



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
FACULDADE DE FARMÁCIA, ODONTOLOGIA E ENFERMAGEM
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ANDRÉ MATTOS BRITO DE SOUZA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MATERIAIS RESTAURADORES
DIRETOS EM LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS: ANÁLISE POR
ELEMENTOS FINITOS E REVISÃO SISTEMÁTICA COM META-ANÁLISE**

FORTALEZA

2023

ANDRÉ MATTOS BRITO DE SOUZA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MATERIAIS RESTAURADORES
DIRETOS EM LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS: ANÁLISE POR
ELEMENTOS FINITOS E REVISÃO SISTEMÁTICA COM META-ANÁLISE**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial para a obtenção do Título de Doutor em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Lima Santiago
Coorientadora: Profa. Dra. Flávia Pires Rodrigues

FORTALEZA

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Sistema de Bibliotecas

Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

- D32c de Souza, André Mattos Brito.
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MATERIAIS RESTAURADORES DIRETOS EM LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS: ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS E REVISÃO SISTEMÁTICA COM META-ANÁLISE / André Mattos Brito de Souza. – 2023.
81 f. : il. color.
- Tese (doutorado) – Universidade Federal do Ceará, Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Fortaleza, 2023.
Orientação: Prof. Dr. Sérgio Lima Santiago.
Coorientação: Prof. Dr. Flávia Pires Rodrigues.
1. Resinas Compostas. 2. Módulo de Elasticidade. 3. Colo do Dente. 4. Fenômenos Biomecânicos. 5. Análise de Elementos Finitos. I. Título.

CDD 617.6

ANDRÉ MATTOS BRITO DE SOUZA

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MATERIAIS RESTAURADORES
DIRETOS EM LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS: ANÁLISE POR
ELEMENTOS FINITOS E REVISÃO SISTEMÁTICA COM META-ANÁLISE

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial para a obtenção do Título de Doutor em Odontologia.

Aprovada em: ___ / ___ / ____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Sérgio Lima Santiago (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Juliano Sartori Mendonça
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof^a. Dr^a. Vanara Florêncio Passos
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Marcelo Victor Sidou Lemos
Universidade de Fortaleza (UNIFOR)

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges
Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Aos pesquisadores brasileiros,
que apesar de todas as
dificuldades, sempre se destacam
no cenário científico mundial,
gerando conhecimento e
combatendo o obscurantismo.

AGRADECIMENTOS

À minha esposa **Natália**, que está comigo todos os dias. Que entendeu e ensinou o verdadeiro significado da vida. Que esteve sempre ao meu lado em todos os momentos bons e difíceis, e que me deu o maior presente que poderia imaginar. Nosso lindo e maravilhoso filho **Lucca**. Amo vocês.

À minha família, começando por meus avós maternos e paternos, meus pais **Ney** e **Silvia**, irmãs **Karine** e **Larissa** e sobrinhos **Tom** e **Amelie**. Como também minha família de Natal/RN: **Max**, **Socorro**, **Láis**, **Hugo** e **Luiza**. Vocês estiveram sempre presentes, unidos e alegres por todas as nossas conquistas. Se mostraram uma grande fortaleza para os enfrentamentos e lutas diárias. São exemplos a serem seguidos.

Ao meu amigo e orientador **Sérgio Santiago**, que está comigo desde a graduação, PET e mestrado. Que acreditou no meu potencial e me orientou ainda no doutorado. Que sempre soube ouvir, compreender e cobrar nos momentos certos. Que me apoiou em decisões difíceis e me ensinou a arte da docência e da ética profissional.

Aos padrinhos do meu filho, **Bruno Rocha** e **Lia**, que compartilham conosco todos os momentos, que vibram, choram e mostram que sempre temos com quem contar.

Ao meu estagiário, amigo e sócio **Mateus Araújo**, que acreditou na Odontologia, nessa tese e que me ajudou a explorar todas as dificuldades deste processo. Esteve presente em todos os momentos e construiu este trabalho comigo em todos os níveis. A Odontologia depende dessa geração de alunos como você.

Ao meu amigo **Jiovanne Neri**, que me mostrou que sonhar com o pé no chão realiza feitos. Que acreditou nas minhas ideias e que me deu a oportunidade de fazer parte da construção da empresa **Biomimética**, a qual agradeço aos outros membros **Zé** e **Lara** que estão presentes nas reuniões e conversas diárias. Sempre crescendo e se destacando, com uma Odontologia honesta e de alto nível.

Aos meus amigos e alguns coautores que estão sempre torcendo para que tudo desse certo: **Talita Arrais**, **Marcelo Sidou**, **Andréia Ramos**, **Weslanny Moraes**, **Assis Felipe**, **Bruno Frota**, **Raissa**, **Samuel Brandão**, **Paulo Goberlânio**, **Rodrigo Percevali** e **Eveline de Brito**.

Ao meu primo, e irmão **Rafael Ramos**, que me mostrou o significado de superação e que a vida sempre dá um jeito de estreitar os nossos laços.

À **Universidade de Fortaleza** que acredita no meu trabalho diário e me permite executar diariamente a arte da docência. E ao meu sempre coordenador e grande amigo **Fernando André**, pelo incentivo de enfrentar este desafio.

Ao **Programa de Pós-graduação em Odontologia** da Universidade Federal do Ceará, em especial aos funcionários e docentes por todas as possibilidades que me foram apresentadas e por todos os conhecimentos que foram passados.

À minha professora, coorientadora **Flávia Pires**, que me deu todas as oportunidades possíveis e impossíveis às quais nem podia imaginar. Que abriu as portas de sua casa e nos recebeu, e que apoia todas as minhas decisões. Tudo isso só foi possível por sua causa. Agradeço também por abrir as portas da **UNESP**, casa que me recebeu tão bem, representada pelo professor **Alexandre Borges**, que me ensinou o que jamais poderia aprender dentro da ciência da Engenharia e Materiais Dentários.

Aos membros da banca de pré-defesa e defesa: **Jiovanne Neri, Cecília Atem, Flávia Pires, Vanara Passos, Alexandre Borges, Marcelo Sidou e Juliano Sartori**, pela dedicação e pelas contribuições de elevado cunho científico que aprimoraram a presente tese.

Aos professores e funcionários da **ABO, CLINICARE e UNIFOR**, por compartilharem diariamente do meu dia a dia me mostrando o melhor da Odontologia.

Aos meus **alunos**, que entre alegrias e desafios, me mostram que o novo sempre vem.

RESUMO

As lesões cervicais não cariosas (LCNCs) são consideradas uma patologia de grande incidência na população mundial. O tratamento das LCNCs é complexo e deve levar em consideração vários fatores, como etiologia, hábitos do paciente, presença de hipersensibilidade, dentre outros. Quando houver necessidade de substituir as estruturas minerais perdidas, a escolha do material restaurador pode ser uma incógnita, pois, as características biomecânicas podem interferir na duração e qualidade do tratamento. Logo, o presente trabalho teve como objetivo avaliar a influência das propriedades físicas dos materiais restauradores na retenção e distribuição de estresse, em LCNCs de diferentes tamanhos e formatos. Esse estudo é composto por dois capítulos, onde o primeiro teve por objetivo comparar os resultados de ensaios clínicos randomizados que avaliaram a retenção de duas ou mais restaurações em LCNCs com resina composta de diferentes propriedades sem a variável da técnica adesiva, além de analisar, através de meta-análise, a influência da viscosidade na longevidade das restaurações. Uma revisão sistemática da literatura foi realizada com 11 artigos que passaram pelos critérios de inclusão e que apresentaram baixo risco de viés na metodologia apresentada. A meta-análise considerou resinas fluidas e viscosas em 7 artigos e não mostrou diferença significativa na retenção entre os grupos. O segundo capítulo teve como objetivo avaliar o comportamento biomecânico de LCNCs de diferentes profundidades (1, 1,5 e 2 mm) e formatos (pires e cunha) de pré-molares superiores, restauradas com materiais resinosos, quando submetidas a esforços oclusais axiais, e oblíquos nas duas cúspides. Para isto seis materiais de características distintas foram submetidos a testes de flexão de 3 pontos, microdureza e contração de polimerização para obtenção de suas propriedades. Testes *in silico* de elementos finitos simularam a distribuição de forças e deformação em diferentes regiões. Pode-se observar que: o tipo de material interferiu diretamente na distribuição das tensões; o surgimento de uma cavidade alterou de forma permanente o comportamento do dente sobre diferentes esforços; e a associação entre módulo de elasticidade e contração de polimerização pós-gel foi determinante para a diferença no comportamento do material. As diferentes estratégias propostas neste estudo foram efetivas para entender a influência das propriedades físicas de materiais resinosos no desempenho da restauração.

Palavras-Chave: Resinas Compostas. Módulo de Elasticidade. Colo do Dente. Fenômenos Biomecânicos. Análise de Elementos Finitos. Revisão Sistemática.

ABSTRACT

Non-carious cervical lesions (NCCLs) are considered a pathology with a high incidence in the world population. The treatment of NCCLs is complex and must consider several factors, such as etiology, patient habits, presence of hypersensitivity, among others. When there is a need to replace lost mineral structures, the choice of restorative material can be an unknown, since the biomechanical characteristics can interfere in the duration and quality of the treatment. Therefore, the present work aimed to evaluate the influence of the physical properties of restorative materials on the retention and distribution of stress, in LCNCs of different sizes and formats. This study consists of two chapters, where the first aimed to compare the results of randomized clinical trials that evaluated the retention of two or more restorations in LCNCs with composite resin of different properties without the variable of the adhesive technique, in addition to analyzing through meta-analysis, the influence of viscosity on the longevity of restorations. A systematic review of the literature was carried out with 11 articles that met the inclusion criteria, which presented a low risk of bias in the presented methodology. The meta-analysis considered flow and viscous resins in 7 articles and showed no significant difference in retention between groups. The second chapter aimed to evaluate the biomechanical behavior of NCCLs of different depths (1, 1.5 and 2 mm) and formats (saucer and wedge) of upper premolars, restored with resin materials, when subjected to axial occlusal forces and oblique on the two cusps. For this, six materials with different characteristics were submitted to 3-point bending tests, microhardness and polymerization shrinkage to obtain their properties. *In silico* finite element tests simulated the distribution of forces and deformation in different regions. It can be observed that: the type of material directly interfered in the stress distribution; the appearance of a cavity permanently altered the behavior of the tooth under different efforts; and the association between modulus of elasticity and post-gel polymerization contraction was determinant for the difference in material behavior. The different strategies proposed in this study were effective to understand the influence of the physical properties of resin materials on the performance of the restoration.

Key Words: Composite Resins. Elastic Modulus. Tooth Cervix. Biomechanical Phenomena. Finite Element Analysis. Systematic Review.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL	12
2 PROPOSIÇÃO	17
3 CAPÍTULOS	19
Capítulo 1	19
Capítulo 2	43
ANEXO 1	74
4 CONCLUSÃO.....	76
5 REFERÊNCIAS	78

Introdução Geral

1 INTRODUÇÃO GERAL

As lesões cervicais não cariosas (LCNCs) podem ser caracterizadas pela perda de estrutura dentária no terço cervical, acometendo uma grande parcela da população em todo mundo, sendo assim, enquadradas em um conceito de alteração dental moderna (BENZAZZI; NGUYEN; SCHULZ; GROSSE; GRUPPIONI; HUBLIN *et al.*, 2013). Sua etiologia é, didaticamente, classificada de acordo com o principal fator causal envolvido e características clínicas apresentadas: abrasão, quando fatores físicos externos promovem um desgaste mecânico da estrutura mineral; abfração, que são geralmente associados ao excesso de forças oclusais anormais em determinados elementos dentários; e erosão, quando o desgaste observado é por meio de ácidos de origem exógena ou endógena (ALVAREZ-ARENAL; ALVAREZ-MENENDEZ; GONZALEZ-GONZALEZ; ALVAREZ-RIESGO; BRIZUELA-VELASCO; DELLANOS-LANCHARES, 2019; BADAVANNAVAVAR; AJARI; NAYAK; KHIJMATGAR, 2020; BOMFIM; CROSATO; MAZZILLI; FRIAS, 2015; OSBORNE-SMITH; BURKE; WILSON, 1999; SARODE; SARODE, 2013; TEIXEIRA; THOMAS; SOARES; CUNE; GRESNIGT; SLOT, 2020).

Apesar da classificação, sabe-se que o desgaste dentário, geralmente, é multifatorial, ou seja, normalmente a associação de múltiplas causas é a responsável pelo processo da perda mineral na região cervical. Sendo essa uma das causas para que a etiologia dessas patologias ainda não seja completamente compreendida. (ALVAREZ-ARENAL; ALVAREZ-MENENDEZ; GONZALEZ-GONZALEZ; ALVAREZ-RIESGO *et al.*, 2019).

A necessidade do entendimento da etiopatologia das LCNCs se faz cada vez mais prioritária dentro da pesquisa odontológica, devido a sua alta e progressiva prevalência (TEIXEIRA; THOMAS; SOARES; CUNE *et al.*, 2020), apesar de ser uma patologia considerada antiga, já citada inclusive no século XVII por Pierre Fauchard.

As doenças bucais não cariosas estão se tornando cada vez mais prevalentes na atualidade devido ao estilo de vida. Estima-se que um quarto da população americana adulta consome refrigerante pelo menos uma vez ao dia (KUMAR; PAN; PARK; LEE-KWAN; ONUFRACK; BLANCK, 2014), além do aumento excessivo de ingestão de bebidas energéticas (SHENKIN; HELLER; WARREN; MARSHALL, 2003).

A erosão dentária, associada a rotinas diárias como: fricção dos dentes com escova e dentifrício abrasivo, hábitos parafuncionais e tensões de apertamento dental causados

por ansiedade ou exercícios físicos (GRIPPO; SIMRING; COLEMAN, 2012; GRIPPO; SIMRING; SCHREINER, 2004), tornam a doença ainda mais complexa.

As LCNCs estão geralmente associadas a processos de hipersensibilidade dentinária (HD) devido à exposição da dentina. Este processo de dor é mais bem explicado pela teoria hidrodinâmica (BRÄNNSTRÖM; LINDÉN; ASTRÖM, 1967), no entanto, o tratamento para LCNC nem sempre se baseia apenas na remissão da dor. O controle da HD propriamente dito geralmente não remove o fator causal da doença, sendo necessária a compreensão das condições envolvidas na etiopatogenia da doença instalada naquele paciente em específico (BADAVANNAVAR; AJARI; NAYAK; KHIJMATGAR, 2020).

O tratamento das LCNCs é mais complexo que substituir a área mineral perdida com um material restaurador, devendo cada paciente ser interpretado a fim de adequar hábitos de vida (GRIPPO, 2012). No entanto, quando parte do tratamento de escolha for restaurador, muitas variáveis devem ser analisadas, como o formato da lesão (LÜHRS; JACKER-GUHR; GÜNAY; HERRMANN, 2020), o tipo de sistema adesivo a ser utilizado (CHEE; RICKMAN; SATTERTHWAITTE, 2012) e até mesmo a característica do material usado na restauração, pois este pode ter influência direta na longevidade do tratamento (CANALI; IGNACIO; RACHED; SOUZA, 2019; ZHANG; WANG; HUA; GUAN; HOU, 2021).

Embora o tratamento restaurador das LCNCs seja amplamente realizado, alguns aspectos como o estresse causado pela contração de polimerização, sensibilidade da técnica adesiva, presença de dentina esclerótica, migração de enzimas proteolíticas na camada híbrida e degradação hidrolítica ainda podem ser fatores limitantes para a sua longevidade clínica da restauração (ALBUQUERQUE; DE SOUZA; DE MORAES; MENDONÇA; RODRIGUES; SANTIAGO, 2016; COSTA; ALBUQUERQUE; MENDONÇA; LOGUERCIO; SABOIA; SANTIAGO, 2020; SANTIAGO; OSORIO; NERI; CARVALHO; TOLEDANO, 2013). Outra característica importante a ser analisada é o comportamento biomecânico dos materiais restauradores destas lesões, pois, além de biomiméticos e biocompatíveis, devem ser capazes de resistir a esforços estáticos e dinâmicos, além de desafios químicos e térmicos (RANDOLPH; PALIN; LELOUP; LEPRINCE, 2016).

A influência do material e da técnica restauradora/adesiva contribui de forma expressiva com o desfecho clínico do procedimento e a decisão sobre escolher uma técnica adesiva (JOSIC; MARAVIC; MAZZITELLI; RADOVIC; JACIMOVIC; DEL

BIANCO *et al.*, 2021), bem como utilizar um ou mais incrementos de resina por exemplo (CORREIA; TRIBST; MATOS; PLATT; CANEPPELE; BORGES, 2018) tem sido alvo de diversos tipos de estudos em LCNCs. No entanto, a maioria dos ensaios clínicos randomizados (ECR) encontrados na literatura analisam a resistência de união em longo prazo pela técnica adesiva (DREWECK; BUREY; DE OLIVEIRA DREWECK; LOGUERCIO; REIS, 2021; FOLLAK; ILHA; OLING; SAVIAN; ROCHA; SOARES, 2021; GONÇALVES; SCAFFA; SHINOHARA; DE ANDRADE CARVALHO; BUZALAF; FAGUNDES, 2022), sem considerar a biomecânica e propriedades físicas do material restaurador, que podem interferir na longevidade do tratamento.

O módulo de elasticidade (E) é uma propriedade fundamental que representa a razão entre a tensão e a deformação de um material dentro da faixa de deformação elástica (ANUSAVICE; SHEN, 2013). Esta propriedade deve ser bem analisada em cada material restaurador, pois, para regiões de esforço mastigatório, deve ser elevada, mas, em regiões cervicais, devam ter a capacidade de se deformar plasticamente a fim de aliviar possíveis fraturas (ICHIM; SCHMIDLIN; LI; KIESER; SWAIN, 2007).

O surgimento de novos materiais restauradores com E compatível com os tecidos dentários, maior lisura de superfície, alta resistência e dureza, bem como com resultantes reduzidas de tensão por contração de polimerização (resinas *bulk*), aumentaram as possibilidades de tratamento (RIZZANTE; MONDELLI; FURUSE; BORGES; MENDONÇA; ISHIKIRIAMA, 2019; YADAV; KUMAR, 2019); porém, o comportamento do remanescente e do material, quando este último apresenta alto E, pode ser uma incógnita em LCNCs, já que materiais considerados rígidos, por terem pouca deformação elástica, poderiam gerar estresse na cavidade e nas estruturas associadas (CORREIA; JUREMA; ANDRADE; BORGES; BRESCIANI; CANEPPELE, 2020).

Avaliar a influência das propriedades físicas de um material restaurador de forma isolada pode ser considerado um desafio, pois os estudos *in vitro* normalmente limitam-se a investigar um fator isolado sem considerar a complexidade de um ensaio biomecânico como a do aparelho estomatognático. Na tentativa de contemplar outras variáveis nos estudos, o método de elementos finitos (MEF) tem sido de grande contribuição, com importantes e relevantes pesquisas na literatura (CORNACCHIA; LAS CASAS; CIMINI; PEIXOTO, 2010; HATAMLEH; RODRIGUES; SILIKAS; WATTS, 2011; LEE; SHIN; KIM; KIM; LEE; SHIN *et al.*, 2017; PEREZ-PEVIDA; BRIZUELA-VELASCO; CHAVARRI-PRADO; JIMENEZ-GARRUDO; SANCHEZ-LASHERAS; SOLABERRIETA-MENDEZ *et al.*, 2016). O MEF permite analisar, de forma mais

ampla, o comportamento mecânico dos mais diversos materiais, contemplando simultaneamente as características individuais dos substratos (contração de polimerização, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), a interação entre eles e a resultante de distribuição e acúmulo de energia na região estudada e estruturas associadas (PEREZ-PEVIDA; BRIZUELA-VELASCO; CHAVARRI-PRADO; JIMENEZ-GARRUDO *et al.*, 2016; RODRIGUES; SOARES; VALDIVIA; PESSOA; VERISSIMO; VERSLUIS *et al.*, 2017).

Apesar do grande número de estudos na literatura, ainda não existe consenso sobre o melhor tipo de material restaurador para LCNCs e a maioria dos ensaios clínicos randomizados (ECR) testam o protocolo adesivo como variável de longevidade. Uma revisão sistemática da literatura associada a uma meta-análise, utilizando apenas ECR que padronizam a técnica adesiva e consideram apenas as propriedades físicas dos materiais restauradores pode trazer resultados que ajudem na escolha do cirurgião-dentista.

Artigos de ECR estão próximos ao ápice da pirâmide de evidências científicas e conseguem representar uma forma mais confiável de análise, pois contemplam todas as variáveis que o material está submetido (ESTRADA; ARANCIBIA; STOJANOVA; PAPUZINSKI, 2020).

Tendo em vista estas informações, o objetivo da presente tese foi de avaliar a influência as propriedades físicas dos materiais restauradores na retenção e distribuição de estresse local e estruturas associadas, em LCNCs de diferentes tamanhos e formatos. Bem como, analisar os resultados de ensaios clínicos randomizados, que avaliaram a retenção de duas ou mais restaurações com diferentes resinas compostas, e comparar, através de meta-análise, a influência da viscosidade, na longevidade, sem a variável da técnica adesiva.

Proposição

2 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho teve como objetivos:

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a influência de propriedades físicas dos materiais restauradores na retenção e distribuição de estresse em LCNCs de diferentes tamanhos e formatos.

2.2 Objetivos Específicos

- Comparar os resultados de ECR que avaliaram a retenção de duas ou mais restaurações em LCNCs com resina composta (RC) de diferentes propriedades reológicas sem a variável da técnica adesiva.
- Analisar a influência da viscosidade da RC na longevidade das restaurações de LCNCs;
- Caracterizar materiais restauradores diretos (resinas compostas e cimento de ionômero de vidro) amplamente utilizados para restaurações de LCNCs, determinando seu módulo de elasticidade, dureza e contração de polimerização total e pós-gel;
- Analisar o comportamento biomecânico de LCNCs de diferentes profundidades (1, 1,5 e 2 mm) e formatos (pires e cunha) em pré-molares superiores restauradas com materiais resinosos, quando submetidas a esforços oclusais axiais e oblíquos nas duas cúspides.

Capítulos

3 CAPÍTULOS

Esta tese está baseada no Artigo 46, do Regimento Interno do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal do Ceará, que regulamenta o formato alternativo para dissertações de Mestrado e teses de Doutorado, e permite a inserção de artigos científicos de autoria ou coautoria do candidato. Assim sendo, esta tese é composta de dois capítulos intitulados:

Capítulo I: Longevidade de Restaurações em Lesões Cervicais não Cariosas com Resinas Compostas de Diferentes Viscosidades: Revisão Sistemática e Meta-Análise

A ser submetido ao periódico: *Journal of Dentistry*

Link para acesso às normas do periódico:

https://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/30441?generatepdf=true

Capítulo II: Comportamento Biomecânico de Restaurações de Lesões Cervicais não Cariosas Submetidas a Esforços Oclusais pelo Método de Elementos Finitos.

A ser submetido ao periódico: *Dental Materials*

Link para acesso às normas do periódico:

https://www.jsdmd.jp/en_journal/file/Instruction_Authors.pdf

Capítulo 1

**LONGEVIDADE DE RESTAURAÇÕES EM LESÕES CERVICAIS NÃO
CARIOSAS COM RESINAS COMPOSTAS DE DIFERENTES VISCOSIDADES:
REVISÃO SISTEMÁTICA E META-ANÁLISE**

DE SOUZA AMB¹, RODRIGUES FP², CARVALHO FSR³, DE ARAÚJO MS⁴,
MENDES TAD⁵, SILVA PGB⁶, SANTIAGO SL⁷

¹ - Aluno de Doutorado do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal do Ceará.

² - Professora Titular do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Paulista.

³ - Professor Curso de Odontologia da Universidade Federal do Ceará campus Sobral.

⁴ - Acadêmico de iniciação científica CNPq da Universidade Federal do Ceará.

⁵ - Professora da Universidade de Fortaleza.

⁶ - Professor do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Ceará.

⁷ - Professor Titular do Departamento de Odontologia Restauradora da Universidade Federal do Ceará.

Autor de correspondência:

Sérgio Lima Santiago, Dr

Programa de Pós-graduação em Odontologia

Rua Monsenhor Linhares, S/N, Fortaleza, Ceará

e-mail: sergiosantiago@yahoo.com

**LONGEVIDADE DE RESTAURAÇÕES EM LESÕES CERVICAIS NÃO
CARIOSAS COM RESINAS COMPOSTAS DE DIFERENTES VISCOSIDADES:
REVISÃO SISTEMÁTICA E META-ANÁLISE**

RESUMO

Objetivos: Comparar os resultados de ensaios clínicos randomizados (ECR) que avaliaram a retenção de duas ou mais restaurações em lesões cervicais não cariosas (LCNCs) com resina composta (RC) de diferentes viscosidades sem a variável da técnica adesiva.

Métodos: Os descritores “Cervix, Tooth” e “Restorations, Permanent Dental”, cadastrados no Medical Subject Headings (MeSH), foram combinados entre si por operador booleano “AND”, juntamente com seus “entry terms”. A busca foi realizada nas bases de dados Pubmed, Cochrane, Periódicos CAPES, Doss e Lilacs no período de janeiro a julho de 2022. Após a realização da busca obteve-se um total de 1.391 artigos. Os critérios de inclusão incluíam apenas ECR, sem limite de tempo ou idioma que não variassem a técnica adesiva. Ao final 11 artigos compuseram a revisão. Para a meta-análise foram utilizados 7 artigos que comparavam resinas fluidas com viscosas.

Resultados: Todos os estudos relataram randomização da técnica restauradora, no entanto, 4 não descreveram como foi realizada essa etapa. Além disso, 4 não apresentaram sigilo na lista de alocação e 4 não deixaram claro a informação. Para os demais critérios analisados foi detectado baixo risco de viés. Na meta-análise foram avaliados 498 dentes tratados com resina fluida e 491 com resina viscosa com taxas de sobrevivência de 81,5% e 84,49% respectivamente. Não houve diferença significativa entre os grupos ($p=0,340$) e a análise *one-of-out* demonstrou que a remoção individual de cada estudo não modificou esse desfecho ($p>0,05$).

Conclusões: Não houve diferença na retenção de restauração de LCNCs restauradas com RC de diferentes viscosidades.

Significância clínica: RC de diferentes viscosidades utilizadas para restaurar LCNCs apresentaram o mesmo nível de retenção nos períodos analisados pelos ECRs.

Palavras-Chave: Resinas Compostas. Módulo de Elasticidade. Colo do Dente.

1. INTRODUÇÃO

Devido às diversas características clínicas apresentadas por lesões cervicais não cariosas (LCNCs), associa-se didaticamente a presença de um fator causal responsável por seu aparecimento. No entanto, sabe-se atualmente que a patogênese da doença é multifatorial, tendo a conjunção de fatores como tensão, fricção e erosão a causa da perda mineral [1, 2]. O tratamento para LCNCs deve levar em consideração a complexidade da doença, envolvendo desde o monitoramento, mudanças de hábitos, colaboração do paciente e remoção do fator etiológico. Muitas vezes pode envolver intervenções cirúrgicas ou restauradoras, de modo a restabelecer a estética, função e controle de dor [3, 4].

Ao se decidir sobre um procedimento restaurador, muitas variáveis devem ser analisadas, como o formato da lesão [5], o tipo de sistema adesivo a ser utilizado [6] e até mesmo a característica do material usado no procedimento, pois este pode ter influência direta na longevidade do tratamento [7, 8]. A influência do material e da técnica restauradora/adesiva pode contribuir, de forma expressiva, com o desfecho clínico do procedimento. A decisão sobre escolher uma técnica adesiva do tipo condicionamento total ou auto-condicionante [9], bem como utilizar um ou mais incrementos de resina, por exemplo [10], tem sido alvo de diversos tipos de estudos envolvendo as LCNCs. No entanto, a maioria dos ensaios clínicos randomizados encontrados na literatura analisam a retenção dos materiais de acordo com a técnica adesiva utilizada [11-13], sem considerar a biomecânica do material restaurador.

Características físicas, como: micro dureza e contração de polimerização de um material restaurador podem interferir de forma significativa no desempenho da restauração [10, 14]; bem como o módulo de elasticidade (E), que deve ser elevado para regiões de esforço mastigatório, mas que, em regiões cervicais ainda é considerado uma incógnita [15], uma vez que tendo um E reduzido, poderia ter a capacidade de se deformar plasticamente a fim de aliviar possíveis tensões [16].

As resinas compostas (RC) são materiais amplamente utilizados para restaurações de LCNCs [17-19]. Suas características biomecânicas são determinadas pelo tipo de monômeros e quantidade de partículas de carga utilizadas em sua composição [20, 21] e, clinicamente, podem se apresentar como fluidas ou viscosas. Devido ao seu baixo conteúdo de carga, as resinas fluidas podem ser utilizadas para restaurações de pequenas cavidades, em regiões que não apresentem esforço mastigatório. Biomecanicamente

podem apresentar boa lisura de superfície e reduzidos valores de E [22-24], sugerindo ser uma boa opção de escolha para restaurar LCNCs. Logo, faz-se necessário realizar estudos que avaliem as propriedades dos materiais restauradores sem considerar a variável do sistema adesivo, a fim de analisar a influência direta dessas características na longevidade das restaurações.

O presente estudo teve como objetivo analisar os resultados de ensaios clínicos randomizados, que avaliaram a retenção de duas ou mais restaurações de LCNCs com diferentes resinas compostas e comparar, através de meta-análise, a influência da viscosidade na longevidade destas restaurações, sem a variável da técnica adesiva. A hipótese do estudo é: as resinas compostas fluidas tenham um desempenho superior em restaurações de LCNCs no quesito retenção.

2. METODOLOGIA

Este estudo trata-se de uma revisão de literatura sistemática com meta análise. O mesmo foi cadastrado no PROSPERO (<https://www.crd.york.ac.uk/prospero>) seguindo todas as recomendações do PRISMA sobre confecção de uma revisão sistemática.

A busca foi realizada baseada nos elementos da PICOT:

População (P): lesões cervicais não cariosas (LCNC);

Intervenção (I): procedimento restaurador com resina composta de diferentes viscosidades;

Controle (C): pelo menos dois materiais restauradores;

Desfecho principal (O): retenção das restaurações.

Tipo de estudo (T): Ensaio clínico randomizados.

Para a realização da busca, os seguintes descritores “Cervix, Tooth” e “Restorations, Permanent Dental”, cadastrados no Medical Subject Headings (MeSH), foram combinados entre si por operador booleano “AND”, juntamente com seus “entry terms”. A busca foi realizada nas bases de dados Pubmed, Cochrane, Periódicos CAPES, Doss e Lilacs no período de janeiro a julho de 2022 (Tabela 1).

Tabela 1: Estratégia de busca

PUBMED (com o filtro clinical trial)

(("Tooth Cervix"[Mesh] OR "Non Carious Cervical Lesions") AND "Dental Restoration, Permanent"[Mesh]) 224

COCHRANE

(tooth cervix):ti,ab,kw AND (Dental Restoration, Permanent):ti,ab,kw 174

CAPES

(tooth cervix) AND Dental Restoration, Permanent 441

DOSS

(tooth cervix) AND Dental Restoration, Permanent 296

LILACS (com filtro ensaio clínico controlado)

(tw:("Cementoenamel Junction" OR "Cementoenamel Junctions" OR "Cervix Dentis" OR "CEJ" OR "Non Carious Cervical Lesions")) AND
 (tw:("Permanent Dental Restorations" OR "Permanent Dental Restoration" OR "Dental Permanent Fillings" OR "Permanent Dental Fillings" OR "Dental Filling, Permanent" OR "Dental Permanent Filling" OR "Permanent Dental Filling"))

Critérios de elegibilidade

A pesquisa foi realizada considerando artigos com período de publicação ilimitados. Como critérios de inclusão estabeleceu-se ensaios clínicos randomizados, sem limitação de idioma e período de publicação, nos quais comparassem diferentes resinas compostas para restaurar LCNCs. Como critérios de exclusão tem-se estudos do tipo revisão de literatura, pesquisas laboratoriais, ensaios clínicos que avaliem apenas técnica adesiva e artigos que não puderam ser disponibilizados de nenhuma forma (Tabela 2).

Tabela 2: Critérios de elegibilidade da revisão de sistemática

Critérios de inclusão	Critérios de exclusão
Ensaio clínicos randomizados	Ensaio clínicos que comparem apenas a técnica adesiva
Pesquisas que comparem duas resinas compostas diferentes	Artigos não disponíveis
Sem limite de período	
Sem limite de idioma	

Após a realização da busca, obteve-se um total de 1391 artigos e, após a remoção das duplicatas, restaram 1133 artigos. Ao final selecionou-se 11 artigos para elaboração da revisão conforme a Figura 1. A triagem foi realizada por dois examinadores cegos AMBS e TADM, utilizando o programa *Rayyan* (Qatar Foundation).

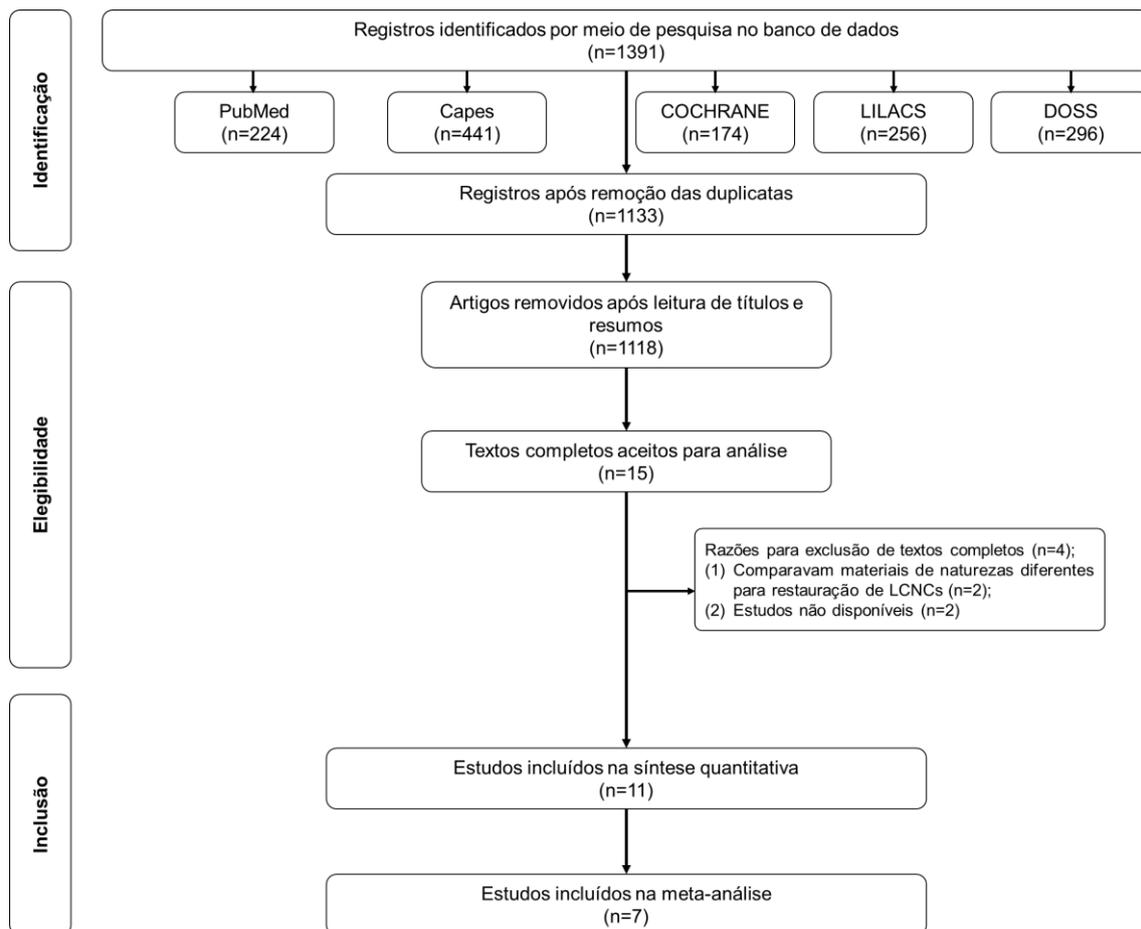


Figura 1: fluxograma de seleção de artigos de acordo com a lista de verificação PRISMA.

A Tabela 3 representa um panorama da metodologia aplicada em cada estudo selecionado na pesquisa.

Tabela 3: Avaliação da metodologia dos artigos selecionados.

Características gerais do estudo					Características dos materiais utilizados		
Estudo	País	Sexo (M/F)	Idade	Dentes restaurados	Sistema adesivo	Grupo Controle	Grupo teste
Reis & Loguercio, 2006	Brasil	M/F	19-63	74	Single Bond (3M ESPE)	Filtek Z250 (3M ESPE)	Filtek-Flow (3M ESPE) + Filtek Z250 (3M ESPE)
Karaman et al., 2012	Turquia	M/F	48-70	134	Futura Bond NR (VOCO)	Grandioso (VOCO)	Grandioso Flow (VOCO)
Çelik et al., 2007	Turquia	M/F	29-67	252	Admira Bond (VOCO), Prime&Bond NT (DENTSPLY), Single Bond (3M ESPE)	Filtek Z250 (3M ESPE)	Admira Flow (VOCO), Dyract Flow (DENTSPLY), Filtek Flow (3M ESPE)
Tuncer et al., 2017	Turquia	M/F	58,9 (Média)	97	Single Bond (3M ESPE)	Filtek Z250 (3M ESPE)	TPH Spectrum (DENTSPLY)
Baratieri et al., 2003	Brasil	M/F	28-55	105	Uni-Etch (BISCO)	Durafill (KULZER) sem bisel	Durafill (KULZER) E Natural Flow (SCIENTIFIC PHARMACEUTICALS) com bisel

Cieplik et al., 2017	Alemanha	M/F	18-65	100	Clearfil Protect Bond (KURARAY)	N'Durance® Dimer <i>Flow</i> (Septodont)	Filtek™ Supreme XTE <i>Flow</i> (3M ESPE)
May et al., 2016	Alemanha	M/F	18-65	100	Clearfil Protect Bond (KURARAY)	N'Durance® Dimer <i>Flow</i> (Septodont)	Filtek™ Supreme XTE <i>Flow</i> (3M ESPE)
Canali et al., 2019	Brasil	M/F	21-69	89	Scotchbond Universal (3M ESPE)	Filtek Supreme (3M ESPE)	Filtek Bulk Fill <i>Flow</i> (3M ESPE)
Zhange et al., 2021	China	M/F	18-65	84	Clearfil SE Bond (KURARAY)	Majesty (KURARAY)	Clearfil Majesty ES <i>Flow</i> (KURARAY)
Kubo et al., 2010	Japão	M/F	29-78	98	Clearfil SE Bond (KURARAY)	Clearfil AP-X (KURARAY)	Clearfil <i>Flow</i> FX (KURARAY)
Qin et al., 2013	China	M/F	27-66	116	Clearfil SE Bond (KURARAY), Adper Prompt (3M ESPE)	Filtek Z350 (3M ESPE)	Clearfil AP-X (KURARAY)

Risco de viés

Utilizou-se o *Review Manager* 5.3 para avaliação do risco de viés dos artigos selecionados, nos quais foram analisados os parâmetros: randomização do estudo; sigilo na lista de alocação; cegamento do paciente e operador; cegamento do avaliador; informações incompletas e relato seletivo de desfecho.

Meta-análise

Os dados foram extraídos dos artigos e exportados para o software *Revman* para realização de meta-análise para cálculo do risco relativo combinado de sobrevida das restaurações por meio de variância inversa com efeitos randômicos. Os coeficientes de heterogeneidade I^2 e Tau^2 foram calculados e foram construídos *funnel plot* e aplicado o teste de Begg para avaliação do risco de viés de publicação. Adicionalmente, análise *one-of-out* foi realizada removendo individualmente os resultados de cada estudo para verificar o peso de cada trabalho na meta-análise. Todas as análises foram realizadas adotando um nível confiança de 95%.

3. RESULTADOS

A Tabela 4 representa a avaliação e os desfechos de todos os registros selecionados.

Risco de Viés

Observou-se que todos os artigos relataram a aleatorização da técnica restauradora; no entanto, aproximadamente 36% (n=4) dos estudos não descreveram como foi realizada esta etapa. Além disso, 4 artigos não apresentaram sigilo na lista de alocação e 4 não deixaram claro a informação (Figura 2).

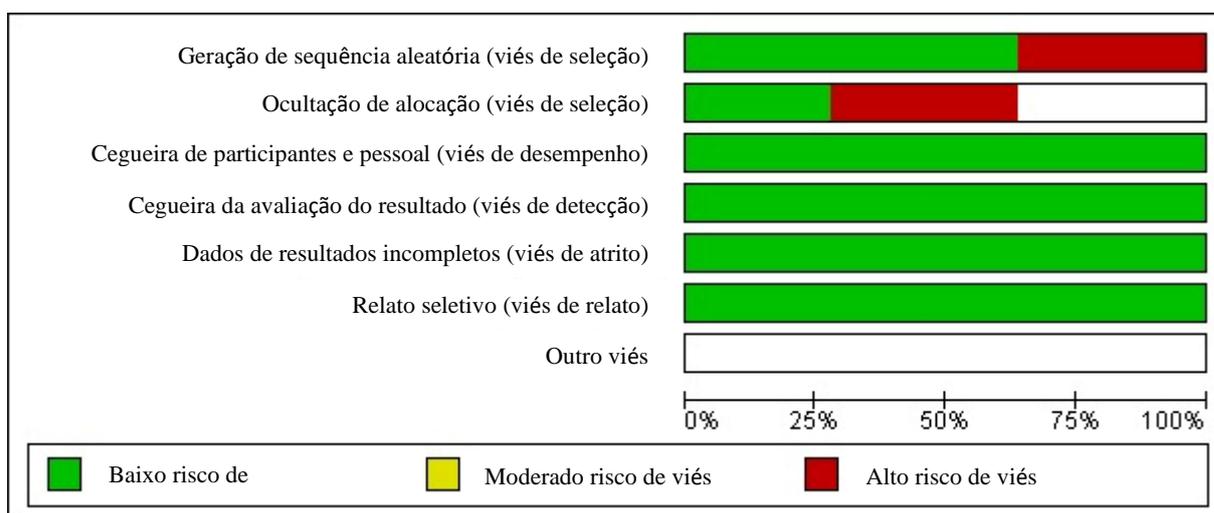


Figura 2: Risco de viés de todos os estudos.

	Geracão de sequência aleatória (viés de seleção)	Ocultação de alocação (viés de seleção)	Cegueira de participantes e pessoal (viés de desempenho)	Cegueira da avaliação do resultado (viés de detecção)	Dados de resultados incompletos (viés de atrito)	Relato seletivo (viés de relato)	Outro viés
Baratieri, 2003	+		+	+	+	+	
Canali, 2019	+	+	+	+	+	+	
Çelik, 2007	+		+	+	+	+	
Cieplik, 2017	+	+	+	+	+	+	
Karaman, 2012	+		+	+	+	+	
Kubo, 2010	+	+	+	+	+	+	
May, 2016	+	+	+	+	+	+	
Qin, 2013	+		+	+	+	+	
Reis, 2006	+	+	+	+	+	+	
Tuncer, 2017	+	+	+	+	+	+	
Zhang, 2021	+	+	+	+	+	+	

Figura 3: Avaliação por artigo do risco de viés.

Tabela 4: Avaliação dos resultados dos artigos selecionados.

Estudo	Método de Avaliação	Número de avaliadores	Características dos métodos de avaliação		Desfechos
			Calibração dos avaliadores	Períodos de avaliação	
Reis and Loguercio, 2006	USPHS	2	Sim	2 anos	Demonstraram semelhança, ambos os grupos obtiveram 89% de retenção.
Karaman et al., 2012	USPHS	2	Sim	2 anos	Não houve diferença significativa entre as resinas compostas: grupo 1 com 61% e grupo 2 com 57% de retenção.
Çelik et al., 2007	USPHS Modificado	2	Sim	2 anos	Após 24 meses houve diferença estatística entre os grupos, no quesito retenção ($p=0,01$). a resina <i>Dyract Flow</i> demonstrou uma taxa de 60% de retenção, contra 90% da <i>Admira Flow</i> , 84% da <i>Filtek Flow</i> e 92% da <i>Filtek Z250</i> .
Tuncer et al., 2017	USPHS	2	Sim	2 anos	As taxas de retenção foram de 100% em 6 meses, 89,6% e 91,8% em 12 meses e 85,4% e 89,8% em 24 meses para TPH e Z250, respectivamente, não havendo diferença estatística.
Baratieri et al., 2003	USPHS	2	Sim	3 anos	A resina composta não influenciou na retenção, e sim o bisel em esmalte que melhorou a retenção.
Cieplik et al., 2017	FDI	4	Sim	5 anos	Não houve diferença estatística entre os grupos testados.

May et al., 2016	FDI	2	Sim	3 anos	Nenhuma diferença estatística entre a restaurações de resina foram encontradas e a taxa de sucesso foi de 95.8% ao longo dos 3 anos.
Canali et al., 2019	USPHS	2	Sim	1 ano	Após 6 meses, uma restauração foi perdida no grupo FS. Não houve diferença estatística entre os grupos durante o tempo de acompanhamento.
Zhange et al., 2021	FDI	1	Sim	3 anos	Até a avaliação de 2 anos, ambos os grupos se encontravam 100% no quesito retenção, já na avaliação de 3 anos este índice declinou para 97,3%. Nenhuma diferença foi encontrada entre o compósito resinoso convencional e o <i>Flow</i> .
Kubo et al., 2010	USPHS Modificado	2	Sim	3 anos	Todas as falhas no quesito retenção ocorreram em um período de 6 meses. Contudo, não houve diferença clínica significativa na performance entre ambas as resinas.
Qin et al., 2013	USPHS	2	Sim	2 anos	Para Clearfil AP-X retenção foi de 100% e para a z350 91,38. Sem diferença estatística.

Meta-análise

Dos 11 trabalhos incluídos na revisão sistemática, apenas quatro não foram incluídos na meta-análise. Os trabalhos de Cieplik et al., 2017, May et al., 2016, e Tuncer et al., 2017 [17, 18, 25], foram excluídos por não possuírem grupo de resina *flow*, e o artigo de Qin et al., 2013 [26] por não possuir grupo de comparação com resina viscosa. Dos sete estudos incluídos, todos compararam apenas um grupo de resina *flow* e outro viscosa, exceto Çelik et al., 2007 [27] que comparou três tipos diferentes de resina *flow* com uma resina viscosa, e Lopes et al., 2002 [23], que comparou uma resina *flow* com uma viscosa em técnicas diferentes. Todos os trabalhos avaliaram a sobrevida das restaurações após 24 meses, exceto Canali et al., 2019 [7] que avaliou após 12 meses e Kubo et al., 2010 [24] que avaliou após 36 meses.

O total de dentes avaliados foi de 498 tratados com resinas *Flow* e 491 com resinas viscosas com taxas de sobrevivência de 81,5% e 84,49% respectivamente. Valores apenas discretamente inferiores ($RR = 0,97$, $IC95\% = 0,92-1,03$). Não houve diferença significativa entre os grupos ($p = 0,340$) e a análise *one-of-out* demonstrou que a remoção individual de cada estudo não modificou esse desfecho ($p > 0,05$) (Figura 4). Apesar de um coeficiente $\tau^2 = 0,00$, a heterogeneidade foi moderada ($I^2 = 56\%$) e significativa ($p = 0,010$). Em análise *one-of-out* a remoção dos dados de Çelik et al., 2007 [27] ($I^2 = 19\%$, $p = 0,2900$) reduziu significativamente a heterogeneidade.

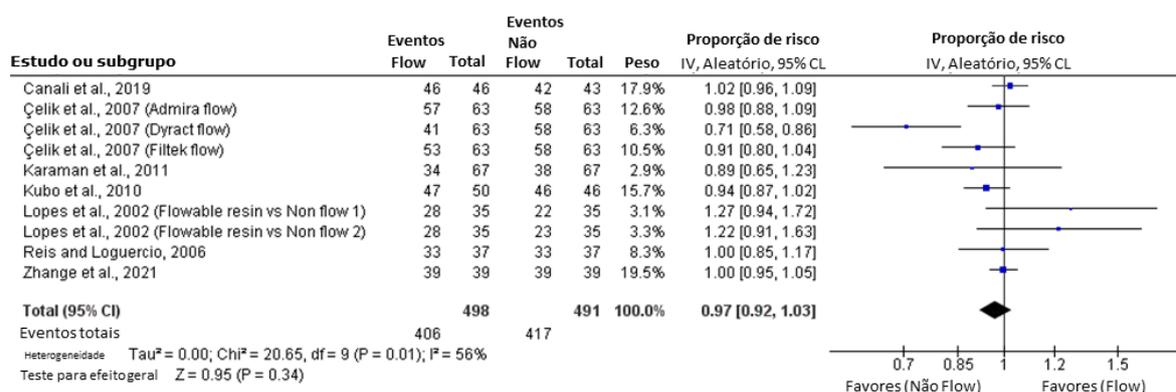


Figura 4: Análise *One-Of-Out* dos dentes tratados com resina fluida e viscosa.

A análise qualitativa do risco de viés de publicação demonstra boa distribuição dos pontos nos dois lados do *funnel plot* e o teste de *Beggs* não demonstrou risco de viés de publicação significativo ($p=1,000$) (Figura 5).

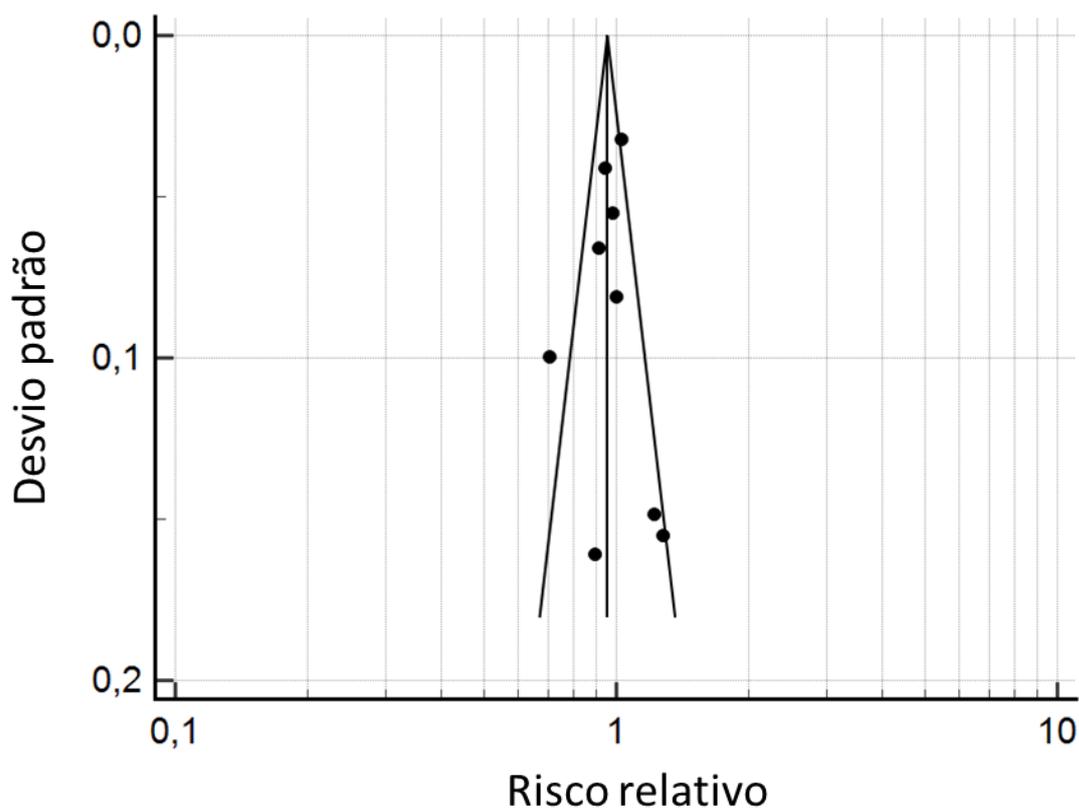


Figura 5: Risco de viés de publicação pelo teste do *funnel plot* e o teste de *Beggs*.

4. DISCUSSÃO

Apesar do grande número de estudos na literatura, ainda não existe consenso sobre o melhor tipo de material restaurador para LCNCs [16, 28, 29]. Experimentos laboratoriais [30, 31] são necessários, mas podem representar uma análise de variáveis específicas. Já os ensaios clínicos randomizados (ECR) representam a forma mais confiável de análise, pois contempla todas as variáveis que o material está submetido [32].

O presente estudo contemplou apenas ECR nos critérios de inclusão da revisão sistemática, a fim de se obter dados mais precisos sobre o assunto abordado. Após uma busca criteriosa e sistematizada, apenas 11 artigos foram utilizados segundo os critérios de inclusão, que contemplava apenas estudos de ECR comparando diferentes tipos de resina composta sem a influência da técnica adesiva.

A maioria dos trabalhos, utilizou como critério de avaliação o método preconizado pela *United States Public Health Service* (USPHS) e apenas 3 [8, 18, 25] seguiram os critérios da *World Dental Federation* (FDI). Dentre os 2 critérios, fatores como perda de forma anatômica, descoloração marginal, infiltração e dor, são variáveis de sucesso ou fracasso clínico. O presente estudo considerou especificamente o quesito retenção como alvo de estudo, a fim de se avaliar a longevidade das restaurações de resina de acordo com a reologia do material.

Sabe-se que o tipo de dentina (esclerótica ou não), bem como a sua profundidade são fatores preponderantes para o desempenho da restauração como considerado no estudo de [33]; já o biselamento do ângulo cavossuperficial pôde aumentar o índice de retenção [23]. A etiologia e o formato da LCNC (que também pode interferir na longevidade) não foi contemplada nos critérios de inclusão do estudo de [19], onde todos os tipos de lesão foram restaurados. Apesar de cada ECR selecionado para este estudo ter apresentado estas diferenças, todos foram incluídos na revisão, uma vez que os mesmos critérios foram submetidos para todas as resinas testadas no mesmo estudo, estando assim em condição de igualdade.

Apesar de os períodos de análise de longevidade dos estudos terem sido relativamente curtos, variando de 1 ano [7] até 5 anos [25], os níveis de evidência apresentados pelos ECRs foram considerados bons, uma vez que no geral apresentaram poucos ou nenhum risco de viés. Sendo estes verificados em alguns artigos nos quesitos: aleatorização do estudo, pois apesar de todos relatarem o processo, nos estudos de Qin et al., 2013; Celik et al., 2007; Baratieri et al., 2013; e Karaman et al., 2013 [19, 23, 26, 27]

não foi descrito o modo de realização; e sigilo na lista de alocação, já que alguns foram aleatorizados com um giro de moeda [17, 25, 33].

Para realização da meta análise, foram considerados os artigos que comparassem resinas fluidas com viscosas. Para isso, 4 dos 11 artigos foram removidos da estatística conforme descrito nos resultados.

Segundo a literatura [22, 34, 35], as resinas de alta fluidez possuem propriedades biomecânicas diferentes devido à baixa quantidade de carga inorgânica quando comparadas com as de baixo escoamento, podendo apresentar um baixo valor de E, e um alto valor de contração de polimerização.

A análise de viés de publicação demonstrada no *funnel plot*, (Figura 5) mostrou uma boa distribuição nos resultados dos estudos, evidenciando uma qualidade na interpretação das evidências.

Não houve diferença estatística (Figura 4) na comparação viscosidade x retenção, o que sugere que o estresse causado por elevados níveis de contração pode não ser representativo considerando o baixo módulo de elasticidade destas resinas, ou seja, não apresentam rigidez suficiente para promover o descolamento da restauração.

Observou-se que existem poucos ECRs que contemplam os critérios de inclusão, e o desfecho observado pode ser modificado também com o período de avaliação, logo, faz-se necessário a realização de mais ECRs comparando propriedades de materiais restauradores por períodos prolongados de análise.

5. CONCLUSÃO

Com as limitações apresentadas pelo estudo, pôde-se concluir que não houve diferença significativa na utilização de resinas de diferentes níveis de viscosidade na retenção de restaurações de LCNCs, e que os ECRs presentes na literatura apresentaram bom níveis de evidência científica com baixos riscos de viés.

1. REFERÊNCIAS

- [1] A. Alvarez-Arenal, L. Alvarez-Menendez, I. Gonzalez-Gonzalez, J.A. Alvarez-Riesgo, A. Brizuela-Velasco, H. deLlanos-Lanchares, Non-cariou cervical lesions and risk factors: A case-control study, *J Oral Rehabil* 46(1) (2019) 65-75.
- [2] K.L. Osborne-Smith, F.J. Burke, N.H. Wilson, The aetiology of the non-cariou cervical lesion, *Int Dent J* 49(3) (1999) 139-43.
- [3] G. Zucchelli, G. Gori, M. Mele, M. Stefanini, C. Mazzotti, M. Marzadori, L. Montebugnoli, M. De Sanctis, Non-cariou cervical lesions associated with gingival recessions: a decision-making process, *J Periodontol* 82(12) (2011) 1713-24.
- [4] A.N. Badavannavar, S. Ajari, K.U.S. Nayak, S. Khijmatgar, Abfraction: Etiopathogenesis, clinical aspect, and diagnostic-treatment modalities: A review, *Indian J Dent Res* 31(2) (2020) 305-311.
- [5] A.K. Lührs, S. Jacker-Guhr, H. Günay, P. Herrmann, Composite restorations placed in non-cariou cervical lesions-Which cavity preparation is clinically reliable?, *Clin Exp Dent Res* 6(5) (2020) 558-567.
- [6] B. Chee, L.J. Rickman, J.D. Satterthwaite, Adhesives for the restoration of non-cariou cervical lesions: a systematic review, *J Dent* 40(6) (2012) 443-52.
- [7] G.D. Canali, S.A. Ignacio, R.N. Rached, E.M. Souza, One-year clinical evaluation of bulk-fill flowable vs. regular nanofilled composite in non-cariou cervical lesions, *Clin Oral Investig* 23(2) (2019) 889-897.
- [8] H. Zhang, L. Wang, L. Hua, R. Guan, B. Hou, Randomized controlled clinical trial of a highly filled flowable composite in non-cariou cervical lesions: 3-year results, *Clin Oral Investig* 25(10) (2021) 5955-5965.
- [9] U. Josic, T. Maravic, C. Mazzitelli, I. Radovic, J. Jacimovic, F. Del Bianco, F. Florenzano, L. Breschi, A. Mazzoni, Is clinical behavior of composite restorations placed in non-cariou cervical lesions influenced by the application mode of universal adhesives? A systematic review and meta-analysis, *Dent Mater* 37(11) (2021) e503-e521.
- [10] A.M.O. Correia, J.P.M. Tribst, F.S. Matos, J.A. Platt, T.M.F. Caneppele, A.L.S. Borges, Polymerization shrinkage stresses in different restorative techniques for non-cariou cervical lesions, *J Dent* 76 (2018) 68-74.
- [11] F.D.S. Dreweck, A. Burey, M. de Oliveira Dreweck, A.D. Loguercio, A. Reis, Adhesive strategies in cervical lesions: systematic review and a network meta-analysis of randomized controlled trials, *Clin Oral Investig* 25(5) (2021) 2495-2510.
- [12] A.C. Follak, B.D. Ilha, J. Oling, T. Savian, R.O. Rocha, F.Z.M. Soares, Clinical behavior of universal adhesives in non-cariou cervical lesions: A randomized clinical trial, *J Dent* 113 (2021) 103747.
- [13] R.S. Gonçalves, P.M.C. Scaffa, M.S. Shinohara, P.R.M. de Andrade Carvalho, M.A.R. Buzalaf, T.C. Fagundes, Two-year randomized clinical trial of different restorative techniques in non-cariou cervical lesions and MMP activity in gingival crevicular fluid, *Clin Oral Investig* 26(2) (2022) 1889-1902.
- [14] L.D. Randolph, W.M. Palin, G. Leloup, J.G. Leprince, Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties, *Dent Mater* 32(12) (2016) 1586-1599.
- [15] A. Correia, A. Jurema, M.R. Andrade, A. Borges, E. Bresciani, T. Caneppele, Clinical Evaluation of Noncariou Cervical Lesions of Different Extensions Restored With Bulk-fill or Conventional Resin Composite: Preliminary Results of a Randomized Clinical Trial, *Oper Dent* 45(1) (2020) E11-E20.

- [16] I.P. Ichim, P.R. Schmidlin, Q. Li, J.A. Kieser, M.V. Swain, Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture, *Dent Mater* 23(12) (2007) 1562-9.
- [17] D. Tuncer, C. Celik, K. Yamanel, N. Arhun, Clinical evaluation of microhybrid composites in noncarious cervical lesions: 24-month results, *Niger J Clin Pract* 20(2) (2017) 176-181.
- [18] S. May, F. Cieplik, K.A. Hiller, W. Buchalla, M. Federlin, G. Schmalz, Flowable composites for restoration of non-carious cervical lesions: Three-year results, *Dent Mater* 33(3) (2017) e136-e145.
- [19] E. Karaman, A.R. Yazici, G. Ozgunaltay, B. Dayangac, Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results, *J Adhes Dent* 14(5) (2012) 485-92.
- [20] B. Zimmerli, M. Strub, F. Jeger, O. Stadler, A. Lussi, Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review, *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 120(11) (2010) 972-86.
- [21] H.S. Yang, Y.J. Park, [The effect of composition on the mechanical properties of composite resin], *Taehan Chikkwa Uisa Hyophoe Chi* 27(2) (1989) 185-200.
- [22] P. Pongprueksa, W. Kuphasuk, P. Senawongse, The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces, *Dent Mater* 24(8) (2008) 1102-6.
- [23] L.N. Baratieri, S. Canabarro, G.C. Lopes, A.V. Ritter, Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of Class V composite restorations: three-year results, *Oper Dent* 28(5) (2003) 482-7.
- [24] S. Kubo, H. Yokota, H. Yokota, Y. Hayashi, Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-carious cervical lesions, *J Dent* 38(3) (2010) 191-200.
- [25] F. Cieplik, K.J. Scholz, I. Tabenski, S. May, K.A. Hiller, G. Schmalz, W. Buchalla, M. Federlin, Flowable composites for restoration of non-carious cervical lesions: Results after five years, *Dent Mater* 33(12) (2017) e428-e437.
- [26] W. Qin, Z. Song, Y.Y. Ye, Z.M. Lin, Two-year clinical evaluation of composite resins in non-carious cervical lesions, *Clin Oral Investig* 17(3) (2013) 799-804.
- [27] C. Celik, G. Ozgunaltay, N. Attar, Clinical evaluation of flowable resins in non-carious cervical lesions: two-year results, *Oper Dent* 32(4) (2007) 313-21.
- [28] F. Schwendicke, A. Müller, T. Seifert, L.M. Jeggler-Engbert, S. Paris, G. Göstemeyer, Glass hybrid versus composite for non-carious cervical lesions: Survival, restoration quality and costs in randomized controlled trial after 3 years, *J Dent* 110 (2021) 103689.
- [29] S.L. Santiago, V.F. Passos, A.H. Vieira, M.F. Navarro, J.R. Lauris, E.B. Franco, Two-year clinical evaluation of resinous restorative systems in non-carious cervical lesions, *Braz Dent J* 21(3) (2010) 229-34.
- [30] C.J. Soares, E.C. Pizi, R.B. Fonseca, L.R. Martins, Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests, *Braz Oral Res* 19(1) (2005) 11-6.
- [31] A. Costa, T. Xavier, P. Noritomi, G. Saavedra, A. Borges, The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars, *Oper Dent* 39(4) (2014) E160-70.
- [32] S. Estrada, M. Arancibia, J. Stojanova, C. Papuzinski, General concepts in biostatistics and clinical epidemiology: Experimental studies with randomized clinical trial design, *Medwave* 20(3) (2020) e7869.
- [33] A. Reis, A.D. Loguercio, A 24-month follow-up of flowable resin composite as an intermediate layer in non-carious cervical lesions, *Oper Dent* 31(5) (2006) 523-9.

- [34] A. Scribante, M. Bollardi, M. Chiesa, C. Poggio, M. Colombo, Flexural Properties and Elastic Modulus of Different Esthetic Restorative Materials: Evaluation after Exposure to Acidic Drink, *Biomed Res Int* 2019 (2019) 5109481.
- [35] M. Cadenaro, B. Codan, C.O. Navarra, G. Marchesi, G. Turco, R. Di Lenarda, L. Breschi, Contraction stress, elastic modulus, and degree of conversion of three flowable composites, *Eur J Oral Sci* 119(3) (2011) 241-5.

Capítulo 2

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE RESTAURAÇÕES DE LESÕES
CERVICAIS NÃO CARIOSAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS OCLUSAIS PELO
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.**

DE SOUZA AMB¹, RODRIGUES FP², BORGES ALS³, DE ARAÚJO MS⁴,
SANTIAGO SL⁵

¹– Aluno de Doutorado do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal do Ceará.

² – Professora Titular do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Paulista.

³– Professor Associado do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos.

⁴– Acadêmico de iniciação científica CNPq da Universidade Federal do Ceará.

⁵ Professor Titular do Departamento de Odontologia Restauradora da Universidade Federal do Ceará.

Autor de correspondência:

Sérgio Lima Santiago, Dr

Programa de Pós-graduação em Odontologia

Rua Monsenhor Furtado, S/N, Fortaleza, Ceará

e-mail: sergiosantiago@yahoo.com

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE RESTAURAÇÕES DE LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS OCLUSAIS PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.

RESUMO

Objetivo. Avaliar o comportamento biomecânico de Lesões Cervicais não Cariotas (LCNCs) de diferentes profundidades (1, 1,5 e 2 mm) e formatos (pires e cunha) de pré-molares superiores, restauradas com materiais resinosos, quando submetidas a esforços oclusais axiais e oblíquos.

Métodos. Materiais resinosos de diferentes marcas comerciais (Filtek Z350 XT[®], Durafill[®], Filtek Bulk Fill Flow[®], Grandioso Flow[®], Grandioso Heavy Flow[®], Vitremer[®]) foram caracterizados quanto ao módulo de elasticidade (E), dureza e contração de polimerização. Para análise pelo método de elementos finitos (MEF), um modelo tridimensional com 236.897 nós e 163.077 elementos foi confeccionado no ANSYS 2020 R2[®] e em seguida foram avaliadas a tensão e a deformação máxima principal em diferentes regiões dos dentes restaurados, tendo como controle os hígidos e sem restauração.

Resultados. O grupo *Vitremer* obteve os maiores valores de E ($p < 0,05$) e o maior índice de contração (5,23%), já o grupo *Z350* apresentou a maior dureza Vickers ($p < 0,05$). Os dentes lesionados sem restauração, tiveram maior concentração de tensão quando comparados com dentes hígidos. Nenhuma restauração foi capaz de reduzir a tensão máxima no dente quando comparado ao controle negativo, no entanto todas elas foram capazes de aliviar o estresse no interior da lesão. Na análise de estresse do ângulo cavossuperficial, verificou-se que os grupos *Grandioso* e *Vitremer* apresentaram os maiores resultados.

Significância. O surgimento de uma cavidade altera de forma permanente o comportamento do dente sobre diferentes esforços independente da restauração. No entanto, o tipo de material interfere na distribuição das tensões nas regiões internas e externas da região restaurada.

Palavras-Chave: Fenômenos Biomecânicos. Análise de Elementos Finitos. Colo do Dente. Dente Pré-Molar.

1. INTRODUÇÃO

A necessidade do entendimento da etiopatologia das lesões cervicais não cariosas (LCNC) se faz cada vez mais prioritária dentro da pesquisa odontológica, devido a sua alta e progressiva prevalência [1]. Apesar de ser uma doença já citada no século XVII por Pierre Fauchard, seu entendimento ainda está longe de ser suficiente [2]. A classificação de cada tipo de lesão de acordo com suas características morfológicas ou causa principal (erosão, abfração e abrasão) ignora a complexidade da associação de diferentes fatores causais [3], o que torna seu controle e tratamento cada vez mais complexos [4].

Embora o tratamento restaurador das LCNCs seja amplamente realizado pelos profissionais, mesmo quando o fator causal principal da doença é removido, alguns aspectos como estresse causado pela contração de polimerização, sensibilidade da técnica adesiva, presença de dentina esclerótica, migração de enzimas proteolíticas na camada híbrida e degradação hidrolítica, ainda podem ser fatores limitantes para a sua longevidade clínica [5-8]. Outra característica importante a ser analisada é o comportamento biomecânico dos materiais restauradores destas lesões, pois além de biomiméticos e biocompatíveis, estes devem ser capazes de resistir a esforços estáticos e dinâmicos, além de desafios químicos e térmicos [9].

Ao se avaliar esse comportamento, o módulo de elasticidade (E) é uma propriedade fundamental e que representa a razão entre a tensão e a deformação de um material dentro da faixa de deformação elástica [10]. Essa grandeza é calculada por meio de testes de tração, flexão ou indiretamente pela dureza do material.

No caso das LCNCs, esta propriedade elástica permite classificar o esmalte dental como um material frágil, que na região cervical (devido sua espessura delgada) tende-se a fraturar quando submetido a esforços oclusais excessivos, com o objetivo de aliviar o acúmulo de tensões [11].

O surgimento de novos materiais restauradores com E compatível com os tecidos dentários; maior lisura de superfície; alta resistência e dureza; bem como com resultantes reduzidas de tensão por contração de polimerização (Resinas *Bulk*), aumentaram as possibilidades de tratamentos [12, 13]. Porém, o comportamento do remanescente e do material, quando este último apresenta alto E pode ser uma incógnita em LCNCs. [14]. O descolamento da restauração e sua pouca resiliência pode ser um problema. Outro ponto a ser destacado é a espessura, que normalmente é maior que o esmalte do dente hígido, o

que pode gerar estresses de tensões em outras regiões do dente e periodonto caso a restauração ainda esteja aderida [15].

Em meio a tantas variáveis que envolvem o entendimento do comportamento biomecânico das restaurações de LCNCs, seria difícil estabelecer protocolos ou traçar conclusões com base em apenas estudos *in vitro*, pois não se consegue isolar cada variável ou ao menos algumas delas para investigação. Nesses casos, são simultâneas, por vezes sinérgicas e não somente complementares. Na tentativa de investigar essas variáveis para estudo, o método de elementos finitos (MEF) tem sido de grande contribuição, com importantes e relevantes pesquisas na literatura [16-18].

O MEF permite analisar, de forma mais ampla, o comportamento mecânico dos mais diversos materiais, pois, diferente de ensaios laboratoriais, contempla simultaneamente as características individuais dos substratos (coeficiente de expansão térmico-linear, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), a interação entre eles e a resultante de distribuição e acúmulo de energia [17, 19]. Considerando a complexidade dos fatores que desenvolvem uma LCNC, o MEF se torna uma ferramenta bastante eficaz para sua compreensão, desde seu aparecimento no dente hígido, evolução da lesão e comportamento da restauração [20-22].

O objetivo desse trabalho foi avaliar o comportamento biomecânico de LCNCs de diferentes profundidades e formatos de pré-molares superiores restauradas com materiais resinosos, quando submetidas a esforços oclusais axiais e oblíquos nas 2 cúspides. A hipótese foi que materiais que apresentem menores valores de E diminuam o estresse dentro e fora da restauração, bem como em todo remanescente dental e estruturas associadas.

2. MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi dividido em duas fases, onde na primeira realizou-se a caracterização dos materiais selecionados, e a segunda procedeu-se testes *in silico* para avaliar o comportamento dos corpos de prova.

2.1 FASE 1: Caracterização dos materiais resinosos

Com o objetivo de avaliar o comportamento biomecânico de materiais restauradores em LCNCs, cinco resinas compostas e um cimento de ionômero de vidro modificado foram selecionadas (Tabela 1) e submetidas a avaliação da resistência a flexão e módulo de elasticidade, contração de polimerização e microdureza.

Tabela 1. Materiais resinosos

Material	Fabricante	Lote	Composição
Filtek Z350 XT®	3M ESPE	688109	bis-GMA, UDMA, TEGDMA, bis-EMA, 20 nm sílica, 4 a 11 nm zircônia
Durafill®	KULZER	010218A	UDMA, Canforoquinona, Sílica (0,04 µm), resina pré-polimerizada (10-20 µm) – 37,5 Vol%
Filtek Bulk Fill Flow®	3M ESPE	1829600465	UDMA, BISGMA, Bis-EMA, resina de procrilato, 64,5% de carga (0,01 a 5 µm - baseado em sílica, trifluoreto de zircônia e itérbio)

Grandioso Flow®	VOCO	1631317	BisGMA; TEGDMA; HEDMA Carga: Nanopartículas de SiO2 funcionalizadas com partículas de vitrocerâmica (% em peso: 81% -% em volume: 65%)
Grandioso Heavy Flow®	VOCO	1815099	BisGMA; TEGDMA; HEDMA Carga: Nanopartículas de SiO2 funcionalizadas com partículas de vitrocerâmica (% em peso: 81% -% em volume: 65%)
Vitremer®	3M ESPE	1828900475	Cimento de ionômero de vidro modificado por resina: pó de cristal de fluoroaluminossilic ato, persulfato de potássio, ácido ascórbico, e pigmentos; líquido contendo ácido polialcenóico, metacrilato, água, HEMA, canforquinona.

2.1.1 Módulo de elasticidade

Com o auxílio de uma matriz metálica (Odeme, Luzerna SC, Brasil), foram confeccionadas 60 barras (n=10) de dimensões 25 x 2 x 2 mm, dos diferentes grupos de acordo com a ISO 4049.

Os materiais resinosos foram inseridos em incremento único e comprimidos com o auxílio de uma tira de poliéster para extravasamento de excessos. Um peso padrão de 200 g foi adaptado durante 30 s sobre a tira para uma melhor acomodação do material e diminuição do risco de formação de bolhas no interior da barra. Em seguida, as amostras foram fotopolimerizadas (Bluephase, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) com o auxílio de um gabarito opaco que permitia a passagem de luz somente na região determinada. O aparelho fotopolimerizador foi calibrado no modo *high* e aferido em radiômetro obtendo-se uma potência média de 1200 mW/cm².

A fotopolimerização ocorreu primeiramente ao centro da barra, seguido dos dois extremos e por fim as intersecções. (40 s em cada região) [23].

Com o auxílio de uma lâmina de bisturi número 15 foram removidos os excessos gerados durante a compressão. As barras foram armazenadas a seco na ausência de luz durante 24h. As amostras foram submetidas ao ensaio de flexão em 3 pontos com o auxílio de uma máquina universal de ensaios mecânicos (Instron 3345, Canton, MA, EUA) com uma célula de carga de 5,0 kN e velocidade de 0,5 mm/min.

O valor do módulo de elasticidade flexural (E) foi determinado pela aplicação da fórmula:

$$E = \left(\frac{\Delta P}{\Delta D} \right) \frac{L^3}{4bh^3}$$

Onde ($\Delta P/\Delta D$) é o gradiente da porção linear mais íngreme da curva carga-deflexão. P é a carga na fratura, L a deformação, b a largura e h a espessura dos espécimes. A média aritmética dos valores obtidos foi utilizada como valor de referência para cada material [24].

A análise estatística foi realizada pelo teste H de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

2.1.2 Contração de polimerização total

Os valores de contração de polimerização volumétricas totais (pré-gel e pós-gel) foram obtidos através de testes realizados com o auxílio do dispositivo *Acuvol Volumetric Shrinkage Analyzer* (Bisco, Illinois, EUA). Amostras não polimerizadas de cada grupo (n=5) foram posicionadas para a realização da análise volumétrica inicial do incremento e em seguida fotopolimerizadas por 20 s (Bluephase, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) no modo *High* (1200 mW/cm²). As alterações resultantes da formação das cadeias de polímeros foram registradas a cada 10 s durante 5 min, obtendo-se em média 28 registros. Todos os valores foram expressos em porcentagem para que não houvesse a necessidade de padronização do tamanho do incremento. A análise estatística usada para interpretação dos dados foi ANOVA com nível de significância de 5% ($p < 0,05$). Foi calculado o valor de contração total (pré-gel + pós-gel) considerando a redução de volume para cada material.

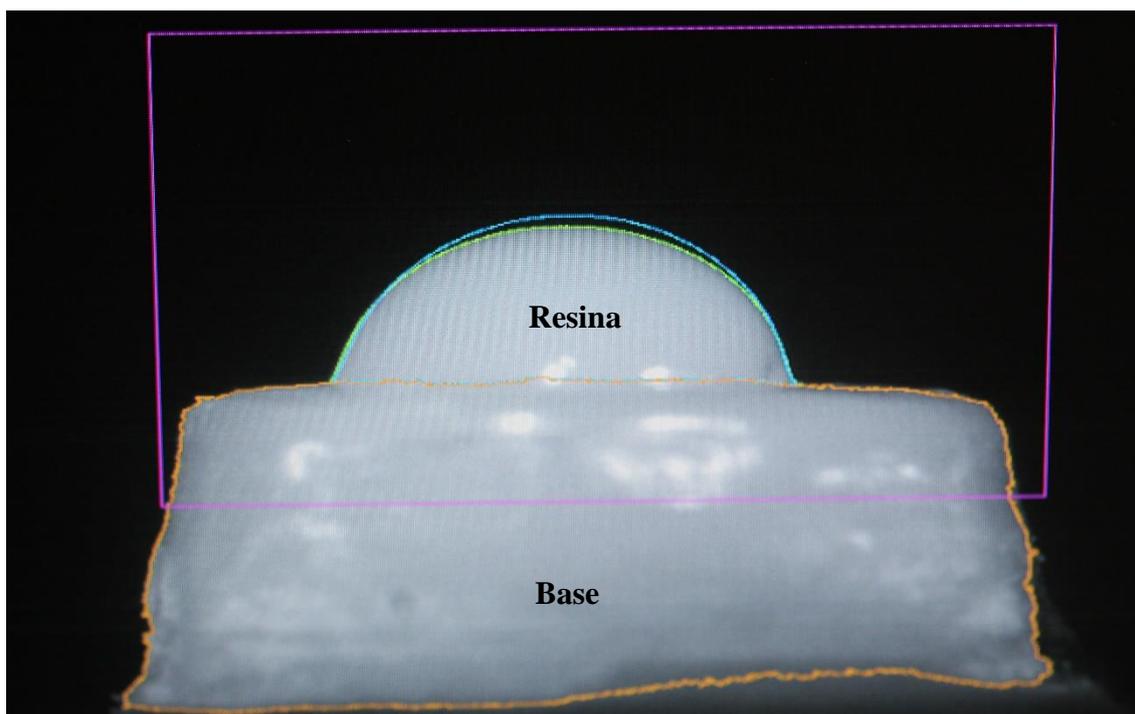


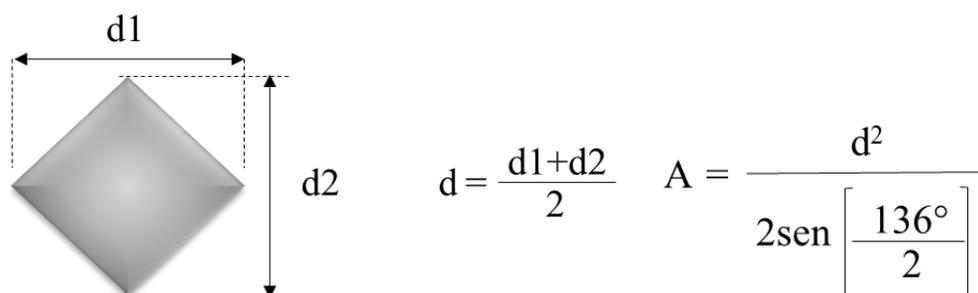
Figura 1: Mensuração da contração de polimerização, onde a linha azul representa o volume inicial e a verde a redução. A linha laranja representa a base do suporte e a roxa a área passível de análise.

2.1.3 Microdureza Vickers

Um microdurômetro (Shimadzu, HMV-G, Quioto, Japão) equipado com um diamante Vickers foi utilizado para avaliar a microdureza. Cinco indentações foram realizadas em cada espécime remanescente do ensaio de flexão ($n = 5$) utilizando uma carga de 200 g durante 30 s. [25]. O valor da dureza Vickers (HV) foi o coeficiente da carga aplicada (F) pela área de impressão (A) deixada no corpo ensaiado.

$$HV = \frac{F}{A}$$

Considerando A como a área da base quadrada de uma pirâmide, o valor é possível de ser calculado pela fórmula:



The diagram shows a diamond-shaped indenter with a square base. The horizontal width of the base is labeled 'd1' and the vertical height is labeled 'd2'. To the right of the diagram, the average diagonal length is given by the formula $d = \frac{d1+d2}{2}$, and the area of the square base is given by $A = \frac{d^2}{2 \sin \left[\frac{136^\circ}{2} \right]}$.

A análise estatística foi realizada pelo teste H de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

2.2 FASE 2: Análise por elementos finitos

2.2.1 Desenho Experimental e Obtenção do modelo 3D

Os grupos experimentais (dentes restaurados) foram determinados de acordo com o tamanho (1, 1,5 e 2 mm) e formato da lesão (pires e cunha), bem como com o tipo de esforço realizado para cada tipo de restauração (axial, oblíquo na cúspide palatina e vestibular). Para controle positivo e negativo, foram utilizados dentes hígidos e não restaurados, respectivamente (Figura 2).

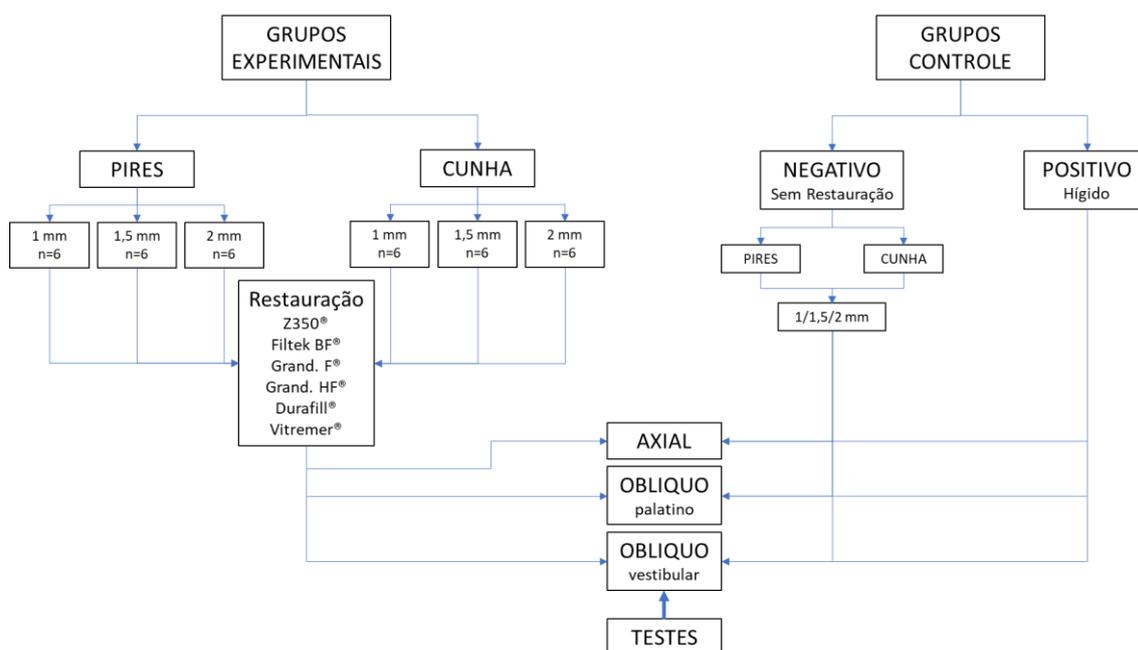


Figura 2: Fluxograma do desenho experimental para o método de elementos finitos.

A estrutura dentária de um pré-molar superior foi desenvolvida com o auxílio de um arquivo (.stl) gerado por meio de um escaneamento prévio de um dente humano. Para tal, foi utilizado um programa de natureza CAD (*Computer Aided Design*) *Rhinoceros 6 Avaluation* (versão 6.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA). O desenho foi gerado de maneira progressiva: foi construída uma arquitetura de linhas por toda a sua superfície externa, o que deu origem a porção mais externa do esmalte e da dentina radicular. As linhas serviram como guias para as conseqüentes estruturas a serem elaboradas.

Os espaços vazios entre as linhas externas foram ocupados por superfícies, dando origem a um conjunto de placas denominado casca. Em seguida, foram obtidas todas as outras linhas das demais estruturas para constituir os sólidos das estruturas dentais: esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal e osso alveolar.

Os modelos virtuais 3D criados no CAD foram importados no formato (.stp) para o software CAE (*Computer Aided Engineering*), responsável por realizar as simulações *in-silico* (Figura 3) (ANSYS 2020 R2, ANSYS Inc, Houston, TX, EUA) [26].



Figura 3: Modelo 3D com todas as estruturas de um dente, periodonto, lesão cervical e contatos oclusais.

2.2.2 Simulações biomecânicas

A fim de se realizar um ensaio estático estrutural, os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson pertinente a cada material restaurador, foram inseridos em *software* de elementos finitos de modo a promover suas caracterizações obtidas na fase 1 (Tabela 2), bem como de todas as estruturas associadas (Tabela 3). Os dados não previamente obtidos por testes foram coletados da literatura.

Tabela 2. Propriedades elásticas dos materiais restauradores selecionados para este estudo.

Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	
Filtek Z350 XT®	7.934,88	0,27	[21]
Durafill®	2.783,88	0,27	[21]
Filtek Bulk Fill Flow®	4.690,15	0,27	[21]
Grandioso Flow®	7.880,51	0,27	[21]
Grandioso Heavy Flow®	9.041,47	0,27	[21]
Vitremer®	10.800	0,30	[27]

Tabela 3. Propriedades elásticas dos tecidos dentais e periodontais.

Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	
Esmalte	84.100	0,30	[28]
Dentina	16.600	0,31	[28]
Polpa	2	0,45	[28]
Ligamento Periodontal	68,9	0,45	[29]
Osso Alveolar	11.500	0,30	[29]

As regiões de contato entre todos os substratos (incluindo materiais restauradores) foram configuradas como perfeitamente aderidas. O formato dos elementos foi determinado pelo próprio programa e, na região da LCNC, área de interesse do estudo, foi utilizada uma esfera de relevância, onde os elementos inseridos nesta região foram padronizados com o tamanho de 3 mm para um melhor refinamento da malha. O tamanho dos demais elementos foi fixado em 4 mm (Figura 4).

Posteriormente, foi realizado um teste de convergência para determinação da quantidade de elementos mínima possível que possa gerar uma diferença de resultados de no máximo 10% entre um refinamento de malha e outro. Obteve-se assim um modelo de 236.897 nós e 163.077 elementos, com uma média de razão de aspecto da aresta do elemento de 0,80478, que reflete a qualidade do elemento (elemento perfeito = 1) e um desvio-padrão de elemento de 0,13456.

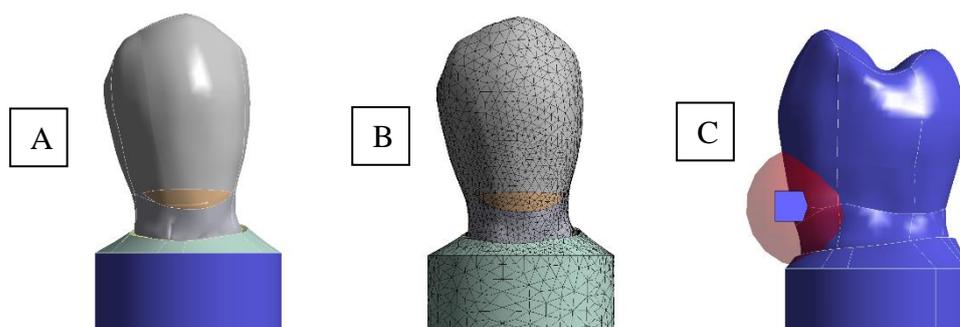


Figura 4. (A) Sólidos do modelo para cada parte do dente e para a restauração; (B) Malha tridimensional do modelo e (C) Esfera de relevância para detalhar a região estudada que compõe a restauração.

Dois suportes fixos, um na base do cilindro e outro em toda sua lateral, foram configurados no programa de modo a simular a real movimentação dentária dentro do alvéolo, tornando o cilindro que simula o osso como uma estrutura fixa, permitindo movimentação do ligamento periodontal [26].

Os carregamentos de força foram padronizados em 150 N a fim de simular uma média normal de oclusão da região [30] e foram dispostos em três situações distintas: duas cargas oclusais simultâneas e paralelas ao longo eixo dental com contato em cada cúspide em ângulo de 90° ; uma carga oclusal decomposta com contato apenas na cúspide palatina e outra apenas vestibular em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo (Figura 5).

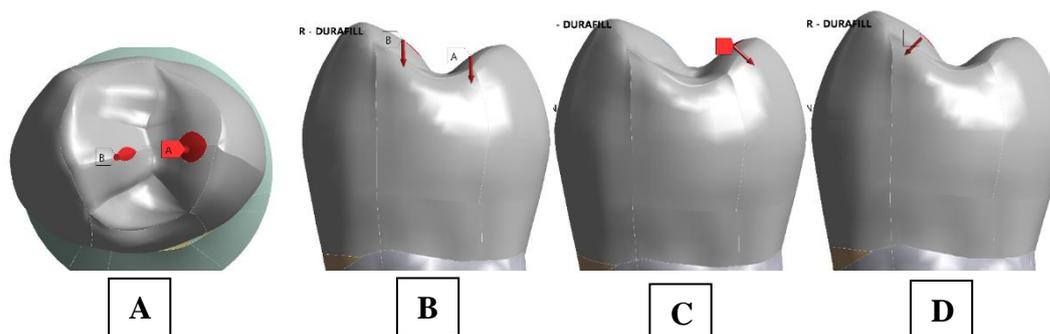


Figura 5. (A) Localização dos contatos na vertente triturante de cada cúspide; (B) Carregamento oclusal axial; (C) Carregamento na cúspide palatina; (D) Carregamento na cúspide vestibular.

Uma analogia térmica foi utilizada de modo a considerar os efeitos gerados pela contração de polimerização: os dados previamente obtidos foram inseridos no sistema

como coeficiente de expansão térmico-linear (CETL) e em seguida é diminuído 1° C para se obter a contração volumétrica do material. Para que o CETL possa extrapolar os resultados obtidos da contração de polimerização ao *software* CAE foi necessária uma correlação entre as equações (1) e (2), como descritas abaixo. Para tal, foi assumido que o valor do volume inicial (V°), comprimento inicial (L°), variação de temperatura ($\Delta\theta$), será igual a 1 e que o coeficiente de expansão térmico-linear é representado por α . [31]. Este valor foi utilizado como contração de polimerização pós-gel, exceto para o grupo *Filtek Bulk Fill Flow*, que por possuir comportamento diferente, (atribuído à incorporação de moduladores de polimerização e monômeros capazes de aliviar a tensão) assumiu-se o valor de 0,00045 de acordo com o estudo de Correia et al., 2020 [14].

$$L = L^\circ + \alpha\Delta\theta$$

$$V = V^\circ + \gamma\Delta\theta$$

$$V = L^3$$

$$\alpha = \sqrt[3]{1 + (\gamma \times (-1))} - 1$$

$$\alpha = \sqrt[3]{1 + (-\gamma)} - 1$$

$$\alpha = \sqrt[3]{1 - \gamma} - 1$$

Os testes foram realizados em dois passos. Durante o primeiro, as tensões geradas ocorreram somente por influência da contração de polimerização pertinente a cada material, em seguida a análise agiu em conjunto com as forças de oclusão padronizadas para o estudo. Os resultados avaliados foram: tensão máxima principal (*Stress*) em MPa e deformação máxima principal (*Strain*) em mm/mm em toda a extensão do dente e periodonto; e tensão máxima principal no ângulo cavossuperficial para os grupos restaurados tendo o dente hígido como controle positivo.

3 RESULTADOS

3.1 FASE 1

3.1.1 Módulo de elasticidade

Os resultados de modulo de elasticidade obtidos por meio de teste de flexão em 3 pontos estão apresentados na Tabela 4:

Tabela 4. Mensuração dos valores de Módulo de Elasticidade

Material	Módulo de elasticidade (GPa)
Filtek Z350 XT [®]	7,93±0,53 ^A
Durafill [®]	2,78±0,56 ^B
Filtek Bulk Fill Flow [®]	4,69±0,21 ^C
Grandioso Flow [®]	7,88±0,42 ^A
Grandioso Heavy Flow [®]	9,04±0,44 ^D
Vitremer [®]	10,84±1,16 ^E

Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas em coluna ($p < 0,05$)

O grupo *Vitremer* obteve os maiores valores de modulo de elasticidade, quando comparado aos demais ($p < 0,05$). Não houve diferença estatística entre os grupos *Filtek Z350* e *Grandioso Flow* ($p > 0,05$). A *Durafill* apresentou o menor valor de E quando comparado aos outros materiais ($p < 0,05$).

3.1.2 Contração de polimerização total

Os resultados de contração de polimerização estão apresentados na Tabela 5.

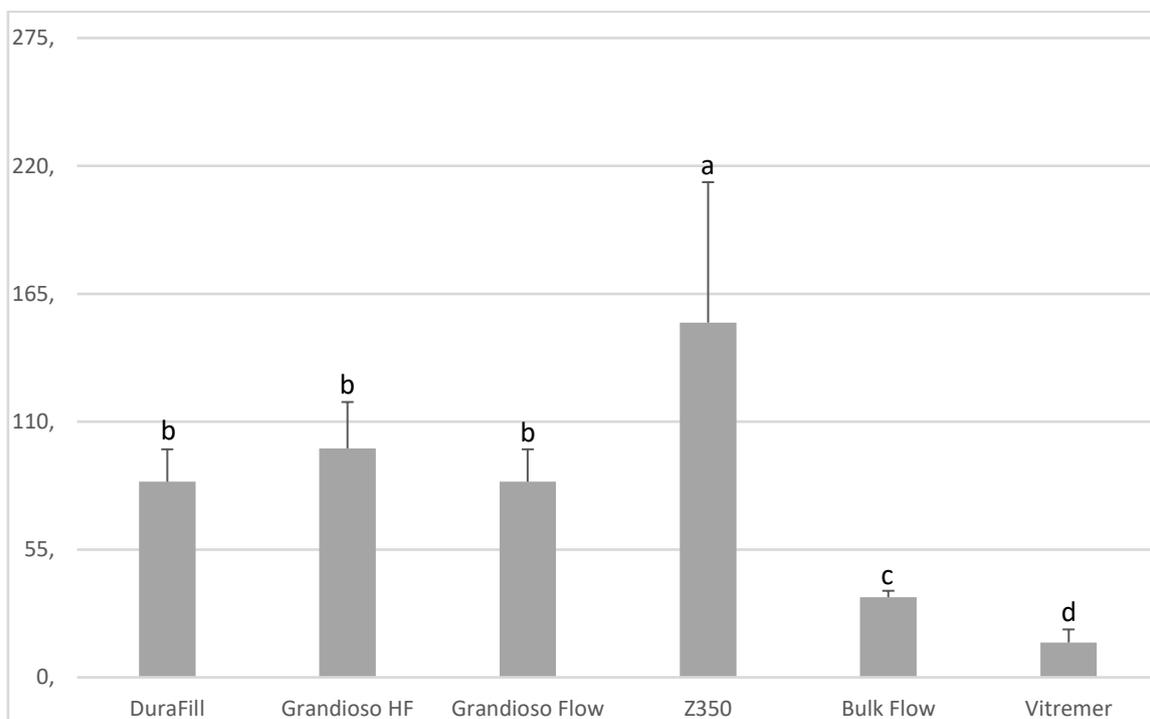
Tabela 5. Análise de contração de polimerização entre os grupos em média de percentual						
	Z350	DURAFILL	GRAND HF	GRAND F	VITREMER	Z350 BF FLOW
Contração (%)	2,00 ± 0,24a	2,07 ± 0,29a	2,92 ± 1,08b	3,60 ± 0,63c	5,23 ± 0,83d	3,86 ± 0,32c

Letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas em linha ($p < 0,05$).

As maiores contrações foram apresentadas pelo grupo *Vitremer* quando comparado aos demais ($p < 0,05$). Não houve diferença estatística entre os grupos *Filtek BF Flow* e *Grandioso Flow*, nem entre *Filtek 350* e *Durafill* ($p > 0,05$).

3.1.3 Microdureza Vickers

Os resultados de microdureza Vickers estão apresentados na Figura 6. A resina *Filtek Z350* apresentou os maiores valores, enquanto o *Vitremer* apresentou os menores ($p < 0,05$). As duas resinas *Grandioso* e *DuraFill*, apresentaram durezas similares entre si ($p > 0,05$).



Letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas em coluna ($p < 0,05$).

Figura 6. Microdureza Vickers de cada material restaurador.

3.1.4 Comparação módulo de elasticidade e contração de polimerização (pós-gel)

A Figura 7 correlaciona o módulo de elasticidade e a contração pós-gel para cada material, de modo a se observar quais podem gerar mais estresse na interface adesiva pós-polimerização.

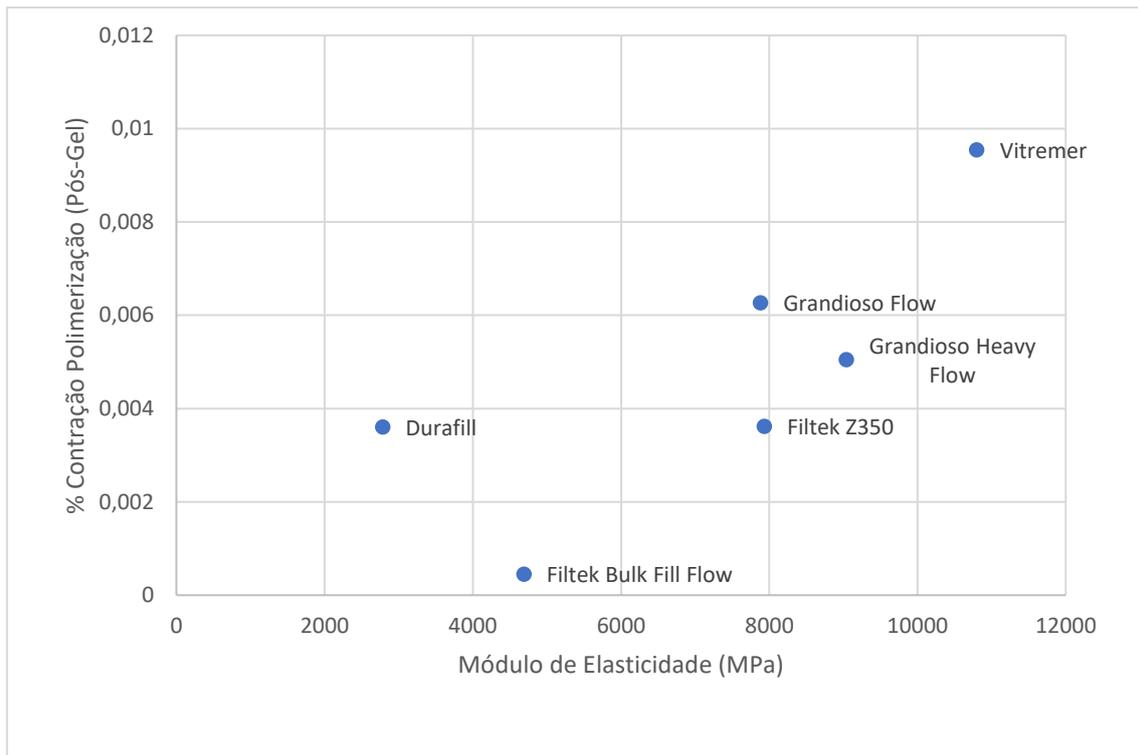


Figura 7. Módulo de elasticidade x grau de contração de polimerização pós-gel para os materiais restauradores estudados.

3.2 FASE 2: Elementos finitos

3.2.1 Dentes hígidos

Inicialmente, foram analisadas as concentrações de tensões no grupo controle positivo (dente hígido), quando submetido à esforços oclusais axiais e oblíquos nas cúspides palatina e vestibular (Figura 8). A região de maior acúmulo de tensão variou de acordo com o local da carga aplicada (com valores médios de ~500 MPa). Quando o vetor foi na cúspide palatina, a região cervical vestibular apresentou uma intensa concentração de tensão por tração.

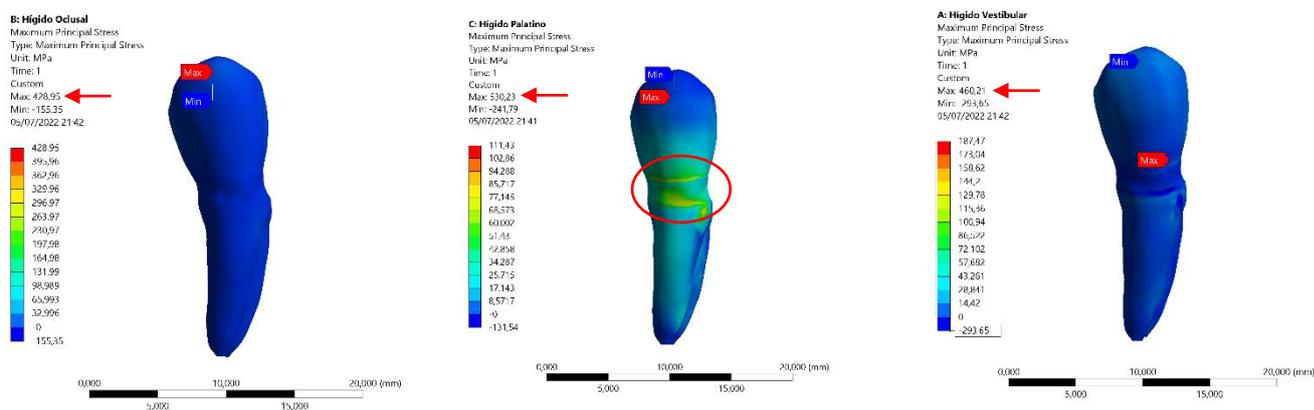


Figura 8. Tensão máxima principal no grupo controle positivo para esforços axiais, palatinos e vestibulares respectivamente com destaque na área de maior concentração.

3.2.2 Dentes lesionados

Os dentes lesionados sem restauração (controle negativo), tiveram acúmulos de tensão mais intensos quando comparados com os dentes hígidos, além disso, houve uma mudança no local de maior estresse para a região de raízes e furca. A Figura 9 representa com setas vermelhas a nova região em um dente submetido ao esforço palatino.

Pode-se perceber também que existe um nível de tração no interior das lesões, sendo estas representadas por setas amarelas.

ESFORÇO PALATINO

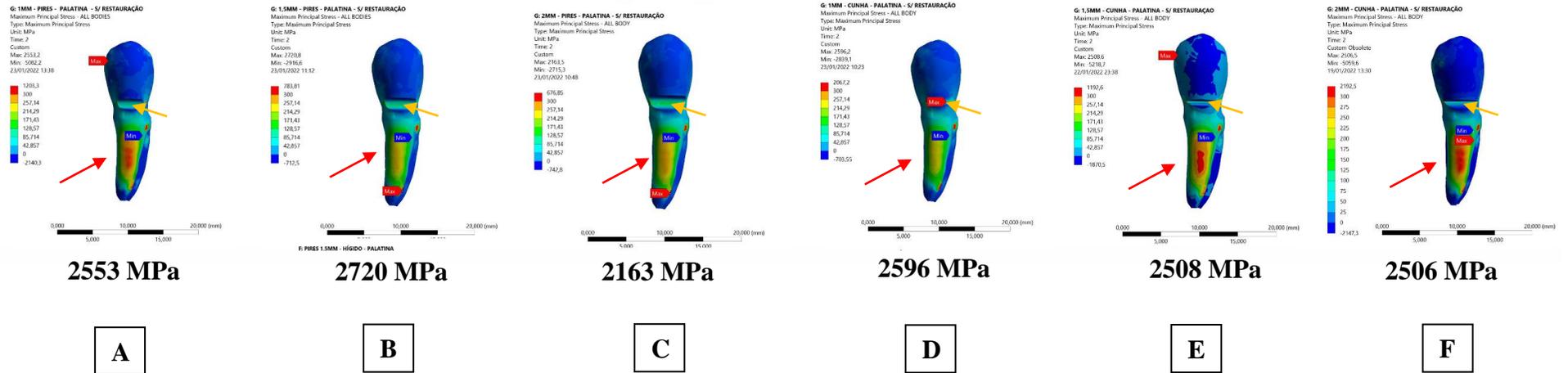


Figura 9. Tensão máxima principal no grupo controle negativo de diferentes tamanhos e formatos para esforços na cúspide palatina. Onde (A) representa lesão de pires 1 mm; (B) pires 1,5 mm; (C) pires 2 mm; (D) cunha 1 mm; (E) cunha 1,5 mm e (F) cunha 2 mm. Setas vermelhas representam a região do estresse, e setas amarelas a tensão no interior da lesão.

3.2.3 Dentes restaurados

A Figura 10 representa LCNCs de forma de pires e cunha respectivamente, ambas com 2 mm de profundidade, restauradas com *Vitremer* e *Z350*. As restaurações encontram-se transparentes para melhor visualização do fundo da cavidade.

Os valores de máxima principal no dente como um todo não foram reduzidos quando este foi restaurado, no entanto, no interior da lesão, a tensão foi visivelmente reduzida (análise de cor).

Observou-se um padrão diferente de tensão ao redor da restauração para cada material testado.

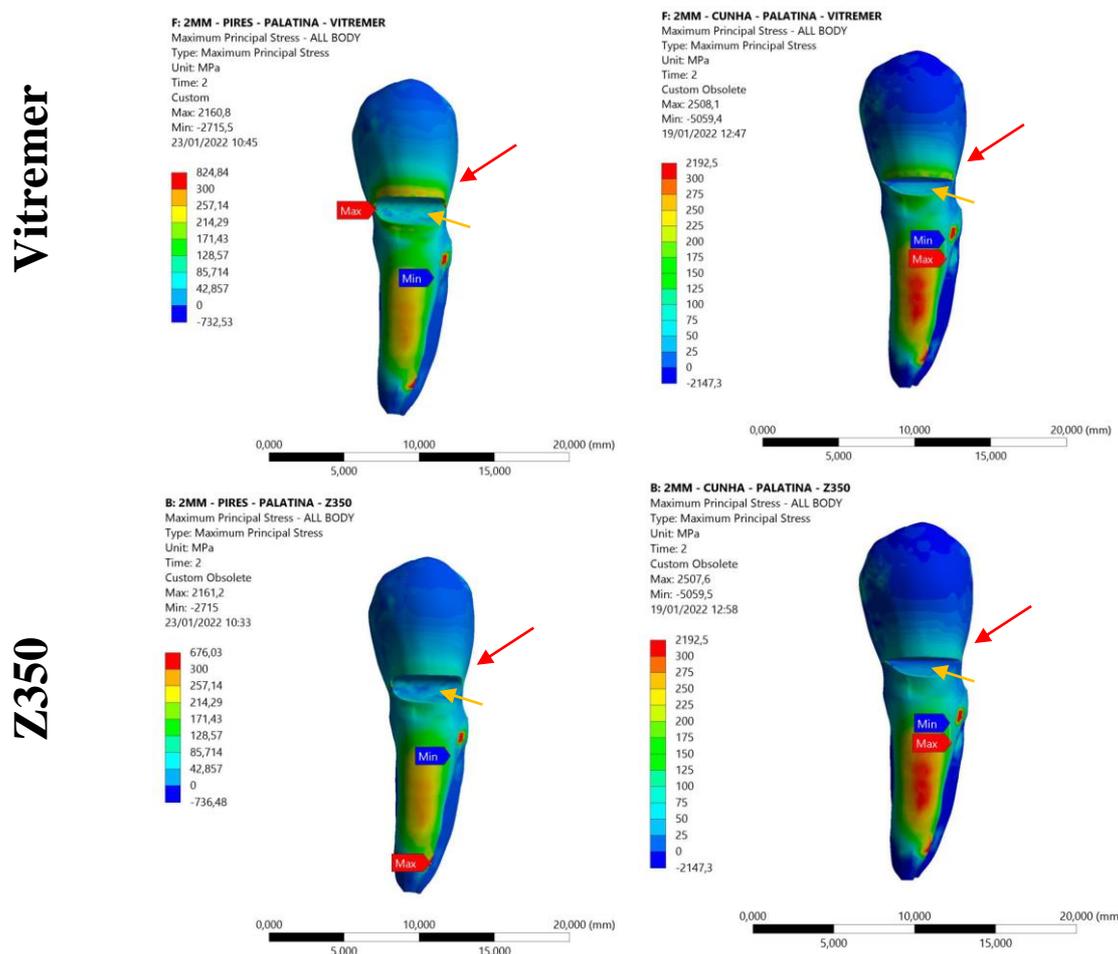


Figura 10. Tensão máxima principal acumulada em todo o dente para esforço na cúspide palatina em LCNCs em formato de pires e cunha 2 mm respectivamente restauradas com *Durafill* e *Z350*. Setas vermelhas representam o comportamento ao redor da cavidade e setas amarelas a redução de estresse no interior da lesão.

3.2.4 Análise de deformação (Strain)

Pôde-se observar que o grupo controle positivo (dente hígido) apresentou baixa deformação nos três carregamentos (~0,02 mm/mm): oclusal, palatino e vestibular respectivamente variando apenas de local, concentrando-se principalmente na parte superior da raiz e periodonto quando o esforço foi angulado. (Figura 11).

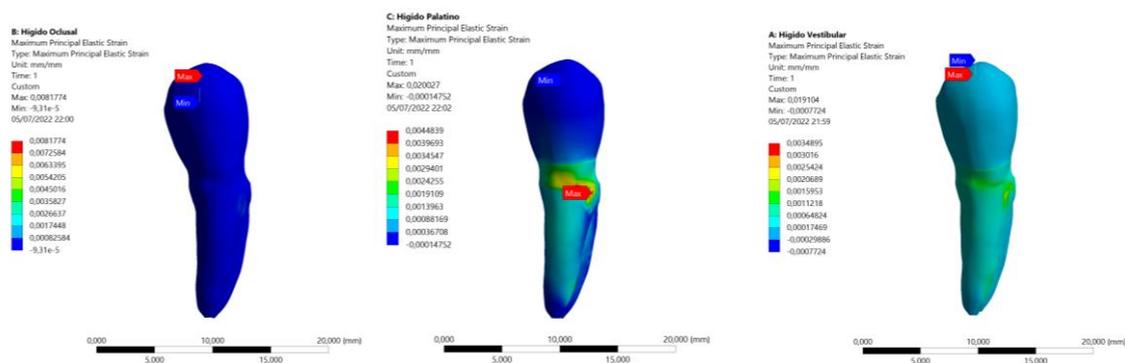


Figura 11. Análise de deformação máxima principal no grupo controle positivo (dente hígido) para esforços axiais, palatinos e vestibulares respectivamente.

As deformações aumentaram quando o dente se apresentou cavitado com ou sem restauração, com valores médios (em mm/mm) de 23 para carregamento oclusal, 35 palatino e 40 vestibular.

3.2.5 Análise de tensão máxima no ângulo cavossuperficial

Pode-se inicialmente, analisar a tensão na região dos nós que contemplariam a margem da restauração enquanto o dente estava hígido. Quando havia cavidade não restaurada, praticamente não existia tensão na região.

Ao se avaliar os dentes restaurados, observou-se resultados distintos para os 3 carregamentos. Quando este foi axial, os valores obtidos para cada material restaurador foram diretamente proporcionais nas lesões em pires e inversamente nas em formato de cunha no que se refere as profundidades das cavidades. Os dois grupos *Grandioso* e o grupo *Vitremer* apresentaram os maiores resultados.

Quando o esforço foi na cúspide palatina, os valores de estresse aumentaram, e foram mais elevados nas lesões em formato de pires 2 mm e cunha 1,5 mm. O grupo *Vitremer* apresentou máxima de ~820 MPa, seguido pelos 2 grupos *Grandioso*.

Na análise do esforço vestibular, observou-se uma tendência de redução nos valores dos grupos pires (superiores a 1,5 mm) e um aumento significativo nos grupos em formato de cunha (inferiores a 1,5 mm), concentrando-se principalmente nos extremos proximais da lesão. Outro ponto observado foi que quanto menor a lesão de cunha, maior foi o estresse. O grupo *Vitremer* apresentou os maiores resultados seguido pelos grupos *Grandioso*.

Os demais grupos mostraram resultados mais favoráveis, geralmente semelhantes ou até inferiores ao grupo hígido para os esforços oblíquos.

Linhas vermelhas representam uma maior quantidade de nós com estresse próximo ao máximo obtido.

As Figuras 12 a 14 representam a análise do ângulo cavossuperficial quando o dente está submetido ao esforço palatino. Onde (A) representa lesão de pires 1 mm; (B) pires 1,5 mm; (C) pires 2 mm; (D) cunha 1 mm; (E) cunha 1,5 mm e (F) cunha 2 mm. A primeira imagem se refere ao grupo controle (dente hígido), e as demais, dos grupos *Filtek Bulk Fill* e *Grandioso HF*, que apresentaram resultados distintos.

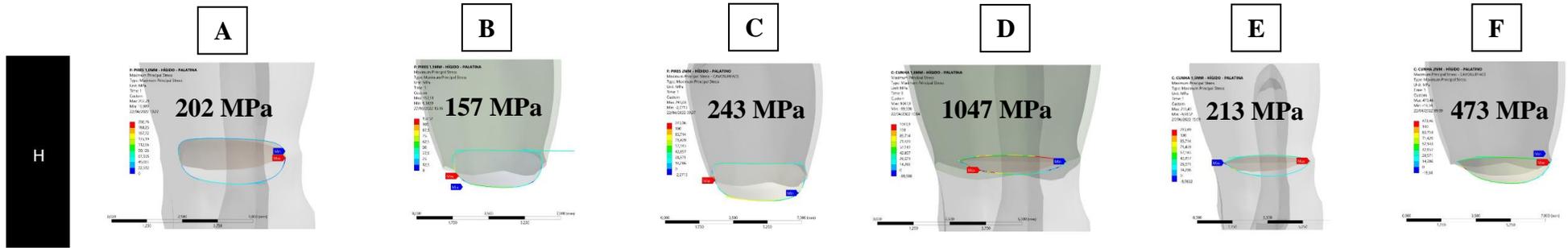


Figura 12: Tensão máxima principal na região do ângulo cavossuperficial do dente hígido submetido ao esforço palatino.

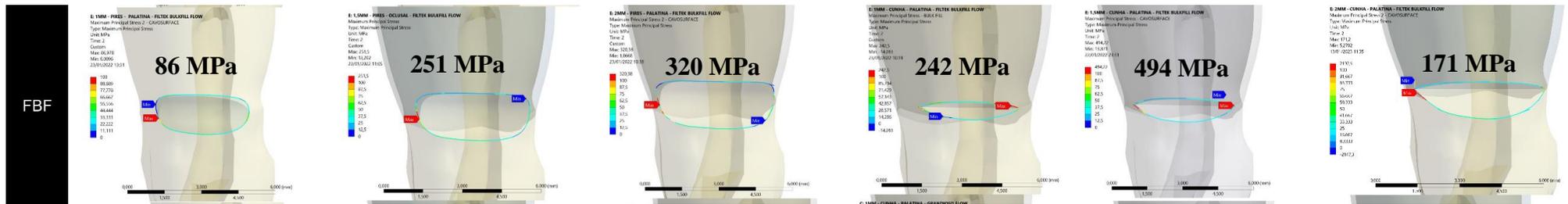


Figura 13: Tensão máxima principal na região do ângulo cavossuperficial do dente restaurado com *Filtek Bulk Fill Flow* submetido ao esforço palatino.

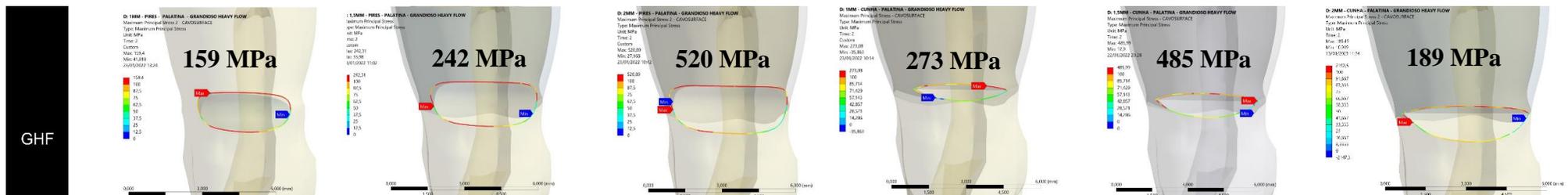


Figura 14: Tensão máxima principal na região do ângulo cavossuperficial do dente restaurado com *Grandioso HF* submetido ao esforço palatino. Linhas vermelhas representam uma área maior de elementos próximos ao estresse máximo.

4. DISCUSSÃO

O presente trabalho procurou entender o comportamento biomecânico de materiais restauradores pelo método de elementos finitos, pois assim se consegue analisar de forma mais complexa a influência direta do material sem considerar outros fatores confundidores [32]. Estudos laboratoriais normalmente analisam situações isoladas para compreensão e comparação de uma situação, já os ensaios clínicos randomizados se localizam mais acima da pirâmide de evidências por representarem uma situação mais realista sobre o assunto estudado, mas outras variáveis como: hábitos parafuncionais do paciente, dieta, higiene e oclusão contribuem para o desfecho clínico do estudo [33].

Sabe-se que a característica do material restaurador é determinante para que este seja indicado em diferentes situações clínicas. Cada vez mais estudos surgem com a proposta de se caracterizar cada produto, bem como testar sua eficiência em estudos laboratoriais e clínicos [25]. Em LCNCs, isso torna-se ainda mais evidente, pois apesar de ser uma patologia antiga sob o ponto de vista epidemiológico, ainda se consegue extrair dados relevantes para o entendimento e tratamento da doença [34]. Este estudo teve a necessidade da realização de estudos laboratoriais prévios de cada material estudado como: módulo de elasticidade, dureza e grau de contração de polimerização (pré e pós-gel), pois, além de serem dados importantes para alimentar os dados do MEF, serviram para comparação e análise dos resultados *in silico*.

Os resultados para módulo de elasticidade se mostraram compatíveis com os achados da literatura [35, 36], com valores mais baixos para resinas microparticulada e elevados para o grupo nanoparticulada. Os grupos *Grandioso Flow* e *Grandioso Heavy Flow* apresentaram resultados bem diferentes, apesar de possuírem o mesmo conteúdo elevado de carga (~80%). Provavelmente por causa do agente de viscosidade incorporado para se obter suas características reológicas.

Ao se analisar os resultados de contração de polimerização, observou-se que o grupo *Vitremer* apresentou os maiores valores (cerca de 5,2 % em volume), discordando do estudo de Attin et al., 1995 [37] que apresentou resultados inferiores. Já as resinas fluidas corroboram com a literatura apresentando resultados mais elevados [38, 39], devido a menor quantidade de carga em sua composição.

As resinas viscosas apresentaram resultados similares de contração, apesar da nanoparticulada *Z350* possuir mais partículas inorgânicas que o grupo *Durafill*. Este

fenômeno pode ser explicado porque este grupo de resina microparticulada apresenta monômeros pré polimerizados em sua composição.

Sabe-se que a fase pós gel é a responsável por gerar os danos decorrente da redução de volume [40], logo, fez-se necessário o cálculo deste valor. Dessa forma é possível associar o efeito causado pela rigidez do material com intensidade da contração.

A medição da dureza é importante para seleção de materiais para restaurar LCNCs, pois fatores abrasivos podem contribuir para o desenvolvimento da doença [41, 42]. Quando avaliado os valores de dureza *Vickers* para cada grupo (Figura 6), pôde-se constatar que os valores são diretamente proporcionais a quantidade de carga inorgânica, corroborando com a literatura [43]. A menor microdureza foi obtida pelo ionômero de vidro modificado por resina (*Vitremer*).

A análise por elementos finitos levou em consideração vários fatores: tamanho e formato da cavidade, tipo de material restaurador, localização do esforço bem como a contração de polimerização, interligando outros estudos da literatura que analisaram o mesmo fenômeno [15, 21, 44]. A possibilidade de se fazer uma analogia térmica, na qual o valor laboratorial de contração de polimerização ocupa o dado de coeficiente de expansão térmico-linear de forma virtual no grupo testado, permite criar modelos mais fiéis e representativos dos fenômenos ocorridos [31].

O desenho do modelo procurou considerar a complexidade de todos os substratos envolvidos e suas relações (dente e periodonto), respeitando medidas reais obtidas por exames radiográficos e dados da literatura. O presente estudo considerou, no MEF, os substratos dentais e os materiais restauradores como “perfeitamente aderidos”, o que se permite analisar a influência direta do tipo de resina sobre aquela condição de cavidade e esforço.

O aparecimento de uma cavidade, independente do formato ou tamanho, contribuiu de forma significativa para um maior acúmulo de tensões do dente testado (tensão e deformação) quando comparado ao dente hígido. Passando a se concentrar no fundo da cavidade e nas raízes em regiões próximas a furca. Quando restaurados, os dentes apresentaram as mesmas tensões elevadas no remanescente, sugerindo que uma vez fraturado o dente mudaria o seu comportamento de forma definitiva, mas apesar disso, as restaurações foram capazes de diminuir as tensões no interior das lesões, corroborando com Soares et al., 2015 [21], evitando sua evolução.

A análise do ângulo cavossuperficial da cavidade foi de extrema importância, pois apesar de internamente perceber-se um alívio, o tipo de material apresentou valores distintos na região. Levando-se em consideração que uma falha nesta região seria um ponto crítico para perda da restauração, uma vez que o esmalte é a área de maior resistência de união. Materiais que apresentassem uma tensão maior que o grupo controle positivo nesta região teriam maior probabilidade de falhas.

O grupo *Vitremer* apresentou os resultados mais elevados, podendo sugerir o deslocamento do material quando o dente estiver submetido à parafunção, corroborando com os achados de Ichim et al., 2007 [27, 45]. Apesar de ensaios clínicos atuais mostrarem bons resultados quando comparados a resinas composta [46]. Nos estudos *in vivo*, outros fatores como incorporação de biofilme, liberação de íons e até mesmo a técnica e experiência do profissional, pode interferir nos resultados. O MEF padroniza todas as situações estudadas, o que pode justificar esta divergência.

A associação das características do material pareceu ser mais relevante que o módulo de elasticidade de forma isolada, discordando de [47]. O grupo *Z350*, apesar do alto valor de E, apresentou resultados bem satisfatórios. As resinas *Bulk* tiveram os melhores resultados, corroborando com Correia et al., 2020 [14, 48], pela associação de um E intermediário com um valor muito baixo de contração pós-gel.

Os grupos em formato de cunha apresentaram mais acúmulo de tensão na região dos extremos proximais. Cavidades pequenas tiveram resultados ainda maiores, sugerindo que o dente perca material para aliviar estresse na região. Nos grupos pires, à medida que a lesão aumentava os valores foram maiores. O formato desta lesão considera uma área muito grande de adesão que pode levar a um maior estresse residual por contração. Diferente das lesões em formato de cunha que possuem paredes internas cervical e oclusal mais definidas.

A análise por MEF foi fundamental para avaliar a associação de características de materiais, no desempenho restaurador de LCNCs de diferentes tamanhos e formatos. Mais estudos devem ser realizados, avaliando estes e outros fatores como associação de materiais, tipos de retenção, modulação de polimerização e diferentes carregamentos. o correto diagnóstico e a remoção do fator causal devem ser consideradas as principais condutas clínicas na busca do entendimento e da forma de tratamento da doença.

5. CONCLUSÃO

Apesar das limitações apresentadas pelo presente trabalho foi possível concluir que: o surgimento de uma cavidade alterou de forma permanente o comportamento do dente sobre diferentes esforços, e que a associação entre módulo de elasticidade e contração de polimerização pós-gel foi determinante para a diferença no comportamento do material.

6. REFERÊNCIAS

- [1] Teixeira DNR, Thomas RZ, Soares PV, Cune MS, Gresnigt MMM, Slot DE. Prevalence of noncarious cervical lesions among adults: A systematic review. *J Dent*. 2020;95:103285.
- [2] Benazzi S, Nguyen HN, Schulz D, Grosse IR, Gruppioni G, Hublin JJ, et al. The evolutionary paradox of tooth wear: simply destruction or inevitable adaptation? *PLoS One*. 2013;8:e62263.
- [3] Osborne-Smith KL, Burke FJ, Wilson NH. The aetiology of the non-carious cervical lesion. *Int Dent J*. 1999;49:139-43.
- [4] Alvarez-Arenal A, Alvarez-Menendez L, Gonzalez-Gonzalez I, Alvarez-Riesgo JA, Brizuela-Velasco A, deLlanos-Lanchares H. Non-carious cervical lesions and risk factors: A case-control study. *J Oral Rehabil*. 2019;46:65-75.
- [5] Albuquerque NL, de Souza AM, de Moraes MD, Mendonca JS, Rodrigues LK, Santiago SL. Four-year randomized clinical trial of oxalic acid pretreatment in restorations of non-carious cervical lesions. *Clin Oral Investig*. 2016;20:199-205.
- [6] Santiago SL, Osorio R, Neri JR, Carvalho RM, Toledano M. Effect of the flavonoid epigallocatechin-3-gallate on resin-dentin bond strength. *J Adhes Dent*. 2013;15:535-40.
- [7] Gonçalves RS, Scaffa PMC, Shinohara MS, de Andrade Carvalho PRM, Buzalaf MAR, Fagundes TC. Two-year randomized clinical trial of different restorative techniques in non-carious cervical lesions and MMP activity in gingival crevicular fluid. *Clin Oral Investig*. 2022;26:1889-902.
- [8] Canali GD, Ignacio SA, Rached RN, Souza EM. One-year clinical evaluation of bulk-fill flowable vs. regular nanofilled composite in non-carious cervical lesions. *Clin Oral Investig*. 2019;23:889-97.
- [9] Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater*. 2016;32:1586-99.
- [10] Anusavice KJ, Shen C. *Phillips Materiais Dentários*. 12 ed2013.
- [11] Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture. *Dent Mater*. 2007;23:1562-9.
- [12] Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonça G, Ishikiriyama SK. Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. *J Appl Oral Sci*. 2019;27:e20180132.
- [13] Yadav R, Kumar M. Dental restorative composite materials: A review. *J Oral Biosci*. 2019;61:78-83.
- [14] Correia A, Jurema A, Andrade MR, Borges A, Bresciani E, Caneppele T. Clinical Evaluation of Noncarious Cervical Lesions of Different Extensions Restored With Bulk-fill or Conventional Resin Composite: Preliminary Results of a Randomized Clinical Trial. *Oper Dent*. 2020;45:E11-E20.
- [15] Borges AL, Borges AB, Xavier TA, Bottino MC, Platt JA. Impact of quantity of resin, C-factor, and geometry on resin composite polymerization shrinkage stress in Class V restorations. *Oper Dent*. 2014;39:144-51.
- [16] Hatamleh MM, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. 3D-FE analysis of soft liner-acrylic interfaces under shear loading. *Dent Mater*. 2011;27:445-54.
- [17] Perez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chavarri-Prado D, Jimenez-Garrudo A, Sanchez-Lasheras F, Solaberrieta-Mendez E, et al. Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*. 2016;2016:1850401.

- [18] Benazzi S, Nguyen HN, Kullmer O, Kupczik K. Dynamic Modelling of Tooth Deformation Using Occlusal Kinematics and Finite Element Analysis. *PLoS One*. 2016;11:e0152663.
- [19] Rodrigues MP, Soares PBF, Valdivia A, Pessoa RS, Verissimo C, Versluis A, et al. Patient-specific Finite Element Analysis of Fiber Post and Ferrule Design. *J Endod*. 2017;43:1539-44.
- [20] Guler MS, Guler C, Cakici F, Cakici EB, Sen S. Finite element analysis of thermal stress distribution in different restorative materials used in class V cavities. *Niger J Clin Pract*. 2016;19:30-4.
- [21] Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvao AM, Montes TC, et al. Loading and composite restoration assessment of various non-cariou cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. *Aust Dent J*. 2015;60:309-16.
- [22] Soares PV, Santos-Filho PC, Soares CJ, Faria VL, Naves MF, Michael JA, et al. Non-cariou cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. *Aust Dent J*. 2013;58:306-14.
- [23] Brandeburski SBN, Della Bona A. Effect of ionizing radiation on properties of restorative materials. *Dent Mater*. 2018;34:221-7.
- [24] Bhamra GS, Fleming GJ, Darvell BW. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. *Dent Mater*. 2010;26:148-55.
- [25] Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*. 2014;42:993-1000.
- [26] Correia AMO, Tribst JPM, Matos FS, Platt JA, Caneppele TMF, Borges ALS. Polymerization shrinkage stresses in different restorative techniques for non-cariou cervical lesions. *J Dent*. 2018;76:68-74.
- [27] Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *J Dent*. 2007;35:28-35.
- [28] Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23:539-48.
- [29] Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Investig*. 2014;18:369-75.
- [30] Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2015;114:644-51.
- [31] de Andrade GS, Pinto ABA, Tribst JPM, Chun EP, Borges ALS, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G. Does overlay preparation design affect polymerization shrinkage stress distribution? A 3D FEA study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2021;24:1026-34.
- [32] Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine (Lond)*. 2014;9:1681-95.
- [33] Estrada S, Arancibia M, Stojanova J, Papuzinski C. General concepts in biostatistics and clinical epidemiology: Experimental studies with randomized clinical trial design. *Medwave*. 2020;20:e7869.
- [34] Josic U, Maravic T, Mazzitelli C, Radovic I, Jacimovic J, Del Bianco F, et al. Is clinical behavior of composite restorations placed in non-cariou cervical lesions influenced by the application mode of universal adhesives? A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. 2021;37:e503-e21.

- [35] Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater.* 2010;26:1144-50.
- [36] Jung JH, Park SH. Comparison of Polymerization Shrinkage, Physical Properties, and Marginal Adaptation of Flowable and Restorative Bulk Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent.* 2017;42:375-86.
- [37] Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater.* 1995;11:359-62.
- [38] Cadenaro M, Codan B, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, et al. Contraction stress, elastic modulus, and degree of conversion of three flowable composites. *Eur J Oral Sci.* 2011;119:241-5.
- [39] Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, Mondelli RFL, Mendonça G, Ishikiriyama SK. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J.* 2019;38:403-10.
- [40] Behl S, Rajan G, Raju, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Evaluation of depth-wise post-gel polymerisation shrinkage behaviour of flowable dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;124:104860.
- [41] Nam J, Nguyen DH, Lee S, Heo SM, Park J. Simulation of Non-Carious Cervical Lesions by Computational Toothbrush Model: A Novel Three-Dimensional Discrete Element Method. *Sensors (Basel).* 2022;22.
- [42] Heasman PA, Holliday R, Bryant A, Preshaw PM. Evidence for the occurrence of gingival recession and non-carious cervical lesions as a consequence of traumatic toothbrushing. *J Clin Periodontol.* 2015;42 Suppl 16:S237-55.
- [43] Cao L, Zhao X, Gong X, Zhao S. An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *Int J Clin Exp Med.* 2013;6:423-30.
- [44] Guimaraes JC, Guimaraes Soella G, Brandao Durand L, Horn F, Narciso Baratieri L, Monteiro S, Jr., et al. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech.* 2014;47:410-6.
- [45] Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. *Dent Mater.* 2007;23:1553-61.
- [46] Schwendicke F, Müller A, Seifert T, Jeggle-Engbert LM, Paris S, Göstemeyer G. Glass hybrid versus composite for non-carious cervical lesions: Survival, restoration quality and costs in randomized controlled trial after 3 years. *J Dent.* 2021;110:103689.
- [47] Vasudeva G, Bogra P, Nikhil V, Singh V. Effect of occlusal restoration on stresses around class V restoration interface: a finite-element study. *Indian J Dent Res.* 2011;22:295-302.
- [48] Correia A, Andrade MR, Tribst J, Borges A, Caneppele T. Influence of Bulk-fill Restoration on Polymerization Shrinkage Stress and Marginal Gap Formation in Class V Restorations. *Oper Dent.* 2020;45:E207-E16.

ANEXO 1



QR CODE contendo todas as imagens de elementos finitos, de todos os testes realizados, em alta resolução.

Conclusão

4 CONCLUSÃO

Após observação dos diferentes achados apresentados nesta tese, pode-se inferir que: (1) Não houve diferença significativa na utilização de resinas de diferentes viscosidades em restaurações de LCNCs. (2) O surgimento de uma cavidade altera de forma permanente o comportamento do dente sobre diferentes esforços. (3) A associação entre módulo de elasticidade e contração de polimerização pós-gel foi determinante para a diferença no comportamento do material. (4) O esforço oblíquo na cúspide palatina foi o que mais contribuiu para o surgimento das LCNCs.

Referências

5 REFERÊNCIAS

ALBUQUERQUE, N. L.; DE SOUZA, A. M.; DE MORAES, M. D.; MENDONCA, J. S. *et al.* Four-year randomized clinical trial of oxalic acid pretreatment in restorations of non-cariou cervical lesions. **Clin Oral Investig**, 20, n. 2, p. 199-205, Mar 2016. 10.1007/s00784-015-1521-5.

ALVAREZ-ARENAL, A.; ALVAREZ-MENENDEZ, L.; GONZALEZ-GONZALEZ, I.; ALVAREZ-RIESGO, J. A. *et al.* Non-cariou cervical lesions and risk factors: A case-control study. **J Oral Rehabil**, 46, n. 1, p. 65-75, Jan 2019. 10.1111/joor.12721.

ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C. **Phillips Materiais Dentários**. 12 ed. 2013. 592 p. 9788535269734, 8535269738.

BADAVANNAVAR, A. N.; AJARI, S.; NAYAK, K. U. S.; KHIJMATGAR, S. Abrasion: Etiopathogenesis, clinical aspect, and diagnostic-treatment modalities: A review. **Indian J Dent Res**, 31, n. 2, p. 305-311, Mar-Apr 2020. 10.4103/ijdr.IJDR_863_18.

BENAZZI, S.; NGUYEN, H. N.; SCHULZ, D.; GROSSE, I. R. *et al.* The evolutionary paradox of tooth wear: simply destruction or inevitable adaptation? **PLoS One**, 8, n. 4, p. e62263, 2013. 10.1371/journal.pone.0062263.

BOMFIM, R. A.; CROSATO, E.; MAZZILLI, L. E.; FRIAS, A. C. Prevalence and risk factors of non-cariou cervical lesions related to occupational exposure to acid mists. **Braz Oral Res**, 29, 2015. 10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0085.

BRÄNNSTRÖM, M.; LINDÉN, L. A.; ASTRÖM, A. The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. **Caries Res**, 1, n. 4, p. 310-317, 1967. 10.1159/000259530.

CANALI, G. D.; IGNACIO, S. A.; RACHED, R. N.; SOUZA, E. M. One-year clinical evaluation of bulk-fill flowable vs. regular nanofilled composite in non-cariou cervical lesions. **Clin Oral Investig**, 23, n. 2, p. 889-897, Feb 2019. 10.1007/s00784-018-2509-8.

CHEE, B.; RICKMAN, L. J.; SATTERTHWAITE, J. D. Adhesives for the restoration of non-cariou cervical lesions: a systematic review. **J Dent**, 40, n. 6, p. 443-452, Jun 2012. 10.1016/j.jdent.2012.02.007.

CORNACCHIA, T. P.; LAS CASAS, E. B.; CIMINI, C. A., JR.; PEIXOTO, R. G. 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and

mechanical loading. **Med Biol Eng Comput**, 48, n. 11, p. 1107-1113, Nov 2010. 10.1007/s11517-010-0661-7.

CORREIA, A.; JUREMA, A.; ANDRADE, M. R.; BORGES, A. *et al.* Clinical Evaluation of Noncarious Cervical Lesions of Different Extensions Restored With Bulk-fill or Conventional Resin Composite: Preliminary Results of a Randomized Clinical Trial. **Oper Dent**, 45, n. 1, p. E11-E20, Jan/Feb 2020. 10.2341/18-256-C.

CORREIA, A. M. O.; TRIBST, J. P. M.; MATOS, F. S.; PLATT, J. A. *et al.* Polymerization shrinkage stresses in different restorative techniques for non-carious cervical lesions. **J Dent**, 76, p. 68-74, Sep 2018. 10.1016/j.jdent.2018.06.010.

COSTA, C.; ALBUQUERQUE, N.; MENDONÇA, J. S.; LOGUERCIO, A. D. *et al.* Catechin-based Dentin Pretreatment and the Clinical Performance of a Universal Adhesive: A Two-year Randomized Clinical Trial. **Oper Dent**, 45, n. 5, p. 473-483, Sep 1 2020. 10.2341/19-088-c.

DREWECK, F. D. S.; BUREY, A.; DE OLIVEIRA DREWECK, M.; LOGUERCIO, A. D. *et al.* Adhesive strategies in cervical lesions: systematic review and a network meta-analysis of randomized controlled trials. **Clin Oral Investig**, 25, n. 5, p. 2495-2510, May 2021. 10.1007/s00784-021-03844-5.

ESTRADA, S.; ARANCIBIA, M.; STOJANOVA, J.; PAPUZINSKI, C. General concepts in biostatistics and clinical epidemiology: Experimental studies with randomized clinical trial design. **Medwave**, 20, n. 3, p. e7869, Apr 8 2020. 10.5867/medwave.2020.02.7869.

FOLLAK, A. C.; ILHA, B. D.; OLING, J.; SAVIAN, T. *et al.* Clinical behavior of universal adhesives in non-carious cervical lesions: A randomized clinical trial. **J Dent**, 113, p. 103747, Oct 2021. 10.1016/j.jdent.2021.103747.

GONÇALVES, R. S.; SCAFFA, P. M. C.; SHINOHARA, M. S.; DE ANDRADE CARVALHO, P. R. M. *et al.* Two-year randomized clinical trial of different restorative techniques in non-carious cervical lesions and MMP activity in gingival crevicular fluid. **Clin Oral Investig**, 26, n. 2, p. 1889-1902, Feb 2022. 10.1007/s00784-021-04166-2.

GRIPPO, J. O. Biocorrosion vs. erosion: the 21st century and a time to change. **Compend Contin Educ Dent**, 33, n. 2, p. e33-37, Feb 2012.

GRIPPO, J. O.; SIMRING, M.; COLEMAN, T. A. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. **J Esthet Restor Dent**, 24, n. 1, p. 10-23, Feb 2012. 10.1111/j.1708-8240.2011.00487.x.

GRIPPO, J. O.; SIMRING, M.; SCHREINER, S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. **J Am Dent Assoc**, 135, n. 8, p. 1109-1118; quiz 1163-1105, Aug 2004. 10.14219/jada.archive.2004.0369.

HATAMLEH, M. M.; RODRIGUES, F. P.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. 3D-FE analysis of soft liner-acrylic interfaces under shear loading. **Dent Mater**, 27, n. 5, p. 445-454, May 2011. 10.1016/j.dental.2011.01.003.

ICHIM, I. P.; SCHMIDLIN, P. R.; LI, Q.; KIESER, J. A. *et al.* Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture. **Dent Mater**, 23, n. 12, p. 1562-1569, Dec 2007. 10.1016/j.dental.2007.02.002.

JOSIC, U.; MARAVIC, T.; MAZZITELLI, C.; RADOVIC, I. *et al.* Is clinical behavior of composite restorations placed in non-carious cervical lesions influenced by the application mode of universal adhesives? A systematic review and meta-analysis. **Dent Mater**, 37, n. 11, p. e503-e521, Nov 2021. 10.1016/j.dental.2021.08.017.

KUMAR, G. S.; PAN, L.; PARK, S.; LEE-KWAN, S. H. *et al.* Sugar-sweetened beverage consumption among adults -- 18 states, 2012. **MMWR Morb Mortal Wkly Rep**, 63, n. 32, p. 686-690, Aug 15 2014.

LEE, K. S.; SHIN, J. H.; KIM, J. E.; KIM, J. H. *et al.* Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. **Biomed Res Int**, 2017, p. 1373127, 2017. 10.1155/2017/1373127.

LÜHRS, A. K.; JACKER-GUHR, S.; GÜNAY, H.; HERRMANN, P. Composite restorations placed in non-carious cervical lesions-Which cavity preparation is clinically reliable? **Clin Exp Dent Res**, 6, n. 5, p. 558-567, Oct 2020. 10.1002/cre2.310.

OSBORNE-SMITH, K. L.; BURKE, F. J.; WILSON, N. H. The aetiology of the non-carious cervical lesion. **Int Dent J**, 49, n. 3, p. 139-143, Jun 1999. 10.1002/j.1875-595x.1999.tb00898.x.

PEREZ-PEVIDA, E.; BRIZUELA-VELASCO, A.; CHAVARRI-PRADO, D.; JIMENEZ-GARRUDO, A. *et al.* Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis. **Biomed Res Int**, 2016, p. 1850401, 2016. 10.1155/2016/1850401.

RANDOLPH, L. D.; PALIN, W. M.; LELOUP, G.; LEPRINCE, J. G. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. **Dent Mater**, 32, n. 12, p. 1586-1599, Dec 2016. 10.1016/j.dental.2016.09.034.

RIZZANTE, F. A. P.; MONDELLI, R. F. L.; FURUSE, A. Y.; BORGES, A. F. S. *et al.* Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. **J Appl Oral Sci**, 27, p. e20180132, Jan 7 2019. 10.1590/1678-7757-2018-0132.

RODRIGUES, M. P.; SOARES, P. B. F.; VALDIVIA, A.; PESSOA, R. S. *et al.* Patient-specific Finite Element Analysis of Fiber Post and Ferrule Design. **J Endod**, 43, n. 9, p. 1539-1544, Sep 2017. 10.1016/j.joen.2017.04.024.

SANTIAGO, S. L.; OSORIO, R.; NERI, J. R.; CARVALHO, R. M. *et al.* Effect of the flavonoid epigallocatechin-3-gallate on resin-dentin bond strength. **J Adhes Dent**, 15, n. 6, p. 535-540, Dec 2013. 10.3290/j.jad.a29532.

SARODE, G. S.; SARODE, S. C. Abrfraction: A review. **J Oral Maxillofac Pathol**, 17, n. 2, p. 222-227, May 2013. 10.4103/0973-029X.119788.

SHENKIN, J. D.; HELLER, K. E.; WARREN, J. J.; MARSHALL, T. A. Soft drink consumption and caries risk in children and adolescents. **Gen Dent**, 51, n. 1, p. 30-36, Jan-Feb 2003.

TEIXEIRA, D. N. R.; THOMAS, R. Z.; SOARES, P. V.; CUNE, M. S. *et al.* Prevalence of noncarious cervical lesions among adults: A systematic review. **J Dent**, 95, p. 103285, Apr 2020. 10.1016/j.jdent.2020.103285.

YADAV, R.; KUMAR, M. Dental restorative composite materials: A review. **J Oral Biosci**, 61, n. 2, p. 78-83, Jun 2019. 10.1016/j.job.2019.04.001.

ZHANG, H.; WANG, L.; HUA, L.; GUAN, R. *et al.* Randomized controlled clinical trial of a highly filled flowable composite in non-cariou cervical lesions: 3-year results. **Clin Oral Investig**, 25, n. 10, p. 5955-5965, Oct 2021. 10.1007/s00784-01-03901