Analysis of Masticatory Forces on a Lower First Molar considering the Contact between Dental Tissues. Appl Bionics Biomech. **J Dent Res.** 1997;76(6):1298-1307.
<https://doi.org/10.1155/2018/4196343>
8. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. **J Dent Res.** 2004;83(1):35-38.
<https://doi.org/10.1177/154405910408301s07>
 9. Costa AR, Garcia-Godoy F, Correr-Sobrinho L, Naves LZ, Raposo LH, Carvalho FG, et al. Influence of Different Dentin Substrate (CariesAffected, Caries-Infected, Sound) on Long-Term μ TBS. **Braz Dent J.** 2017;28(1):16-23.
<https://doi.org/10.1590/0103-6440201700879>
 10. Schwendicke F, Frencken JE, Bjørndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, Van Landuyt K, Banerjee A, et al. Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Carious Tissue Removal. **Adv Dent Res.** 2016;28(2):58-67.
<https://doi.org/10.1177/0022034516639271>
 11. Banerjee A. Minimal intervention dentistry: part 7. Minimally invasive operative caries management: rationale and techniques. **Br Dent J.** 2013;214(3):107-111.
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2013.106>
 12. Ten Cate, JM. Remineralization of caries lesions extending into dentin. **J Dent Res.** 2001;80:1407-1411.
<https://doi.org/10.1177/00220345010800050401>
 13. Silva PFD, Oliveira LRS, Braga SSL, Signori C, Armstrong SR, Soares CJ, Cenci MS, FariaE-Silva AL. Effect of selective carious tissue removal on biomechanical behavior of class II bulk-fill dental composite restorations. **Dent Mater.** 2018;34(9):1289-1298.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.014>
 14. Pintado-Palomino K, de Almeida CVVB, da Motta RJG, Fortes JHP, Tirapelli C. Clinical, double blind, randomized controlled trial of

- experimental adhesive protocols in caries-affected dentin. **Clin Oral Investig**. 2019;23(4):1855-1864.
<https://doi.org/10.1007/s00784-018-2615-7>
15. Bjordal L. Stepwise excavation may enhance pulp preservation in permanent teeth affected by dental caries. **J Evid Based Dent Pract**. 2011;11(4):175-177.
<https://doi.org/10.1016/j.jebdp.2011.09.005>
16. Peixoto AC, Bicalho AA, Isolan CP, Maske TT, Moraes RR, Cenci MS, et al. Bonding of Adhesive Luting Agents to Caries-affected Dentin Induced by a Microcosm Biofilm Model. **Oper Dent**. 2015;40(3):E102-111.
<https://doi.org/10.2341/14-169-L>
17. Casagrande L, Seminario AT, Correa MB, Werle SB, Maltz M, Demarco FF, et al. Longevity and associated risk factors in adhesive restorations of young permanent teeth after complete and selective caries removal: a retrospective study. **Clin Oral Investig**. 2017;21(3):847-855.
<https://doi.org/10.1007/s00784-016-1832-1>
18. Silva PFD, Oliveira LRS, Braga SSL, Signori C, Armstrong SR, Soares CJ et al. Effect of selective carious tissue removal on biomechanical behavior of class II bulk-fill dental composite restorations. **Dent Mater**. 2018;34(9):1289-1298.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.014>
19. Tjäderhane L, Tezvergil-Mutluay A. Performance of Adhesives and Restorative Materials After Selective Removal of Carious Lesions: Restorative Materials with Anticaries Properties. **Dent Clin North Am**. 2019;63(4):715-729.
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.05.001>
20. Corralo DJ, Maltz M. Clinical and ultrastructural effects of different liners/restorative materials on deep carious dentin: a randomized clinical trial. **Caries Res**. 2013;47(3):243-250.
<https://doi.org/10.1159/000345648>

21. Maltz M, Koppe B, Jardim JJ, Alves LS, de Paula LM, Yamaguti PM, et al. Partial caries removal in deep caries lesions: a 5-year multicenter randomized controlled trial. **Clin Oral Investig**. 2018;22(3):1337-1343.
<https://doi.org/10.1007/s00784-017-2221-0>
22. Alves LS, Fontanella V, Damo AC, Ferreira de Oliveira E, Maltz M. Qualitative and quantitative radiographic assessment of sealed carious dentin: a 10-year prospective study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 2010;109(1):135-141.
<https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.08.021>
23. Gruythuysen RJ, van Strijp AJ, Wu MK. Long-term survival of indirect pulp treatment performed in primary and permanent teeth with clinically diagnosed deep carious lesions. **J Endod**. 2010;36(9):1490-1493.
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.06.006>
24. Imparato JCP, Moreira KMS, Olegário IC, da Silva SREP, Raggio DP. Partial caries removal increases the survival of permanent tooth: a 14-year case report. **Eur Arch Paediatr Dent**. 2017;18(6):423-426.
<https://doi.org/10.1007/s40368-017-0316-6>
25. Khokhar M, Tewari S. Outcomes of Partial and Complete Caries Excavation in Permanent Teeth: A 18 Month Clinical Study. **Contemp Clin Dent**. 2018;9(3):468-473.
https://doi.org/10.1007/10.4103/ccd.ccd_344_18
26. Singh S, Mittal S, Tewari S. Effect of Different Liners on Pulpal Outcome after Partial Caries Removal: A preliminary 12 months randomised controlled trial. **Caries Res**. 2019;53(5):547-554.
<https://doi.org/10.1159/000499131>
27. Foster Page LA, Thomson WM, Jokovic A, Locker D. Validation of the Child Perceptions Questionnaire (CPQ 11-14). **J Dent Res**. 2005;84(7):649-652.
<https://doi.org/10.1177/154405910508400713>
28. Naoum SJ, Mutzelburg PR, Shumack TG, Thode D, Martin FE, Ellakwa AE. Reducing composite restoration polymerization shrinkage stress

- through resin modified glass-ionomer based adhesives. **Aust Dent J.** 2015;60(4):490-496.
<https://doi.org/10.1111/adj.12265>
29. Ngo H, Opsahl-Vital S. Minimal intervention dentistry II: part 7. Minimal intervention in cariology: the role of glass-ionomer cements in the preservation of tooth structures against caries. **Br Dent J.** 2014;216(10):561-565.
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2014.398>
 30. Park EY, Kang S. Current aspects and prospects of glass ionomer cements for clinical dentistry. **Yeungnam Univ J Med.** 2020;37(3):169-178.
<https://doi.org/10.12701/yujm.2020.00374>
 31. Ching HS, Luddin N, Kannan TP, Ab Rahman I, Abdul Ghani NRN. Modification of glass ionomer cements on their physical-mechanical and antimicrobial properties. **J Esthet Restor Dent.** 2018;30(6):557-571.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12413>
 32. Nicholson JW, Sidhu SK, Czarnecka B. Enhancing the Mechanical Properties of Glass-Ionomer Dental Cements: A Review. **Materials (Basel).** 2020;13(11):2510.
<https://doi.org/10.3390/ma13112510>
 33. Bicalho AA, Valdívia AD, Barreto BC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material--part II: shrinkage and shrinkage stresses. **Oper Dent.** 2014;39(2):E83-E92.
<https://doi.org/10.2341/12-442-L>
 34. Banditmahakun S, Kuphausuk W, Kanchanavasita W, Kuphasuk C. The effect of base materials with different elastic moduli on the fracture loads of machinable ceramic inlays. **Oper Dent.** 2006;31(2):180-187.
<https://doi.org/10.2341/05-3>
 35. Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, et al. Tensile strength of mineralized/demineralized human normal and carious dentin. **J Dent Res.** 2005;84(11):1075-1078.
<https://doi.org/10.1177/154405910508401121>

36. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J Dent Res**. 1974;53(4):859-866.
<https://doi.org/10.1177/00220345740530041701>
37. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomaterials**. 1997;18(14):995-999.
[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00021-5](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00021-5)
38. Carter DR, Hayes WC. Compact bone fatigue damage--I. Residual strength and stiffness. **J Biomech**. 1977;10(5-6):325-337.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(77\)90005-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(77)90005-7)
39. Holberg C, Heine AK, Geis P, Schwenzer K, Rudzki-Janson I. Three-dimensional soft tissue prediction using finite elements. Part II: Clinical application. **J Orofac Orthop**. 2005;66(2):122-134.
<https://doi.org/10.1007/s00056-005-0422-7>
40. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater**. 2006;22(11):1035-1044.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.034>
41. Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Latta, M.A., Miyazaki, M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. **Dent. Mater**. 2016;35:418–424.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2015-280>
42. Maltz M, Garcia R, Jardim JJ, de Paula LM, Yamaguti PM, Moura MS, et al. Randomized trial of partial vs. stepwise caries removal: 3-year follow-up. **J Dent Res**. 2012;91(11):1026–1031.
<https://doi.org/10.1177/0022034512460403>
43. Shimizu D, Macho GA. Effect of enamel prism decussation and chemical composition on the biomechanical behavior of dental tissue: a theoretical approach to determine the loading conditions to which modern human teeth are adapted. **Anat Rec (Hoboken)**. 2008;291(2):175-82.
<https://doi.org/10.1002/ar.20633>

44. Mjör IA. Human coronal dentine: structure and reactions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1972;33(5):810-823.
[https://doi.org/10.1016/0030-4220\(72\)90451-3](https://doi.org/10.1016/0030-4220(72)90451-3)
45. Tesch W, Eidelman N, Roschger P, Goldenberg F, Klaushofer K, Fratzl P. Graded microstructure and mechanical properties of human crown dentin. **Calcif Tissue Int**. 2001;69(3):147-157.
<https://doi.org/10.1007/s00223-001-2012-z>
46. Bresciani E, Wagner WC, Navarro MF, Dickens SH, Peters MC. In vivo dentin microhardness beneath a calcium-phosphate cement. **J Dent Res**. 2010;89(8):836-841.
<https://doi.org/10.1177/0022034510369292>
47. Ryou H, Romberg E, Pashley DH, Tay FR, Arola D. Nanoscopic dynamic mechanical properties of intertubular and peritubular dentin. **J Mech Behav Biomed Mater**. 2012;7:3-16.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.08.010>
48. Calache H, Hopcraft MS, Martin JM. Minimum intervention dentistry--a new horizon in public oral health care. **Aust Dent J**. 2013;58 Suppl 1:17-25.
<https://doi.org/10.1111/adj.12046>
49. Darby IB, Ngo L. Minimum intervention dentistry: periodontics and implant dentistry. **Aust Dent J**. 2013;58 Suppl 1:76-84.
<https://doi.org/10.1111/adj.12053>
50. Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Latta, M.A., Miyazaki, M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. **Dent. Mater**. 2016;35(3):418–424.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2015-280>
51. Kaisarly, D, Gezawi ME. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. **Odontology**. 2016;104(3):257–270.
<https://doi.org/10.1007/s10266-016-0264-3>
52. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MP, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins

and resin cements - What do we need to know? **Braz Oral Res.** 2017;28;31(suppl 1):e62.

<https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0062>

53. Pereira R, Bicalho AA, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Effect of Restorative Protocol on Cuspal Strain and Residual Stress in Endodontically Treated Molars. **Oper Dent.** 2016;41(1):23-33.

<https://doi.org/10.2341/14-178-L>