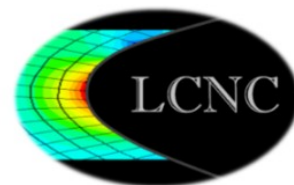




UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ÁREA DE DENTÍSTICA E MATERIAIS ODONTOLÓGICOS



FERNANDA RODRIGUES GUEDES

**ANÁLISE DA TÉCNICA RESTAURADORA
EM CAVIDADE DE LESÃO CERVICAL NÃO
CARIOSA NO EFEITO DA TENSÃO DE
CONTRAÇÃO RESIDUAL E GRAU DE
CONVERSÃO.**

UBERLÂNDIA

2017

FERNANDA RODRIGUES GUEDES

**ANÁLISE DA TÉCNICA RESTAURADORA
EM CAVIDADE DE LESÃO CERVICAL NÃO
CARIOSA NO EFEITO DA TENSÃO DE
CONTRAÇÃO RESIDUAL E GRAU DE
CONVERSÃO.**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado a Faculdade de
Odontologia da UFU, como requisito
parcial para obtenção do título de
Graduado em Odontologia

Orientador: Prof. Paulo Vinicius Soares

UBERLÂNDIA

2017

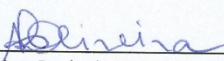


SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

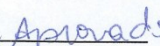
ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA DEFESA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DO (A) DISCENTE **Fernanda Rodrigues Guedes** DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA.

No dia **03 de julho de 2017**, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado de Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento do Trabalho de Conclusão de Curso apresentado pelo (a) aluno (a) **Fernanda Rodrigues Guedes, COM O TÍTULO: "ANÁLISE DA TÉCNICA RESTAURADORA EM CAVIDADE DE LESÃO CERVICAL NÃO CARIOSA NO EFEITO DA TENSÃO DE CONTRAÇÃO RESIDUAL E GRAU DE CONVERSÃO"**. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Trabalhos de Conclusão de Curso desta Faculdade. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas da Graduação, legislação e regulamentação da UFU. Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos e lavrada a presente ata, que após lida e achada conforme, foi assinada pela Banca Examinadora.

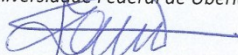
Uberlândia, 03 de julho de 2017



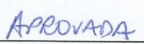
Prof. Dra. Ana Paula de Lima Oliveira
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



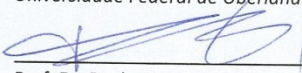
Aprovado/Reprovado



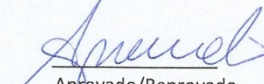
Prof. Dra. Karla Zancopé
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



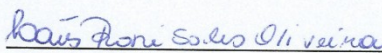
Aprovado/Reprovado



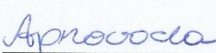
Prof. Dr. Paulo Vinicius Soares
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



Aprovado/Reprovado



Laís Rani Sales Oliveira
Aluno de doutorado – PPGO/UFU



Aprovado/Reprovado

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, dedico este trabalho a Deus. Nosso Pai. Aquele que me guia, protege, ilumina e orienta. Não tenho dúvidas de que é a fé que me move todos os dias e me faz acreditar que sou capaz.

Agradeço aos meus pais, Jesus Divino Guedes e Neide Aparecida Rodrigues Guedes, por serem o meu espelho e minha fonte de inspiração. Sem o esforço de vocês, nada disso teria ocorrido. Sou grata eternamente pelo laço de amor que nos une.

Agradeço ao meu irmão Leonardo Rodrigues Guedes que foi para longe em busca dos seus sonhos e é exemplo de coragem e competência para toda a família. Mas apesar da distância, sempre se mantém muito presente nas nossas vidas.

Agradeço a minha irmã Nathássia Rodrigues Guedes que sempre foi referência de determinação, responsabilidade e disciplina para mim. Obrigada por não deixar nossas diferenças nos distanciarem. Pelo contrário, são elas que nos aproximam e me faz ter tanta admiração por você. Amo vocês!

Agradeço toda a minha família que, apesar da distância, se mostram tão presentes. Em especial, dedico a minha tia Bibinha, que é um dos maiores exemplos de ser humano na minha vida. Obrigada por me colocar em suas orações todos os dias e por torcer tanto por mim.

Aos meus velhos amigos que me acompanham desde o início da minha formação e que jamais se distanciaram apesar de cada um ter tomado rumos diferentes. Obrigada por todos os momentos de descontração e apoio que compartilhamos.

À Universidade Federal de Uberlândia, corpo docente e todos os seus funcionários, por propiciarem condições necessárias e essenciais para a minha formação. Obrigada pela oportunidade e por todo conhecimento compartilhado.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

Ao CPBio por oferecer toda a infraestrutura necessária para a realização desse trabalho.

Aos pacientes que tive o prazer de cuidar e aprender tanto. Foram muitos desafios, porém compensados com a gratidão de poder beneficiar a comunidade que necessita de tantos cuidados.

Ao meu orientador Paulo Vinícius Soares por depositar confiança em mim e dar oportunidades tão maravilhosas de crescimento pessoal e profissional. Você é um excelente orientador não só pela sua capacidade intelectual, mas também por ser amigo, compreensivo e mostrar que temos que ter amor pelo que fazemos e correr atrás dos nossos objetivos.

Ao meu co-orientador Alexandre Coelho Machado por ser essa pessoa incrível e exemplo para todos ao seu redor. Sou eternamente grata por ter trabalhado com você. Sua humildade ao ensinar, competência, sua capacidade de ouvir e responsabilidade me faz te admirar cada vez mais.

Ao grupo LCNC que sempre me ensinou tanto e me mostrou que para obtermos sucesso temos que saber trabalhar em equipe e respeitar as diferenças. Obrigada por todos os momentos de aprendizado e comemorações.

A minha querida turma 76 que sempre foi tão unida e animada, me proporcionando momentos inesquecíveis. Cada um me marcou de maneira especial e não tenho dúvidas que serão excelentes profissionais. Representar vocês foi um privilégio.

Aos amigos que fiz na faculdade, os quais sempre me incentivaram e estiveram presentes em todos os momentos. Vocês são irmãos que a faculdade me deu de presente e levarei pra sempre comigo. Em especial, quero agradecer a três pessoas que desde o princípio me deram todas as provas possíveis de que nossa amizade será levada por toda vida. Babi, Lalá e Lu, meus sinceros agradecimentos por tudo. Cuidarei de vocês sempre.

Agradeço todas as pessoas especiais que passaram essa trajetória comigo e sempre me foram fonte de inspiração, força e confiança. Quando existe amor, existe gratidão. E esse será o que carregarei no meu coração para sempre.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Tríade do mecanismo da patodinâmica dos fatores etiológicos que originam e perpetuam a evolução das LCNCs.	13
Figura 2: Comportamento biomecânico (medidos em MPa), por meio de análise de elementos finitos – Von Mises) em dente hígido, com LCNC e restaurado com resina composta (restauração em transparência), respectivamente.	15
Figura 3: Seleção do pré-molar superior hígido e com medidas padronizadas ao que consta na literatura. Corte ao longo eixo, dividindo em porção mesial e distal. A mensuração das dimensões do pré-molar superior seccionado foi realizado com paquímetro digital.	25
Figura 4: Equivalência das dimensões utilizando régua digital calibrada e confecção das medidas da LCNC e disposição dos incrementos.	25
Figura 5: Imagem exportada para o Software Image J, tendo equivalência com as dimensões reais do elemento dentário e posteriormente os traçados os pontos de coordenadas da superfície no Software Image J (esmalte, dentina e polpa).	26
Figura 6: Processo de malhagem do modelo, obtendo uma malha homogênea, congruente e simétrica.	27
Figura 7: Representação dos fatores de estudo “Técnica Incremental”: incremento único (A), três incrementos paralelos (B) e três incrementos oblíquos (C).	27
Figura 8: Desenho esquemático da confecção de cilindro de resina composta em relação à técnica de inserção utilizada.	30
Figura 9: Avaliação do grau de conversão estático de resinas compostas através do Espectrofotômetro de InfraVermelho por Transformada de Fourier – FTIR.	31

Figura 10: Análise quantitativa do grau de conversão nas intensidades correspondentes às bandas 1608 cm^{-1} e 1638 cm^{-1} da resina composta. A- Análise do monômero. B- Análise do polímero. 31

Figura 11: Distribuição de tensão (em MPa) para todos os grupos de amostras de acordo com o Critério de Von Mises Modificado. 32

Figura 12: São representados na figura a tensão de contração (em MPa) da parede vestibular (A), no ângulo da lesão (B) e na interface dentina-resina composta (C). 34

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades Mecânicas das estruturas simuladas	28
Tabela 2: Média do grau de conversão de monômeros em polímeros (%) e desvio padrão comparando: Técnica restauradora X Momento X Região.	35

LISTA DE ABREVIATURAS

ATR	Attenuated total reflectance
Bis-EMA	Bisfenol A etoxilado dimetacrilato
Bis-GMA	Bisfenol A glicidil dimetacrilato
BK	Bulk fill
CO	Convencional oblíquo
CP	Convencional paralelo
C1	Incremento único
DTGS	Detector de sulfato de triglicina deuterada
FEA	Finite element analysis
FTIR	Fourier transform infrared spectroscopy
GC	Grau de conversão
LCNC	Lesão cervical não cariosa
MEF	Método de elementos finitos
MIR	Middle Infrared
MPa	Megapascal
UDMA	Uretano dimetacrilato

SUMÁRIO

1- RESUMO	11
2- INTRODUÇÃO	13
3- REVISÃO DE LITERATURA	18
4- MATERIAIS E MÉTODOS	24
4.1- ANÁLISE DA TENSÃO DE CONTRAÇÃO ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS – FEA	24
4.2- ANÁLISE DO GRAU DE CONVERSÃO POR ESPECTROFOTÔMETRO DE INFRAVERMELHO - FTIR	29
5- RESULTADOS	32
5.1- TENSÃO DE CONTRAÇÃO (FEA)	32
5.2- GRAU DE CONVERSÃO (FTIR)	34
6- DISCUSSÃO	35
7- CONCLUSÃO	40
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	40

1. RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar a influência do tipo de resina composta e a técnica incremental no efeito da tensão de contração residual e grau de conversão em cavidade de lesão cervical não cariosa (LCNC). Para o método de elementos finitos, pré-molar superior hígido foi seccionado, fotografado e a distância vestibulo-lingual mensurada. Esta imagem foi exportada para o software ImageJ e os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidos e enviados para o programa MSC Marc. Curvas caracterizando as estruturas foram criadas e as seguintes técnicas restauradoras com resina composta foram simuladas: bulk-fill (BK); convencional 1 incremento (C1); convencional paralelo (CP); e convencional oblíquo (CO). As estruturas foram consideradas isotrópicas. A contração de polimerização foi simulada por analogia térmica. A distribuição das tensões foi expressa nos parâmetros de von Mises modificado, analisados na própria geometria e em gráficos. Para a análise do grau de conversão, utilizou-se o Espectrofotômetro de InfraVermelho por Transformada de Fourier – FTIR, com elemento acoplado de reflectância total atenuada (ATR), infravermelho médio (MIR) e detector de sulfato de triglicina deuterada (DTGS). As amostras foram confeccionadas em matriz cilíndrica de silicone por adição com diâmetro e espessura de 2mm, também de acordo com os fatores em estudo. Para a técnica de incremento único, fotoativação de 20 segundos foi realizada com unidade LED com irradiância de 1200 mW/cm^2 . Já para as técnicas de 3 incrementos, após cada inserção, o material foi fotoativado por 20 segundos. O grau de conversão foi mensurado imediatamente e após 24 h. Os espectros nos estados polimerizado e não polimerizado da resina composta foram obtidos por meio do *software* OPUS (Spectroscopy Software, Bruker Optik GmbH, Ettlingen, Germany). A resina bulk fill apresentou distribuição de tensão mais homogênea comparada com todas as técnicas da resina composta convencional. Em relação à disposição dos incrementos da resina convencional, CP apresentou maiores valores de tensão no ângulo cavo superficial da parede oclusal (100,04 MPa). C1 concentrou altos níveis de tensão na interface e dentina próxima da cavidade e CO concentrou mais

tensão próximo do ângulo da lesão (21,43 MPa). Quanto ao grau de conversão analisado imediatamente, foram observados maiores valores ao avaliar o fundo das amostras dos grupos CP E CO (58,2% e 58,5%, respectivamente). BK E C1 apresentaram resultados similares entre si, tanto no topo quanto na superfície. O topo das amostras, independente do grupo, também apresentaram valores próximos. Não houve diferença estatística em relação ao momento de avaliação (imediate ou tardio) da conversão dos monômeros. Conclui-se que resina composta do tipo bulk fill apresenta menores valores de tensão de contração residual em cavidade de LCNC. A técnica com incrementos paralelos acumulou os maiores valores de tensão. O grau de conversão foi satisfatório para as duas resinas e as técnicas de inserção avaliadas.

Palavras chaves: Resina Composta; Tensão de Contração; Grau de Conversão.

2. INTRODUÇÃO

Processos como mudança de hábitos, envelhecimento da população mundial e a redução da perda dentária por indicações que envolvem a etiologia cariosa estão associados com o aumento da prevalência de doenças contemporâneas, como as lesões cervicais não cariosas (LCNCs) (Que et al., 2013). Estas lesões são caracterizadas pela perda de tecido dentário próximo à junção amelo-cementária, sem o envolvimento da ação bacteriana. A etiologia das LCNCs é de caráter multifatorial e três principais fatores atuam associados para a origem e progressão da lesão, sendo: **atrição** (desgaste e abrasão provocado por atrito de substâncias), **acúmulo de tensões** (abfração, parafunção e oclusão traumática) e **biocorrosão** (degradação química, bioquímica e eletroquímica, provocada por hábitos intrínsecos e extrínsecos) (Grippio et al., 2012) (Fig. 1).

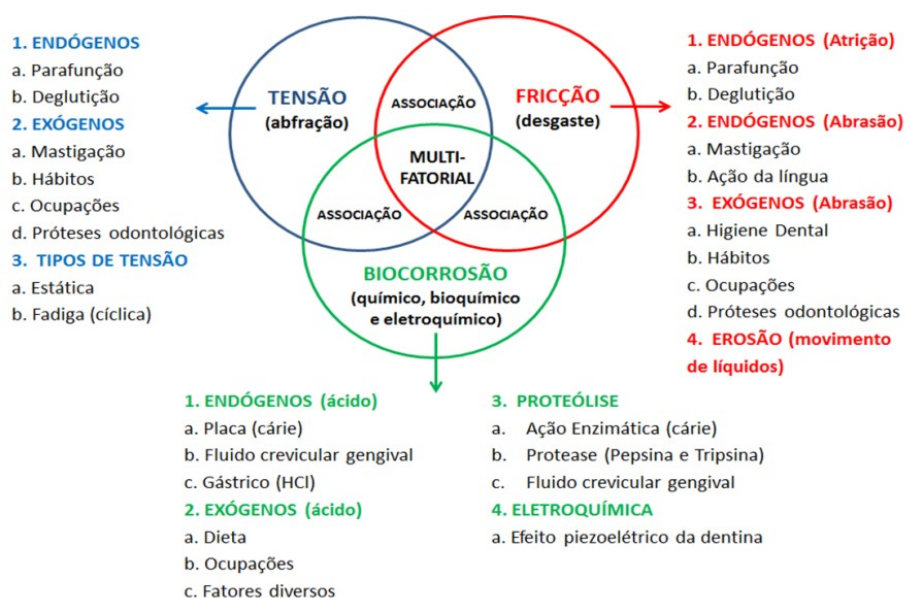


Figura 1: Tríade do mecanismo da patodinâmica dos fatores etiológicos que originam e perpetuam a evolução das LCNCs (Adaptado de Grippio, et al., 2012).

Estes desgastes possuem prevalência superior a 60% em algumas regiões (Smith et al., 2008) e apresentam aumento proporcional ao envelhecimento da população (Que, 2013). Apesar de poderem ocorrer em um único elemento dentário, as LCNCs são mais frequentes em mais dentes, incidindo em ambas as arcadas e com diversos níveis de gravidade (Ceruti,

2006). Entretanto, estas lesões são mais prevalentes na face vestibular de dentes superiores e posteriores, principalmente os pré-molares (Smith, 2008 ; Aw, 2002; Que, 2013). A região cervical é considerada vulnerável para a atividade dos fatores etiológicos das LCNCs devido à morfologia das estruturas dos tecidos dentários, pois o esmalte é bastante fino e o cemento e dentina não são muito resistentes (Walter, 2013). Interferências oclusais, como carregamento excessivo com resultante fora do longo eixo do dente, resultam em maior concentração de tensões, além de altos índices de deformação na região cervical, que pode resultar em fadiga e, conseqüentemente, promover a ruptura das estruturas dentárias (Soares, 2013a; Rees, 2002; Reyes, 2009; Andreadis, 2011; Soares, 2013b).

As LCNCs estão associadas a prejuízos no comportamento biomecânico do elemento dentário, pois a perda de estrutura dentária na região cervical é fator modulador chave no padrão de distribuição de tensões e deformação (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2013b). Isso ocorre, pois as sobrecargas oclusais e as forças oclusais no sentido não axial podem resultar na deflexão dentária (Dejak et al.; 2005), promovendo maior acúmulo de tensão, principalmente quando associado ao desgaste na região cervical (Grippio et al.; 2004). Caso os valores de tensão sejam maiores do que a resistência máxima à tração/compressão dos tecidos duros (Bernhardt et al.; 2006; Dejak et al.; 2005), pode ocorrer formação de microfraturas, decorrente da quebra das ligações entre os cristais de hidroxiapatita e a estrutura dental fica com uma maior susceptibilidade à dissolução por ácidos extrínsecos e intrínsecos e mais vulnerável ao desgaste mecânico (Vasudeva et al.; 2008). Com isso, se não tratada, a lesão tende a progredir ao longo do tempo (Guimarães et al.; 2009; Poiate et al.; 2009) e quanto maior a profundidade da LCNC, maior será o acúmulo de tensão concentrado em suas paredes (Soares et al.; 2014).

O manejo das LCNCs é considerado importante para impossibilitar a progressão da lesão (Wood et al., 2008), e apesar de não haver consenso na literatura, para uma reabilitação completa, este deve abranger a análise do equilíbrio oclusal, hábitos parafuncionais, ocupacionais e de dieta, identificação de alterações sistêmicas e o protocolo restaurador da perda de estrutura (Kim et al., 2009). O processo restaurador das LCNCs é indicado, pois aproxima o

comportamento biomecânico do remanescente dentário ao do hígido (Aw et al.; 2002), funciona como barreira contra os fatores ácidos e de atrito, atua como agente obliterador para casos de hipersensibilidade dentinária e requisito estético (Kim et al., 2009; Michael et al., 2009) (Fig. 2).

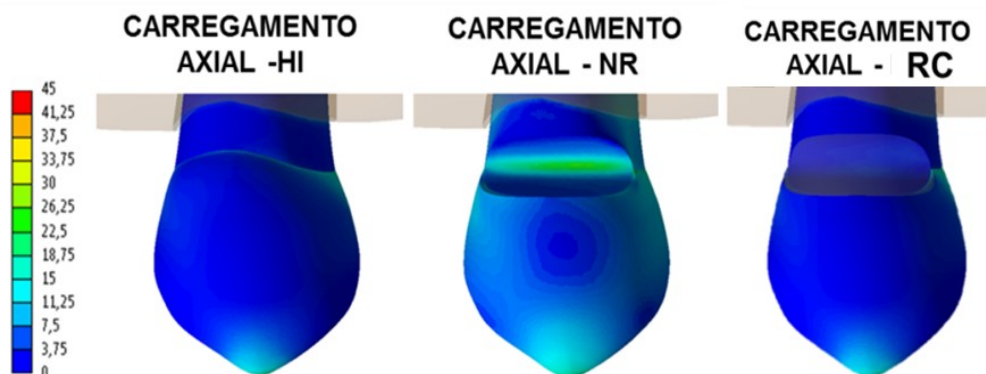


Figura 2: Comportamento biomecânico (medidos em MPa), por meio de análise de elementos finitos – Von Mises) em dente hígido, com LCNC e restaurado com resina composta (restauração em transparência), respectivamente (Soares et al., 2014).

O protocolo restaurador, apesar de indefinido, deve ser realizado com materiais que possam biomimetizar ao máximo a estrutura perdida (Kim et al., 2009). A resina composta é indicada para restaurações de LCNCs e amplamente utilizada na prática clínica. Além disso, possui propriedades ópticas próximas ao tecido dentário e também possuem facilidade de técnica (Sakrana et al.; 2004). Entretanto, este material está sujeito a variáveis que podem interferir no seu desempenho restaurador, como a degradação química e diminuição da dureza (de Paula et al., 2013), atrição (da Silva et al., 2013), deficiência das margens em esmalte (Perdigao et al., 2012), baixa adesão à dentina esclerótica, que normalmente está presente na base das LCNCs (Tay et al., 2000; Carvalho et al., 2012) e concentração de altos níveis de tensão resultantes da força da mastigação (Heymann et al., 1991; Powell et al., 1995). Este material apresenta propriedades que acarretam na sua contração volumétrica durante a polimerização, resultando em tensão de contração que pode ocasionar em interferências no sucesso da restauração (Bicalho et al., 2013a; Bicalho et al., 2013b; Borges, et al., 2014).

A tensão de contração pode influenciar no sucesso da restauração das LCNCs. Durante a polimerização ocorre a conversão de moléculas de monômeros que se unem formando uma rede de polímeros (Kleverlaan et al., 2005). No estágio inicial da polimerização, conhecido como fase pré-gel, a contração é máxima, mas, devido ao baixo módulo de elasticidade do material, este é capaz de deformar compensando a redução de volume e dissipando parte da tensão. Após determinado ponto, conhecido como ponto gel, o módulo de elasticidade do material aumenta consideravelmente, não sendo este mais capaz de fluir; contudo a contração é reduzida, pois a maioria dos monômeros já foi convertida (Feilzer et al.; 1993). Como consequência dessa contração, podem ocorrer fendas marginais, pigmentações, microinfiltração, cárie secundária, sensibilidade pós-operatória, além de provocar tensões na interface dente restauração. Essas tensões por sua vez podem causar microfraturas na estrutura dentária e falhas na interface adesiva, dependendo de sua intensidade (Davidson, et al.; 1984) (Khouroushi et al., 2012).

Além disso, sabe-se que para realizar uma polimerização adequada de resinas fotopolimerizáveis é de suma importância uma quantidade e intensidade de exposição de luz suficientes (Vargas et al.; 1997). Afinal, estudos mostraram que a duração, intensidade e o tipo de luz podem interferir no grau de conversão do compósito (Tarle et al.; 2006). A conversão completa de monômeros em polímeros seria ideal, porém não é isso que ocorre. Após completa polimerização ainda permanece certa quantidade de monômeros reativos. Acredita-se que, após começar a formação da rede de polímeros, há uma diminuição da reatividade dos radicais, além de haver uma perda de mobilidade dos mesmos, fazendo com que o grau de conversão não seja total (Chung et al.; 1990). Apesar de não haver um consenso na literatura a respeito do grau de conversão ideal, estudos demonstraram que o mesmo pode atingir entre 34,7% a 77,1% (Alshali RZ et al.; 2013) além de ser significativamente maior nas superfícies das restaurações (Lempel et al.; 2016; Jafarzadeh et al.; 2015).

Apesar da evolução que ocorreu nos últimos tempos em relação às propriedades dos compósitos, diminuindo a contração de polimerização e aumentando a resistência ao desgaste, ainda há uma preocupação quanto à

técnica de inserção dos incrementos (Ernst et al.; 2003; Burgess et al.; 2010). Esta última deve ser meticulosamente respeitada para conseguir um vedamento eficaz das restaurações (Van Dijken et al.; 2011). A resina do tipo bulk fill foi introduzida no mercado odontológico com a proposta de inserção em uma só camada de até 4 mm de espessura (Ilie et al.; 2011); conseguindo-se promover a transmissão de luz para a sua correta polimerização (Campodonico et al.; 2011). Isso é explicado devido a sua baixa translucidez, além de possuir menor contração de polimerização, fazendo com que a cinética da polimerização seja melhor controlada. Ainda são escassos, na literatura, estudos que investigam o desempenho clínico da resina bulkfill em cavidades cervicais (LCNC ou classe V), apesar de já existirem comprovações de que não há prejuízo no protocolo restaurador em se colocar uma camada de 4 mm de espessura (Moorthy et al.; 2012). Pelo contrário, estudos investigaram que a tensão de polimerização da resina bulkfill é consideravelmente mais baixa quando relacionada à resina convencional (Ilie et al.; 2011). Em relação à integridade marginal, ambas apresentam bons resultados (Roggendorf et al.; 2011).

Para o estudo das tensões residuais provenientes da contração, o Método de Elementos Finitos (MEF) se mostra bastante eficiente, visto que simula condições específicas em um material e determina sua resposta para as condições indicadas. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados que o pesquisador almeja investigar (Moura et al.; 2007; Lotti et al.; 2006). As técnicas experimentais em humanos e/ou animais são limitadas, sendo o MEF uma solução para essas interferências, tornando possível a aplicação de determinada condição de contorno e promovendo, assim, informações sobre o deslocamento, deformação e a mensuração de tensão no elemento dentário ou o tecido em questão (Oliveira et al.; 2000; Ren et al.; 2003).

Diante deste contexto e da escassez de dados na literatura que analisam os incrementos de resina composta em cavidade de LCNCs, justifica-se a necessidade de indagar sobre qual a técnica de inserção de resina composta mais indicada para restaurar lesões cervicais não cariosas, analisando o efeito que o tipo de resina composta e a técnica de disposição

dos incrementos apresentam no padrão de distribuição de tensão de contração e no grau de conversão dos monômeros em polímeros.

3. REVISÃO DE LITERATURA

Lesões cervicais não cariosas e procedimentos restauradores

Kuroe et al., (2000), avaliaram a influência da lesão cervical e restauração na distribuição de tensões na estrutura dentária. Modelos de pré-molares superiores 3D com duas morfologias diferentes de LCNC (cunha e arredondada) foram submetidos a três tipos de carregamento de 10 libras (ponta de cúspide vestibular e ponta de cúspide palatina, e no centro da superfície oclusal). Testaram também modelos com as LCNCs restauradas. Para os dentes não restaurados, as tensões concentraram-se no fundo da lesão, independente da geometria. As LCNCs em forma de cunha demonstraram concentração de tensão mais evidente. Os autores concluíram que a opção por não restaurar lesão cervical não cariosa resulta em maior acúmulo de tensão no fundo da lesão, alterando o comportamento biomecânico do elemento dentário.

Em 2003, a proposta de trabalho de Yaman et al., 2003 foi avaliar, por meio do MEF tridimensional, as características da resistência de variados compósitos utilizados como material restaurador de cavidades classe V, bem como os efeitos dos preparos cavitários. Os autores concluíram que o aumento do ângulo e da quantidade de carga determinou o aumento proporcional de tensão desenvolvida no dente e que as cavidades enfraquecem a estrutura do dente por criarem descontinuidade na geometria do dente intacto.

Wood et al., (2008), em sua revisão sobre a prevalência, etiologia e tratamento de lesões cervicais não cariosas, observaram que essas lesões têm causa multifatorial, mas ressaltam ainda que, sem a menor dúvida, as alterações oclusais estão presentes na maioria dos casos. Isso é reforçado

pelo fato de que cargas excêntricas produzem tensões de tração potencialmente destrutivas na região cervical dos dentes diferente do que ocorre com as cargas axiais. As lesões cervicais não cariosas são encontradas mais frequentemente em pré-molares do que em caninos. Os autores puderam ainda verificar que o uso de resina composta com apropriado módulo de elasticidade associada a um sistema adesivo constitui uma forma de restauração efetiva desse tipo de lesão.

Kim et al., (2009) realizaram estudo clínico, que investigou a eficácia clínica de três adesivos e o uso de forma retenção em restaurações classe V em resina composta da lesão cervical não cariosas (LCNC) durante um período de dois anos. Cento e cinquenta LCNCs em 39 indivíduos foram restauradas com resinas compostas de acordo com seis protocolos experimentais que combinam a presença ou ausência de forma retenção e três adesivos: Scotchbond Multi-Purpose (MP, 3M ESPE), um adesivo experimental (EX, Vericom) e Prompt Adper (AP, 3M ESPE). Todas as restaurações foram avaliadas no início do estudo, 6, 12 e 24 meses. Seguiu-se os critérios dos Estados Unidos Serviço de Saúde Pública Modificado (USPHS), utilizados para avaliar as restaurações. MP demonstrou ter adaptação marginal significativamente superior à AP em análise de regressão logística cumulativa (odds ratio, 2,12 , intervalo de confiança de 95%, 1,05-4,31 , $p = 0,0397$) . Na análise pelo teste exato de qui-quadrado ou de Fisher de Pearson para comparar o desempenho clínico de restaurações com e sem forma de retenção, EX com a forma de retenção mostrou uma taxa de retenção significativamente maior em dois anos do que sem forma de retenção ($p = 0,0089$). Restaurações com a forma de retenção também mostraram descoloração muito menos marginal do que aquelas sem forma retenção em todos os três adesivos ($p = 0,0336$).

Perez, em 2010, descreve que restaurações classe V é uma ocorrência muito comum na prática clínica odontológica. Algumas razões incluem o aumento da incidência de lesões cervicais não cariosas (LCNC), da cárie radicular e do envelhecimento da população. Infelizmente, restaurações classe V também representam um dos tipos menos duráveis de restaurações e têm um alto índice de deslocamento, o excesso de marginal e cárie secundária.

Algumas causas para estes problemas incluem dificuldades em isolamento, inserção de contorno, acabamento e os procedimentos de polimento. O autor descreve técnica de isolamento e da inserção de resina fluída utilizando o método alternativo de barreira gengival fotoativada para recriar a parede gengival com um mínimo ou nenhum excesso.

Pecie et al., (2011), em revisão de literatura buscaram suporte para escolha da restauração mais adequada para LCNC. Para este fim, a literatura nos últimos 10 anos disponíveis na base de dados MEDLINE foi revista. Revisões sistemáticas anteriores, meta-análise, ensaios clínicos randomizados com um período de testes de um ano no mínimo foram selecionados. Até recentemente, o ionômero de vidro foi considerado o tratamento de escolha na maioria dos tratamentos de LCNC. Hoje, com base nas excelentes propriedades como estética e bom desempenho clínico, há uma indicação geral para uso de resina composta para LCNC. O comportamento clínico mostrou-se altamente dependente do produto. Uma abordagem estética periodontal foi sugerida por combinar a cobertura da raiz com a correção cirúrgica do perfil de emergência da resina composta.

Borrow (2011) observou a evolução clínica de restaurações de lesões cervicais não cariosas com sistema adesivo de passo único (HEMA), por três anos. Quarenta e uma restaurações foram feitas em 13 pacientes (com idades entre 44-72 anos), seguindo as instruções do fabricante. Os pacientes foram reavaliados em 6 meses; 1,2 e 3 anos após a confecção das restaurações. Foram observadas a retenção e coloração marginal das restaurações em cada uma das visitas. A taxa de retenção total das restaurações após 3 anos foi de 85% e a coloração marginal foi mínima. Esses resultados foram considerados satisfatórios pelo autor.

Carvalho et al., (2012), relataram que testes de durabilidade de resistência de união entre resina-dentina têm sido amplamente utilizados para avaliar a eficácia dos sistemas adesivos e a aplicabilidade de novas estratégias para melhorar essa propriedade. A eficácia clínica é determinada pelas taxas de sobrevivência de restaurações realizadas em lesões cervicais não cariosas (LCNC). Embora não haja evidência de que os dados de resistência de união

gerados em estudos de laboratório de alguma forma, correlacionam-se com a evolução clínica de restaurações LCNC, é questionável se o conhecimento dos mecanismos de ligação obtidos a partir de testes de laboratório pode ser usado para justificar o desempenho clínico. Existem diferenças morfológicas e estruturais significativas entre o substrato de ligação utilizado em testes *in vitro* contra o substrato encontrado em LCNC. Estas diferenças qualificam a LCNC como substrato hostil para a adesão, produzindo forças de ligação que são geralmente mais baixos do que os obtidos em dentina normal. No entanto, o tempo de sobrevivência clínica de restaurações LCNC frequentemente supera a durabilidade da dentina normal testada em laboratório. Da mesma forma, os relatórios clínicos sobre as taxas de sobrevivência em longo prazo de restaurações de resina composta posterior desafiam a taxa relativamente rápida de degradação de interfaces adesivas relatados em estudos de laboratório. Este artigo analisa criticamente como a eficácia dos sistemas adesivos é atualmente mensurada, para identificar lacunas no conhecimento, onde novas pesquisas que poderão ser incentivados. A análise morfológica e química da interface de união de restaurações de resina composta em dentes de pacientes realizada à muitos anos, mas que foram extraídos por razões periodontais, pode ser uma ferramenta útil para observar as características ultra-estruturais de restaurações que são considerados como clinicamente aceitável. Isso pode ajudar a determinar o quanto a degradação é aceitável para o sucesso clínico.

Em 2014, Borges et. al., realizaram um estudo que avaliou, através do método de elementos finitos, a quantidade de material restaurador, fator C e formato das LCNCs no efeito de tensão de contração após inserção de grandes incrementos de resina composta. Uma imagem de um corte longitudinal vestibulo-lingual de um pré-molar superior foi utilizado como modelo para 10 grupos: cavidade cilíndrica, lesões arredondadas e de cunha com o mesmo fator C; uma segunda cavidade cilíndrica, lesão de cunha com a mesma quantidade de resina (QR). Os 10 grupos foram analisados através de uma análise bidimensional pelo método de elementos finitos. Todos os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos, elásticos e a contração de polimerização analisada por analogia térmica. Os resultados foram analisados

pelo critério de Von Mises (VMS) e Tensão Máxima Principal (MPS). Foram observados valores diferentes em esmalte e dentina em relação ao ângulo cavo-superficial da LCNC. Além disso, observou-se que quanto maior o ângulo da lesão, menor será a concentração de tensões. Em relação aos grupos com o mesmo fator C, a lesão arredondada apresentou maiores valores de MPS e VMS comparada com a lesão de cunha.

Soares et al., 2015, avaliaram o efeito de diferentes carregamentos oclusais (axial, oblíquo vestibular e oblíquo palatino) em dentes pré-molares superiores hígidos, com LCNC de diferentes morfologias e após restauração com resina composta. Os resultados apontam que o carregamento axial promove distribuição de tensão mais homogênea e que o contato oblíquo na vertente triturante da cúspide palatina é o mais potencialmente agressivo, devido à concentração de tensão de tração na região cervical vestibular. A presença de LCNC promoveu maior concentração de tensão, independente da sua morfologia. Após a restauração, o comportamento biomecânico ficou próximo ao do hígido, entretanto o tipo de carregamento influencia mais do que os demais fatores analisados.

Zeola et al., 2016, realizaram um estudo para analisar a efeito da profundidade da lesão cervical não cariosa, do carregamento oclusal e da reabilitação restauradora no comportamento biomecânico de dentes pré-molares inferiores, visto que isso pode influenciar na pesquisa sobre materiais e na prática clínica. Para isso utilizou-se o método de elementos finitos, teste para mensurar a deformação (extensometria) e de resistência à fratura. Os dados coletados mostraram que houve efeitos significativos da profundidade da lesão e das direções do carregamento em relação ao tensão, deformação e resistência à fratura, onde quanto maior a sua profundidade, maior a magnitude da concentração de tensão. Além disso, verificou-se que a restauração com resina composta melhorou a integridade e o comportamento biomecânico em torno das lesões cervicais não cariosas semelhante ao dente hígido no que diz respeito ao carregamento oclusal.

Pereira FA et al., 2016, avaliaram a influência do tipo de material restaurador usado na reabilitação de cavidades MOD e direção de

carregamento no comportamento biomecânico em dentes com LCNC em forma de cunha. Selecionaram pré-molares superiores tratados endodonticamente para análise em FEA (3D) e teste de extensometria. Foram gerados 6 modelos: A (MOD restaurada com amálgama), R (MOD restaurada com resina composta), AL (dente com LCNC (L) e A), RL, ALR (A + lesão cervical restaurada com resina composta) e RLR. Os modelos sofreram carregamentos no longo eixo do dente e com inclinação de 45° em relação ao longo eixo na cúspide vestibular. Posteriormente foram avaliados pelo critério de Von Mises. Para o teste de extensometria, 14 pré-molares foram tratados de acordo com os fatores de estudo para FEA e foram colados dois extensômetros em cada dente. Os resultados demonstraram uma maior concentração de tensão e valores de deformação para o grupo A do que R. O carregamento fora do longo eixo resultou em maior concentração de tensão para todos os grupos. ALR e RLR tiveram resultados similares entre si. Os maiores valores de tensão e deformação na lesão corresponderam aos dentes com MOD restaurada em amálgama e que sofreu carregamento fora do longo eixo. Tem-se com esse estudo que quando a MOD é restaurada com resina composta, o comportamento biomecânico da LCNC é melhor, evitando assim a falha da restauração. Lembrando que deve eliminar todas as interferências oclusais para permitir uma distribuição de forças homogênea e prevenir assim a progressão da lesão em forma de cunha.

Em 2017, Machado AC et al., analisaram a influência da técnica restauradora, direção do carregamento oclusal e fadiga mecânica em relação aos padrões de tensão-deformação em pré molares com lesões cervicais não cariosas. Sabe-se que diferentes tipos de tensão são promovidos na junção amelocementária variando a direção do carregamento. Este estudo avaliou a distribuição de tensão e deformação através do teste de extensometria e da análise tridimensional de elementos finitos (FEA), respectivamente. Os modelos 3D-FEA gerados foram: dente hígido (SO), LCNC não restaurada, LCNC restaurada com ionômero de vidro, resina composta fluida, resina composta nanohíbrida (CR), cerâmica de dissilicato de lítio e núcleo de resina composta nanohíbrida associada a laminado de dissilicato de lítio (CL). A carga aplicada foi de 150N nos sentido axial em ambas as cúspides (AI) e com

angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente na cúspide palatina (OI). Um medidor de tensão foi colocado na superfície de cada dente antes e após o carregamento (200.000 ciclos, 50N). Os resultados com base no método de elementos finitos mostrou a associação da LCNC com o carregamento fora do longo eixo do dente (OI) por apresentar maiores valores de tensão. As restaurações que apresentaram um comportamento mais próximo ao dente hígido (SO) foram as CR e CL. Todas as amostras que levaram carregamento apresentaram maiores valores de deformação após a fadiga mecânica, porém as amostras que levaram carregamento axial (AI) apresentaram menores valores de tensão comparadas com OI. As LCNC restauradas com resina composta ou àquelas associadas a laminados cerâmicos apresentaram melhores resultados, tendo um comportamento biomecânico mais próximo ao dente hígido, demonstrando ser a melhor abordagem quando se trata desse tipo de lesão.

4. Materiais e Métodos

4.1- Análise da tensão de contração através do Método de Elementos Finitos – FEA

Para o cálculo da tensão de contração residual foram gerados modelos de elementos finitos bidimensionais (2D), isotrópicos e homogêneos.

Pré-molar superior hígido foi seccionado, fotografado e a distância vestibulo-lingual mensurada (Fig. 3). Nesta imagem, foi realizada a equivalência das medidas com régua virtual, definido as a dimensão da LCNC (2mm x 2mm) e a posição dos incrementos de resina composta; além da inclusão no cilindro de resina de poliestireno e poliéter (Simulação PDL). (Fig. 4).



Figura 3: Seleção do pré-molar superior hígido e com medidas padronizadas ao que consta na literatura. Corte ao longo eixo, dividindo em porção mesial e distal. A mensuração das dimensões do pré-molar superior seccionado foi realizado com paquímetro digital.



Figura 4: Equivalência das dimensões utilizando régua digital calibrada e confecção das medidas da LCNC e disposição dos incrementos.

Esta imagem foi exportada para o software ImageJ (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland) e os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidos, com equivalência às dimensões reais. Posteriormente foram obtidos os pontos de coordenadas das superfícies de esmalte, dentina e polpa e convertidos para arquivo dat (Fig. 5).

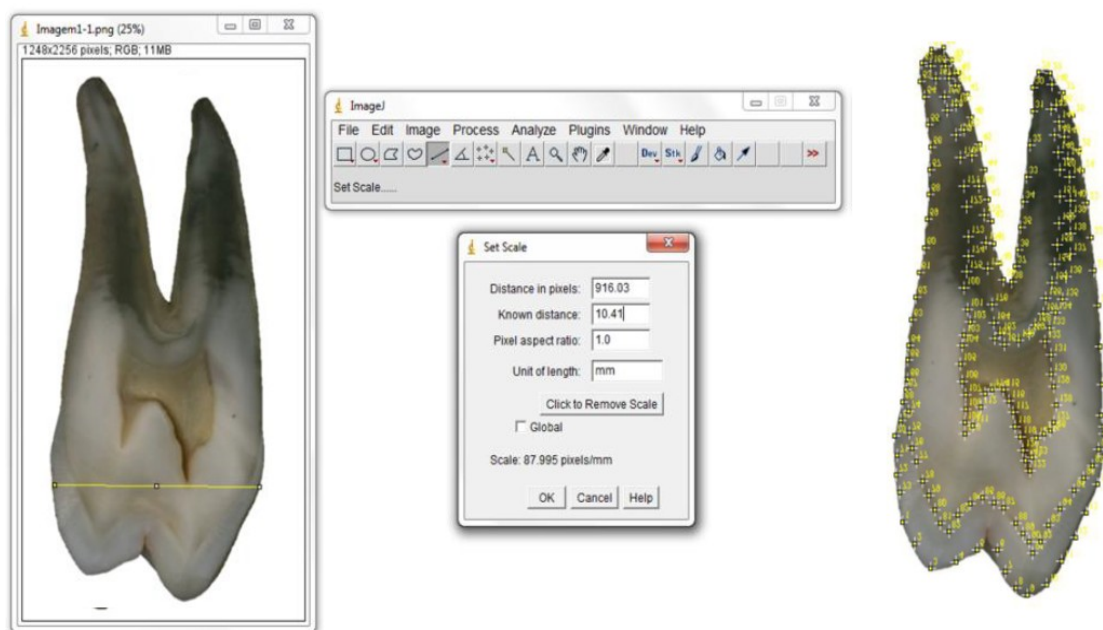


Figura 5: Imagem exportada para o Software Image J, tendo equivalência com as dimensões reais do elemento dentário e posteriormente os traçados os pontos de coordenadas da superfície no Software Image J (esmalte, dentina e polpa).

Por fim, as coordenadas foram exportadas para o software MSC Marc/Mentat (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA), e a partir destas, foi realizado o processo de malhagem manual do modelo (Fig. 6).

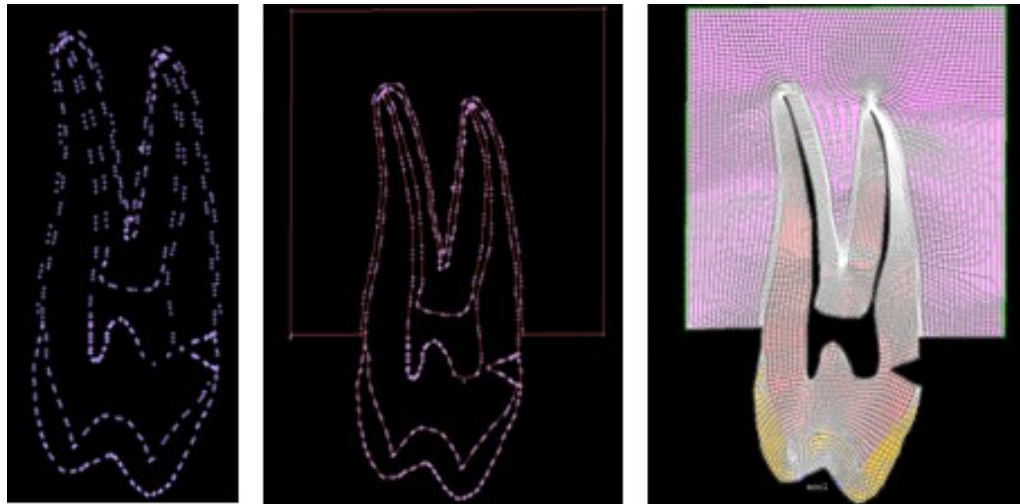


Figura 6: Processo de malhagem do modelo, obtendo uma malha homogênea, congruente e simétrica.

Após o teste de conversão de malha e definição da malha ideal, três malhas foram confeccionadas respeitando as diferentes coordenadas traçadas de acordo com o fator de estudo “técnica de inserção” (Fig. 7):

- 1- Incremento único: Somente a face externa e interna da restauração será delimitada;
- 2- Três incrementos paralelos: A face externa da restauração será traçada e a porção interna será dividida em três partes paralelas;
- 3- Três incrementos oblíquos: A face externa da restauração será traçada e a porção interna será dividida em três partes oblíquas;

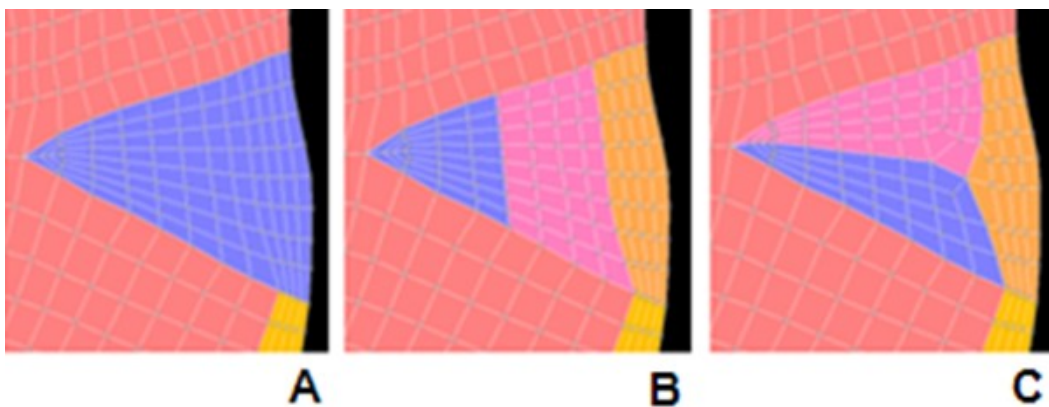


Figura 7: Representação dos fatores de estudo “Técnica Incremental”: incremento único (A), três incrementos paralelos (B) e três incrementos oblíquos (C).

As propriedades mecânicas foram coletadas da literatura e inseridas no arquivo dat (Tabela 1). A contração de polimerização do compósito foi simulada por analogia térmica, sendo que a temperatura inicial foi reduzida a 1°C, enquanto o valor de contração linear foi introduzido como coeficiente de expansão térmica linear. Sendo assim, quatro modelos foram gerados: bulk fill (BK); convencional 1 incremento (C1); convencional paralelo (CP); e convencional oblíquo (CO). Após o processamento do modelo, os resultados das tensões de contração residuais foram plotados pelo critério de Von Mises Modificado. Este critério de pós-processamento permite expressar a relação entre a resistência de compressão e a resistência de tração associada à resistência do material. Além disso, os valores de tensão na direção Y (vertical) foram obtidos na região da superfície da restauração, do fundo da lesão e da interface dentina-resina composta e plotados na forma de gráfico.

Tabela 1: Propriedades Mecânicas das estruturas simuladas.

PROPRIEDADES PARA REALIZAR A SIMULAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO			
Estrutura	Resistência à compressão	Resistência à tração diametral	Contração pós-gel
Filtek Z350XT (Rosatto, 2015)	257,0	47,3	0.74
Tetric EvoCeram bulk-fill (Rosatto, 2015)	213.3	37.8	0.42
PROPRIEDADES MECÂNICAS ISOTRÓPICAS			
	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	
Esmalte	84.0 (Versluis, 2004)	0.30 (Versluis, 2004)	
Dentina	18.0 (Versluis, 2004)	0.23 (Versluis, 2004)	
Ligamento Periodontal	0.0689 (Weinstein, 1980)	0.45 (Weinstein, 1980)	
Cilindro de poliestireno	13.5 (Soares, 2014)	0.3 (Soares, 2014)	
Filtek Z350XT	14.9 (Rosatto, 2015)	0.24 (Versluis, 2011)	
Tetric EvoCeram bulk-fill	14.5 (Rosatto, 2015)	0.24 (Versluis, 2011)	

4.2- Análise do grau de conversão por Espectrofotômetro de InfraVermelho - FTIR

Para a mensuração do grau de conversão estático (GC) das resinas compostas nos estados polimerizado e não polimerizado utilizou-se o Espectrofotômetro de InfraVermelho por Transformada de Fourier – FTIR. O GC foi realizado no equipamento FTIR (Vertex 70, Bruker Optik GmbH, Ettlingen, Germany) com elemento acoplado de reflectância total atenuada (ATR), infravermelho médio (MIR) e detector de sulfato de triglicina deuterada (DTGS).

As amostras foram confeccionadas em matriz de silicone por adição de formato cilíndrico com diâmetro e espessura de 2mm (simulando a abertura e profundidade da LCNC). Esta matriz foi posicionada em placa de vidro sobre tira de poliéster para permitir lisura adequada do fundo. Em seguida, os cilindros de resina (n=5) foram confeccionados segundo os fatores em estudo: resina composta (convencional e bulkfill) e técnica de inserção do material (incremento único, 3 incrementos paralelos e 3 incrementos oblíquos) (Fig. 8). Para a técnica de incremento único, fotoativação de 20 segundos foi realizada com unidade LED com irradiância de 1200 mW/cm^2 . Já para as técnicas de 3 incrementos, após cada inserção, o material foi fotoativado por 20 segundos com o mesmo aparelho fotoativador.

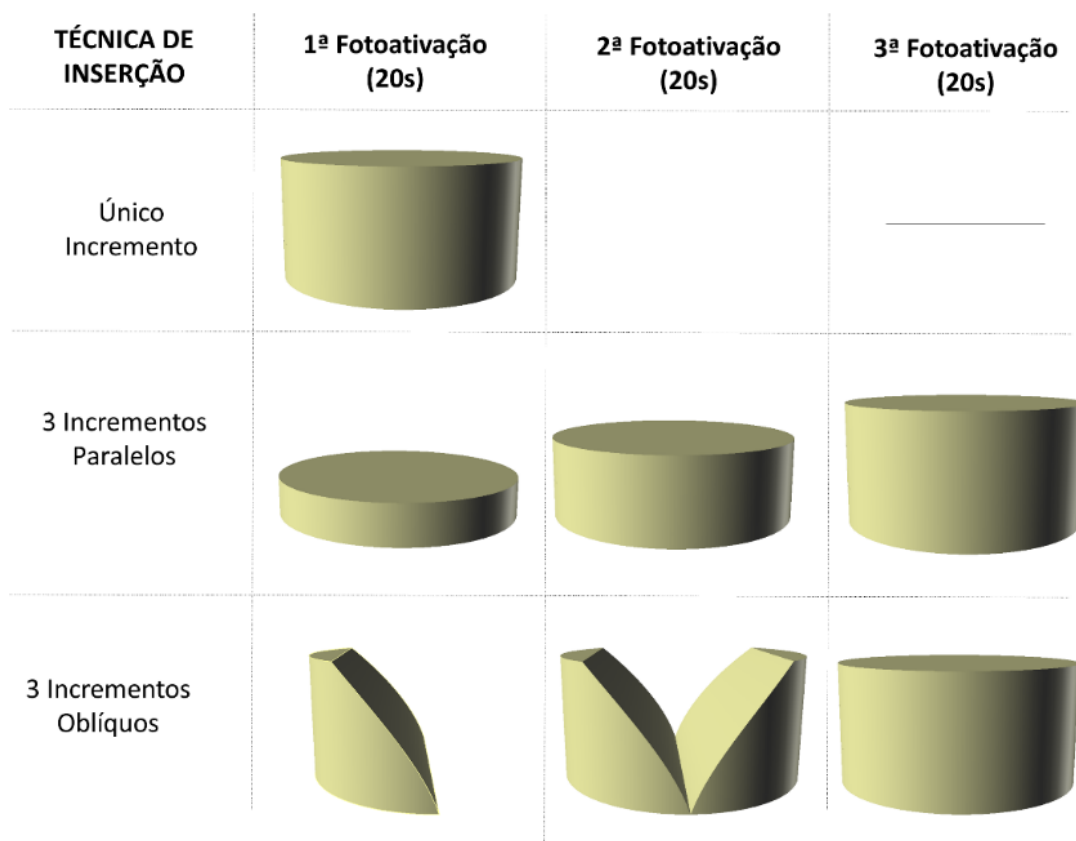


Figura 8: Desenho esquemático da confecção de cilindro de resina composta em relação à técnica de inserção utilizada.

Após a confecção das amostras, o grau de conversão foi mensurado imediatamente e após 24 h. Durante esse período estas foram armazenadas a seco e ao abrigo de luz em estufa a 37°C. Os espectros nos estados polimerizado e não polimerizado da resina composta foram obtidos por meio do *software* OPUS (Spectroscopy Software, Bruker Optik GmbH, Ettlingen, Germany) entre o pico de absorbância localizado em 1608 cm⁻¹ da cadeia aromática de carbono C=C e o pico em 1638 cm⁻¹ da cadeia alifática de carbono C=C, com resolução de 4 cm⁻¹ e 32 *scans* (Fig. 9 e 10). Todas as análises foram realizadas sob condições controladas de temperatura (25±1°C) e humidade (60±5%). O GC (%) foi calculado pela fórmula: $GC = (1 - P/NP) \times 100$, sendo P a razão da intensidade em 1638 cm⁻¹/1608 cm⁻¹ e NP a razão da intensidade em 1638 cm⁻¹/1608 cm⁻¹ no estado não-polimerizado.



Figura 9: Avaliação do grau de conversão estático de resinas compostas através do Espectrofotômetro de InfraVermelho por Transformada de Fourier – FTIR.

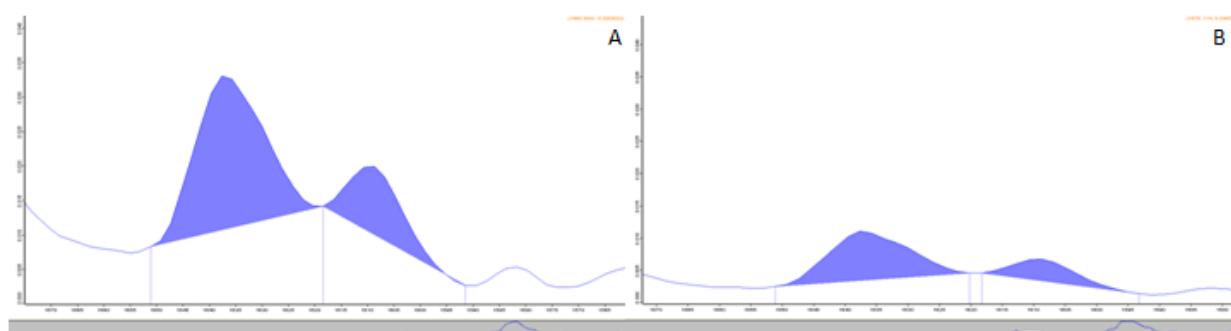


Figura 10: Análise quantitativa do grau de conversão nas intensidades correspondentes às bandas 1608 cm^{-1} e 1638 cm^{-1} da resina composta. A- Análise do monômero. B- Análise do polímero.

Para análise dos dados, os resultados foram dispostos em tabelas no software Excell (Microsoft Office, 2013). Posteriormente, estes foram exportados para programa de análise estatísticas (SigamPlot), e caso os dados apresentassem distribuição normal, seriam analisados por Análise de Variância de Três Fatores – Teste Tukey, com nível de confiança de 95% ($\alpha=0.05$).

5. Resultados

5.1- Tensão de contração - FEA

A distribuição de tensão para todos os grupos durante a restauração (Critério de Von Mises Modificado) é representada na Figura 11. A técnica de incremento único, tanto para a resina bulk fill quanto para a resina composta convencional, resultou em menor tensão de contração em comparação com as técnicas incrementais paralelas e oblíquas. Porém, a restauração de resina composta convencional em incremento único apresentou altos valores de concentração de tensão no fundo da lesão. A técnica de incrementos paralelos promoveu maiores valores de tensão, principalmente no ângulo cavo-superficial da parede oclusal e gengival. Entretanto, essa técnica apresentou menor acúmulo de tensão na região de fundo da LCNC. A técnica com incrementos oblíquos dissipou a tensão mais homogeneamente na dentina radicular e no esmalte do ângulo cavo-superficial comparada à técnica incremental paralela. A parede gengival da lesão restaurada com incrementos oblíquos apresentou maiores valores de tensão.

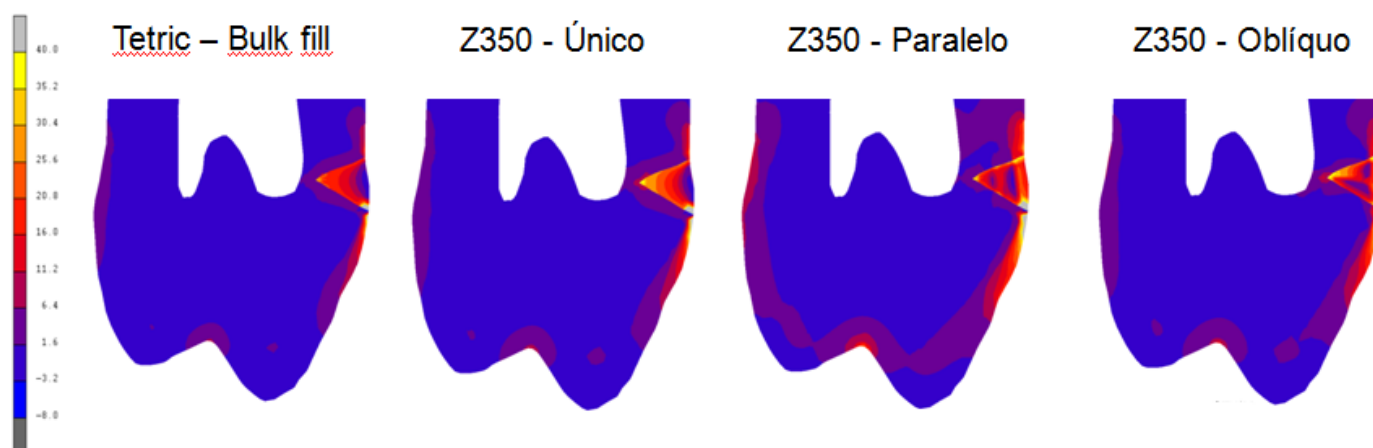


Figura 11: Distribuição de tensão (em MPa) para todos os grupos de amostras de acordo com o Critério de Von Mises Modificado.

Os valores de tensão (em MPa) da face vestibular, no fundo da lesão cervical não cariosa e na interface da restauração com o substrato dentário são apresentados na Figura 12. Para a face vestibular, a resina bulkfill mostrou ter a menor concentração de tensão residual. As técnicas incrementais apresentaram maiores valores de tensão na dentina, sendo que a técnica paralela apresentou os maiores valores de tensão em esmalte. A técnica de incremento único, para a bulkfill e para a resina convencional, apresentou valores inferiores para a interface resina/dentina no ângulo cavo-superficial comparados às outras técnicas.

Em relação ao ângulo cavo-superficial da parede oclusal, a interface resina composta/esmalte mostrou valores mais baixos para a resina bulkfill e para a técnica com incrementos oblíquos, enquanto a técnica de incrementos paralelos resultou em maior concentração de tensão. Para o fundo da lesão, a técnica de incrementos oblíquos promoveu maiores valores de tensão na parede da câmara pulpar. As demais técnicas foram semelhantes para o fundo da lesão, entretanto, a inserção de um único incremento de resina convencional resultou em maior acúmulo de tensão comparado à inserção de que a de incremento único restaurado com resina bulkfill e incrementos paralelos. Para a interface resina composta-substrato dentário, a menor tensão em dentina foi encontrada nos modelos de incremento único com a resina bulkfill. No esmalte, o maior acúmulo de tensão foi gerado pela técnica com incrementos paralelos.

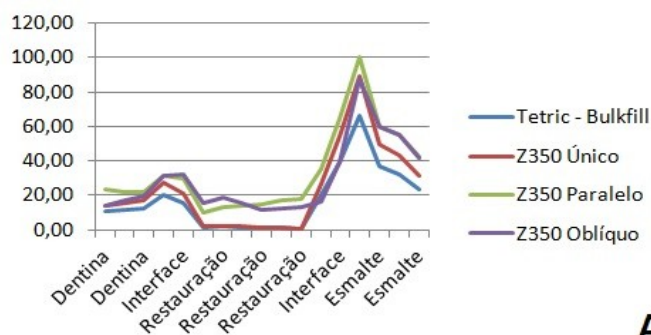
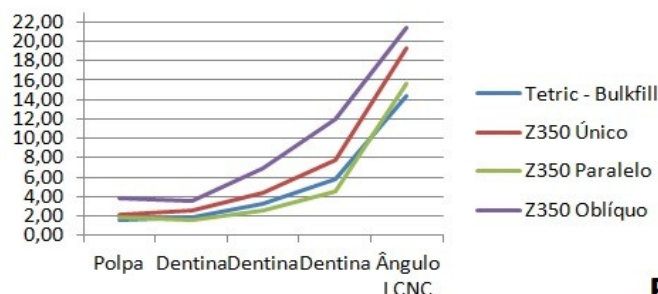
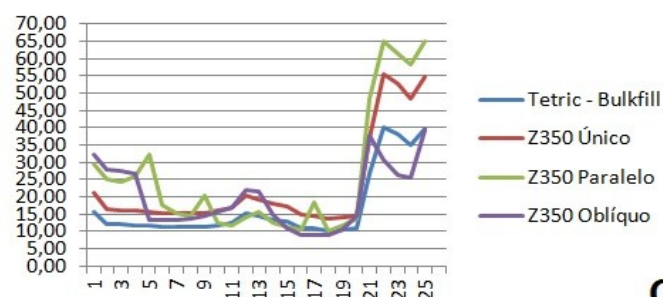
**A****B****C**

Figura 12: São representados na figura a tensão de contração (em MPa) da parede vestibular (A), no ângulo da lesão (B) e na interface dentina-resina composta (C).

5.2- Grau de conversão - FTIR

O grau de conversão de acordo com os fatores de estudo está representado na Tabela 02. A avaliação da conversão de monômeros em polímeros realizada imediatamente após a confecção dos corpos de prova e após 24 horas não apresentou diferença estatística, independente da técnica restauradora simulada, tanto para o topo quanto para o fundo da resina composta. A avaliação do topo das amostras apresentou resultados similares independentemente técnica restauradora simulada e do momento da avaliação.

Ao analisar o grau de conversão do fundo dos corpos de prova, as técnicas restauradoras com três incrementos (Z350-Paralelo e Z350-Oblíquo) apresentaram maior grau de conversão quando comparado com as técnicas de somente um incremento (Tetric – Bulk fill e Z350 – 1 incremento). A resina bulk fill e convencional apresentaram resultados similares quando restauradas com um único incremento neste tipo de cavidade, tanto para o topo quanto para o fundo, e independente do tempo de análise. A razão entre o grau de conversão do topo com o grau de conversão do fundo apresentou todos os resultados superiores à 95%.

Tabela 02: Média do grau de conversão de monômeros em polímeros (%) e desvio padrão comparando: Técnica restauradora X Momento X Região.

	Tetric - Bulk Fill		Z350 – 1 Incremento		Z350 - Paralelo		Z350 - Oblíquo	
	Imediato	Tardio	Imediato	Tardio	Imediato	Tardio	Imediato	Tardio
Topo	54,6 (±3,8) Aa*	54,4 (±3,7) Aa*	51,4 (±3,1) Aa*	52,8 (±2,6) Aa*	51,4 (±3,1) Ab*	52,1 (±2,9) Ab*	51,5 (±1,1) Ab*	51,5 (±1,3) Ab*
Fundo	53,5 (±2,9) Ba*	52,3 (±3,9) Ba*	50,7 (±4,2) Ba*	50,6 (±2,4) Ba*	58,2 (±1,2) Aa*	59,8 (±2,6) Aa*	58,5 (±2,7) Aa*	56,4 (±1,7) Aa*
Bottom/top	97,9%	96,1%	98,6%	95,8%	113,2%	114,7%	113,5%	109,5%

Nessa tabela, diferentes letras maiúsculas indicam comparação entre diferentes técnicas restauradoras. Diferentes letras minúsculas indicam comparação entre diferentes regiões de mensuração do grau de conversão. Diferentes símbolos indicam comparação em momentos distintos.

6. DISCUSSÃO

Através do presente estudo, sabe-se que em relação à técnica de único incremento, tanto a resina bulkfill quanto a resina composta convencional, apresentou uma tensão de contração residual reduzida e melhor distribuída

(Figs. 8 e 9). Porém, o fato da técnica com resina composta ter gerado uma maior tensão no fundo da lesão, pode implicar em algumas consequências clínicas, como: desadaptação interna e sensibilidade pós-operatória. Além disso, altos valores de tensão de contração residual podem afetar a resistência mecânica e a longevidade da restauração (Eick, et al., 1986).

A microinfiltração é uma das razões mais importantes para o surgimento de pigmentação marginal, fratura de restaurações e cáries secundárias. (Khouroushi et al., 2012) A contração da resina composta durante a polimerização pode induzir em falhas na interface adesiva, e se esta for superior à resistência de união entre o material e o tecido dentário remanescente, pode acarretar em desadaptação marginal. (Borges et al., 2014). Os modelos restaurados com resina composta convencional em três incrementos paralelos apresentou alta tensão de contração no ângulo cavo-superficial da parede oclusal, o que evidencia maior chance de resultar em microinfiltração na prática odontológica com esta técnica.

Outro aspecto muito relevante a ser considerado é o fator de configuração cavitária (Fator C), o qual corresponde à relação entre o número de superfícies aderidas e o número de superfícies livres do incremento de resina composta (Braga et al., 2006; Takahashi et al., 2010). A técnica com incrementos oblíquos apresentou melhor distribuição de tensão comparada com a técnica de incrementos paralelos; e isso pode ser analisado por apresentar Fator C menor comparada à técnica de incrementos paralelos. A disposição oblíqua dos incrementos permite um maior número de superfícies livres, possibilitando que o material possa deformar de modo a dissipar melhor a tensão de origem de sua contração. Portanto, torna-se mais favorável a interface da resina composta ao remanescente dentário (Braga et al., 2005; Gonçalves et al., 2011). A técnica de único incremento, apesar de possuir o mesmo fator C de cada incremento da técnica incremental paralelo, apresentou menor tensão de contração. Isso se explica por ter sido polimerizada apenas uma vez, resultando em menor grau de conversão no fundo da LCNC e consequentemente promovendo menor contração e tensão de polimerização.

Nesse estudo observou-se que a resina bulk fill apresentou distribuição de tensões mais homogênea comparada com todas as técnicas da resina composta convencional. Isso é explicado por possuir menor contração de polimerização, fazendo com que a cinética da polimerização seja melhor controlada (Par et al.; 2015). Ainda são escassos, na literatura recente, estudos que investigam o desempenho clínico da resina bulk fill, apesar de já existirem comprovações de que não há prejuízo no protocolo restaurador em se colocar uma camada de 4 mm de espessura como propõe seu protocolo (Rosatto et al.; 2015). Pelo contrário, estudos encontraram que a tensão de polimerização da resina bulk fill é consideravelmente menor comparada à resina convencional (Moorthy et al.; 2012; Ilie et al.; 2011). Apesar disso, por ser uma resina mais translúcida, ela não é muito recomendada para restauração de LCNC em pré-molares superiores; pois apresenta baixo valor e consequente deficiência estética.

A resina do tipo “bulk fill” surgiu com a proposta de inserção em uma só camada de até 4 mm de espessura (Ilie et al.; 2011); conseguindo-se promover a transmissão de luz para a sua polimerização eficiente (Campodonico et al.; 2011). Isso é explicado devido a sua alta translucidez, além de possuir menor contração de polimerização. A resina Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), usada no presente estudo, é uma resina composta do tipo bulk fill nanohíbrida (Ilie et al.; 2013) de alta viscosidade formada por monômeros Bis-GMA, Bis-EMA e UDMA. A presença de monômeros com menor peso molecular, como o UDMA e o Bis-EMA, faz com que haja uma melhora na reatividade dos componentes, conferindo também um aumento no grau de conversão (Sideridou et al.; 2002). Nesse estudo, não houve diferenças entre a resina composta convencional de único incremento (50,7%) e a bulk fill (53,5%). Isso pode ser atribuído ao fato de que as amostras possuíam apenas 2mm, tendo a resina composta convencional um comportamento semelhante à resina de incremento único em relação ao grau de conversão.

Estudos da literatura recente têm comprovado a relação positiva entre o grau de conversão sobre propriedades como a dureza (Bouschlicher et al.; 2004). Apesar de controverso, essa relação é justificada, pois a resistência do material é determinada não apenas pela porção inorgânica, mas também pela

estrutura da rede de polímeros formada (Marovic et al.; 2013; Alshali et al.; 2015). Assim, tem-se que a dureza é um indicador indireto do grau de conversão das resinas compostas (Rueggeberg et al.; 1995). Índices de dureza superiores a 80% da relação entre o fundo e o topo da amostra são utilizados como critérios para a conversão adequada, correspondendo a um grau de aproximadamente 90% (DeWald et al.; 1987). No presente estudo, a relação fundo/topo quanto ao grau de conversão foram todas superiores a 90% independente da técnica restauradora. Isso quer dizer que também haverá uma relação fundo/topo quanto à dureza superior a 80%. Como a dureza indica a capacidade do material em resistir à deformação (Ilie N et al.; 2013), tem-se um resultado favorável para todos os protocolos utilizados.

Diversos fatores podem contribuir para o surgimento de tensões nas restaurações com resina composta, como composição do material (tipo de monômero), quantidade de carga, grau de conversão do material, espessura do incremento e técnica de fotoativação (Garoushi et al.; 2007). A polimerização adequada da resina composta é fator crítico para um desempenho físico e mecânico satisfatório das restaurações dentárias. Durante o processo de fotopolimerização, a luz absorvida é dispersa pelo material. Porém, essa luz é atenuada durante sua passagem, resultando na polimerização mais eficiente nas superfícies próximas à fonte de luz. Com isso, podem surgir áreas parcialmente polimerizadas, aumentando a possibilidade de gerar prejuízos à restauração, visto que haverá alterações nas propriedades mecânicas da resina composta (Calheiros FC et al.; 2008). Além disso, sabe-se que a opacidade do material interfere na transmissão de luz, onde um material mais translúcido, como a resina do tipo bulkfill, terá grau de conversão maior que um material mais opaco.

Sabe-se que a polimerização da resina depende da estrutura química do monômero, da técnica incremental e das condições de polimerização (Leprince, J.G.; 2013). Dado que a intensidade do LED foi padronizado, as diferenças do grau de conversão das amostras nesse estudo se devem à diferença das técnicas incrementais (incremento único, três incrementos paralelos e três incrementos oblíquos) e ao tempo de exposição, a qual podemos ressaltar que o fundo das amostras de três incrementos foram fotoativadas 3 vezes de 20

segundos cada. Apesar de existirem diferenças na estrutura química dos monômeros entre a resina composta convencional e do tipo bulk fill, não houve diferenças significativas entre o grau de conversão, pois o incremento possuía apenas 2mm; tendo comportamentos semelhantes entre ambos materiais.

Quanto à técnica incremental e ao tempo de polimerização, pode-se dizer que a diferença do grau de conversão no fundo se dá pelo fato das amostras que possuem mais de um incremento serem fotoativadas mais de uma vez (Calheiros et al.; 2008). Percebe-se que o grau de conversão das amostras de três incrementos, tanto oblíquos quanto paralelos, é maior que a de incremento único; pois o fundo das amostras foi polimerizado 3 vezes de 20 segundos, diferentemente da técnica de um único incremento polimerizada apenas uma vez. Portanto, como o tempo de fotoativação no fundo das amostras foi relativamente maior e consequentemente sua dose de energia também, então o grau de conversão seria proporcionalmente mais alto. Além disso foi observado, através dos modelos de elementos finitos, um maior acúmulo de tensão no fundo da lesão. Isso se justifica, pois quanto maior a irradiância, maior a contração de polimerização e a tensão gerada na região.

Com o método de elementos finitos (MEF) é possível analisar o comportamento biomecânico dos dentes com perda de tecido associando as variáveis que o estudo tem como objetivo, como diferentes materiais restauradores ou técnica incremental; o que geralmente é limitado em estudos in vitro (Borges et al., 2014). Apesar de desvantagens de várias análises pelo método de elementos finitos presente na literatura, que apresentam modelos lineares e estáticos, os modelos deste estudo possui em sua rotina de processamento uma análise não-linear, sendo possível considerar as consequências da contração gerada durante a polimerização. Com os resultados obtidos pelo FTIR, houve um complemento entre os dois métodos, visto que validou o que os modelos virtuais de elementos finitos apresentaram.

7- CONCLUSÃO

Apesar das limitações metodológicas deste estudo, conclui-se que as técnicas restauradoras com resina bulk fill e resina convencional de único incremento apresentam menores valores de tensão de contração residual e adequado grau de conversão em cavidades de LCNC de até 2 mm de profundidade. Deve-se evitar nestas cavidades a inserção de mais de um incremento com união de paredes opostas.

8- REFERÊNCIAS

1. ABBAS G, FLEMING GJ, HARRINGTON E, SHORTALL AC, & BURKE FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. Journal of Dentistry. 2003 31(6) 437-444.
2. ALSHALI RZ, SILIKAS N, SATTERTHWAITE JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. Dent Mater. 2013 Sep;29(9):e213-7.
3. ALSHALI RZ, SALIM NA, SATTERTHWAITE JD, SILIKAS N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. J Dent. 2015 Feb;43(2):209-18.
4. AW TC, LEPE X, JOHNSON GH, MANCL L. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. J Am Dent Assoc 2002;133(6):725-33.
5. BERNHARDT O, GESCH D, SCHAWAH F, MACK G, MEYER, JOHN U, KOCHER ET; Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions, Journal of Oral Rehabilitation 2006; 33:17-25.

6. BICALHO A, PEREIRA R, ZANATTA R, FRANCO S, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, ET AL. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part I: Cuspal Deformation, Bond Strength, and Physical Properties. Operative dentistry. 2013a;
7. BICALHO A, VALDIVIA A, BARRETO B, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, SOARES C. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses. Operative dentistry. 2013b.
8. 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 Mar-Apr;39(2):144-51.
9. BOUSCHLICHER MR, RUEGGEBERG FA, WILSON BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. Oper Dent. 2004 Nov-Dec;29(6):698-704. PubMed PMID: 15646227.
10. BRAGA RR, BOARO LC, KUROI T, AZEVEDO CL, & SINGER JM (2006) Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations Dental Materials 22(9) 818-823.
11. BURGESS J, CAKIR D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. Compendium for Continuing Education in Dentistry 2010;31:10–5.
12. CALHEIROS FC, DARONCH M, RUEGGEBERG FA, BRAGA RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. 208;24(9):1164-8.
13. CALHEIROS FC, DARONCH M, RUEGGEBERG FA, BRAGA RR. Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. Dent Mater. 2014. Jun;30(6):613-8.
14. CAMPODONICO CE, TANTBIROJN D, OLIN PS, VERSLUIS A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. Journal of the American Dental Association 2011;142:1176–82.

15. CARVALHO, R. M., PEREIRA, J. C., YOSHIYAMA, M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper. Dent.* 1996; 21 (1): 17-24.
16. CARVALHO, R. M. et al. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater*, v. 28, n. 1, p. 72-86, Jan 2012.
17. CERUTI, P. et al. Non carious cervical lesions. A review. *Minerva Stomatol*, v. 55, n. 1-2, p. 43-57, Jan-Feb 2006.
18. CHUNG KH, GREENER EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990;17:487-94. doi:10.1111/j.1365-2842.1990.tb01419.
19. DAVIDSON, C. L., de GEE, A. J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J. Dent. Res.* 1984; 63 (2): 146-8.
20. DA SILVA E, DE SA RODRIGUES C, DIAS D, DA SILVA S, AMARAL C, GUIMARAES J. Effect of Toothbrushing-mouthrinse-cycling on Surface Roughness and Topography of Nanofilled, Microfilled, and Microhybrid Resin Composites. *Operative dentistry*. 2013;
21. DE PAULA A, DE FUCIO S, ALONSO R, AMBROSANO G, PUPPIN-RONTANI R. Influence of Chemical Degradation on the Surface Properties of Nano Restorative Materials. *Operative dentistry*. 2013;
22. DEJAK B, MLOTKOWSKI A, ROMANOWICZ M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent* 2005;94(6):520-9.
23. DEWALD JP & FERRACANE JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light- activated composites *Journal of Dental Research*. 1987; 66(3) 727-730.
24. DOS SANTOS GO, DA SILVA AH, GUIMARAES JG, BARCELLOS ADE A, SAMPAIO EM, & DA SILVA EM (2007) Analysis of gap formation at tooth-composite resin interface: Effect of Cfactor and light-curing protocol *Journal of Applied Oral Science* 15(4) 270-274.
25. EICK JD, WELCH FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986;17(2):103–11.

- 26.ERNST CP, CANBEK K, AKSOGAN K, WILLERSHAUSEN B. Two-year clinical performance of a packable posterior composite with and without a flowable composite liner. *Clinical Oral Investigations* 2003;7:129–34.
- 27.FEILZER, A. J., DE GEE, A. J., DAVIDSON, C. L. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dental Materials*. 1993; 9 (1): 2-5.
- 28.F. GONCALVES, C.L. AZEVEDO, J.L. FERRACANE, R.R. BRAGA - BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress *Dent Mater*, 27 (6) (2011), pp. 520–52.
- 29.GAROUSHI S, VALLITTU PK, LASSILA LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater*. 2007;23(11):1356-62.
- 30.GUIMARÃES JC; Análise pelo método de elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a acção de cargas oclusais funcionais e não funcionais, Tese de Pós-Graduação (Universidade Federal de Santa Catarina) 2009.
- 31.GRIPPO JO, SIMRING M, COLEMAN TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* [et al]. 2012;24(1):10-23.
- 32.GRIPPO JO, SIMRING M, SCHREINER S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited. *J Am Dent Assoc* 2004;135:1109–18.
- 33.HEYMANN HO, STURDEVANT JR, BAYNE S, WILDER AD, SLUDER TB, BRUNSON WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc*. 1991;122(5):41-7.
- 34.ILIE N, HICKEL R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDRTM technology. *Dental Materials* 2011;27:348–55.
- 35.JAFARZADEH T.S.; ERFAN M.; BEHROOZIBAKHSH M.; FATEMI M.; MASAELI R.; REZAEI Y.; BAGHERI H.; ERFAN Y. Evaluation of Polymerization Efficacy in Composite Resins via FT-IR Spectroscopy

- and Vickers Microhardness Test. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect* 2015; 9(4):226-232 | doi: 10.15171/joddd.2015.041.
36. KHOROUSHI M, MANSOORI M. Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. *ISRN Dent*. 2012;2012:204813.
 37. KIM SY, LEE KW, SEONG SR, LEE MA, LEE IB, SON HH, ET AL. Two-year clinical effectiveness of adhesives and retention form on resin composite restorations of non-carious cervical lesions. *Operative dentistry*. 2009;34(5):507-15.
 38. KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005;21:1150–7.
 39. KUROE, T. et al. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int*, v. 31, n. 4, p. 267-74, Apr 2000.
 40. LEMPEL E.; CZIBULYA Z.; KOVÁCS B.; SZALMA J.; TÓTH A., KUNSÁGI-MÁTÉ S., VARGA Z.; BÖDDI K. Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *International Journal of Molecular Sciences* 2016; 17, 732.
 41. LEPRINCE JG, PALIN WM, HADIS MA, DEVAUX J, LELOUP G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013;29(2):139-56.
 42. LOTTI RS, MACHADO AW, MAZZIEIRO ET, LANDRE JÚNIOR J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006; 11: 35-43.
 43. MACHADO AC, SOARES CJ, REIS BR, BICALHO AA, RAPOSO L, SOARES PV. Stress-strain Analysis of Premolars With Non-carious Cervical Lesions: Influence of Restorative Material, Loading Direction and Mechanical Fatigue. *Oper Dent*. 2017 May/Jun;42(3):253-265.
 44. MAROVIC D, PANDURIC V, TARLE Z, RISTIC M, SARIRI K, DEMOLIN, KLARIC E, JANKOVIC B, PRSKALO K. Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. *J Mol Struct*. 2013;1044:299-302.
 45. MICHAEL JA, TOWNSEND GC, GREENWOOD LF, KAIDONIS JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Australian dental journal*. 2009;54(1):2-8.

46. MOORTHY A, HOGG CH, DOWLING AH, GRUFFERTY BF, BENETTI AR, FLEMING GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry* 2012;40:500–5.
47. MOREIRA DA SILVA E, DOS SANTOS GO, GUIMARAES JG, BARCELLOS ADE A, & SAMPAIO EM (2007) The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Operative Dentistry* 32(4) 356-362.
48. MOURA MS. Elaboração de uma ferramenta computacional para modelagem de próteses e ossos através da poroelasticidade acoplada [dissertação]. São Paulo: Universidade Estadual de Campinas; 2007.
49. NASCIMENTO MM, DILBONE DA, PEREIRA PN, DUARTE WR, GERALDELI S, DELGADO AJ. Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2016 May 3;8:79-87.
50. OLIVEIRA, E. J. Biomecânica básica para ortodontistas. 1. ed. Belo Horizonte: UFMG, 2000. 196p.
51. PAR M, GAMULIN O, MAROVIC D, KLARIC E, TARLE Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites-chanves at 24 hours post cure. *Oper Dent*. 2015;40(3):E92-101.
52. PECIE, R. et al. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. *Am J Dent*, v. 24, n. 3, p. 183-92, Jun 2011.
53. PEREZ, C. R. Alternative technique for class V resin composite restorations with minimum finishing/polishing procedures. *Oper Dent*, v. 35, n. 3, p. 375-9, May-Jun 2010.
54. PERDIGAO J, DUTRA-CORREA M, SARACENI SH, CIARAMICOLI MT, KIYAN VH. Randomized clinical trial of two resin-modified glass ionomer materials: 1-year results. *Operative dentistry*. 2012;37(6):591-601
55. PEREIRA FA, ZEOLA LF, DE ALMEIDA MILITO G, REIS BR, PEREIRA RD, SOARES PV. Restorative material and loading type influence on the biomechanical behavior of wedge shaped cervical lesions. *Clin Oral Investig*. 2016 Apr;20(3):433-41.

56. POIATE IA, VASCONCELLOS AB, POIATE JUNIOR E, DIAS KR; Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model, *Braz Oral Res.* 2009; 23(2):161-168.
57. POWELL LV, JOHNSON GH, GORDON GE. Factors associated with clinical success of cervical abrasion/erosion restorations. *Operative dentistry.* 1995;20(1):7-13.
58. QUE K, GUO B, JIA Z, CHEN Z, YANG J, GAO P. A cross-sectional study: non-carious cervical lesions, cervical dentine hypersensitivity and related risk factors. *Journal of oral rehabilitation.* 2013;40(1):24-32.
59. REES, J. S. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil,* v. 29, n. 2, p. 188-93, Feb 2002.
60. REYES, E. et al. Abfractions and attachment loss in teeth with premature contacts in centric relation: clinical observations. *J Periodontol,* v. 80, n. 12, p. 1955-62, Dec 2009.
61. REN, Y.; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod, Appleton,* v. 73, no. 1, p. 86-92, Jan. 2003.
62. ROGGENDORF MJ, KRAMER N, APPELT A, NAUMANN M, FRANKENBERGER R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *Journal of Dentistry* 2011;39:643–7.
63. ROSATTO CM, BICALHO AA, VERÍSSIMO C, BRAGANÇA GF, RODRIGUES MP, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, SOARES CJ. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent.* 2015 Dec;43(12):1519-28.
64. R.R. BRAGA, R.Y. BALLESTER, J.L. FERRACANE - Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater,* 21 (10) (2005), pp. 962–970
65. RUEGGEBERG, F., TAMARESELVY, K. Resin cure determination by polymerization shrinkage. *Dental Materials.* 1995; 11 (4): 265-8.

66. SAKRANA AA, TANOUE N, KAWASAKI K, MATSUMURA H; One-year clinical evaluation of two composite materials used for anterior class V restorations, *J Oral Rehabil* 2004; 31(10):985-990.
67. SIDERIDOU I, TSERKI V, PAPANASTASIOU G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23(8):1819-29.
68. SILVA EMD, ALMEIDA GS, POSKUS LT, GUIMARÃES JGA. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *J Appl Oral Sci* 2008;16:161-6.
69. SMITH WA, MARCHAN S, RAFEEK RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(2):128-34.
70. SOARES PV, SANTOS-FILHO PC, GOMIDE HA, ARAUJO CA, MARTINS LR, SOARES CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008a;99(2):114-22
71. SOARES PV, SANTOS-FILHO PC, SOARES CJ, FARIA VL, NAVES MF, MICHAEL JA, ET AL. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. *Australian dental journal*. 2013b;58(3):306-14.
72. SOARES PV, SOUZA LV, VERISSIMO C, ZEOLA LF, PEREIRA AG, SANTOS FILHO PCF, FERNANDES NETO AJ. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. *Journal of Oral Rehabilitation* 2014 41; 108—114.
73. SUGITA I, NAKASHIMA S, IKEDA A, BURROW MF, NIKAIDO T, KUBO S, TAGAMI J, SUMI Y. A pilot study to assess the morphology and progression of non-carious cervical lesions. *J Dent*. 2017 Feb;57:51-56. doi: 10.1016/j.jdent.2016.12.004. PubMed PMID: 27956017.
74. TAKAHASHI H, FINGER WJ, WEGNER K, UTTERODT A, KOMATSU M, WOSTMANN B, & BALKENHOL M (2010) Factors influencing

- marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations *Dental Materials* 26(12) 1166-1175.
75. TARLE Z, KNEZEVIC A, DEMOLI N, MENIGA A, SUTALOA J, UNTERBRINK G, ET AL. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent* 2006;31:219-26.
 76. TAY FR, KWONG SM, ITTHAGARUN A, KING NM, YIP HK, MOULDING KM, ET AL. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *The journal of adhesive dentistry*. 2000;2(1):9-28.
 77. VAN DIJKEN JW, PALLESEN U. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: a 7-year evaluation. *Dental Materials* 2011;27:150–6.
 78. VARGAS M, COBB - D, SCHMIT J. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 1997;23:87-93.
 79. VASUDEVA G, BOGRA P; The effect of occlusal restoration and loading on the development of abfraction lesions: A finite element study, *J Conserv Dent*. 2008; 11(3):117-120.
 80. WALTER, C. et al. The anatomy of non-carious cervical lesions. *Clin Oral Investig*, Mar 15 2013.
 81. WOOD I, JAWAD Z, PAISLEY C, BRUNTON P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. *Journal of dentistry*. 2008;36(10):759-66.
 82. YAMAN, S. D.; SAHIN, M.; AYDIN, C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. *J Oral Rehabil*, v. 30, n. 6, p. 630-41, Jun 2003.