

Alexandre Coelho Machado

**Influência do Tipo de Contato Oclusal, Técnica
Restauradora e Ciclagem Mecânica em pré-
molares superiores com Lesões Cervicais Não
Cariosas**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

Uberlândia, 2014

Alexandre Coelho Machado

**Influência do Tipo de Contato Oclusal,
Técnica Restauradora e Ciclagem Mecânica
em pré-molares superiores com Lesões
Cervicais Não Cariosas**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada

Uberlândia – Minas Gerais

Universidade Federal de Uberlândia

2014



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº267 - COPOD

Data: 19/03/2014

Discente: Alexandre Coelho Machado, Matrícula: (11212ODO002)

Título do Trabalho: Influência do Tipo de Contato Oclusal, Técnica Restauradora e Ciclagem Mecânica em Pré-molares Superiores com Lesões Cervicais não Cariosas

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica Aplicada à Odontologia

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica Aplicada à Odontologia

As oito horas do dia **dezenove de março do ano de 2014** no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2014, assim composta: Professores Doutores: Carlos José Soares (UFU); Isabela Almeida Pordeus (UFMG); e Paulo Vinicius Soares (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Alexandre Coelho Machado**.

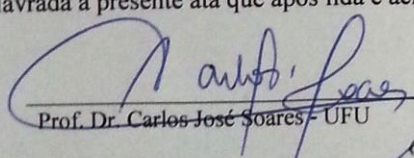
Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo Vinicius Soares apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram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

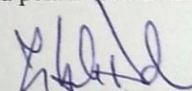
A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(a)s, que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

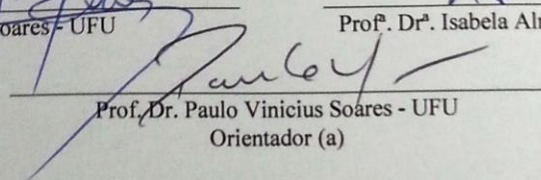
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 13 horas e 15 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU


Prof. Dr. Isabela Almeida Pordeus - UFMG


Prof. Dr. Paulo Vinicius Soares - UFU
Orientador (a)

Dedicatória

A Deus,

Agradeço por ter me concedido a vida com plena saúde, possibilitando-me a viver com alegria sempre almejando o caminho mais honesto. Por ter me dado sabedoria, conhecimento e força de vontade para buscar o conhecimento baseado em evidências científicas sem renegar a minha fé.

À minha família,

Aos meus pais, **Laerson e Maria Inês** que sempre apoiaram e incentivaram a minha decisão de seguir o sonho de uma carreira de docente e de pesquisador; colocando as aspirações dos filhos em primeiro lugar.

Agradeço aos meus irmãos **Douglas e Ivan** e minha cunhada **Mariana** pelo companheirismo e as horas de confraternização familiar. À minha namorada **Ana Laura**, que mesmo eu me apresentando muito ausente, foi compreensiva e amorosa.

Aos tios e tia, avós e primos, pelo carinho e orações. Obrigado pela atenção e companheirismo.

Agradecimentos Especiais

Ao professor **Dr. Paulo Vinícius Soares**, muito obrigado por todas as oportunidades e principalmente pela confiança depositada em mim: é um orgulho dizer que sou seu orientado e amigo. Agradeço pelos momentos sérios, de aprendizagem, estudos, discussões, pesquisas e conselhos; sempre combinados com conversas extrovertidas e momentos alegres. Admiro-te por ser um profissional com amplo conhecimento e ideias inovadoras, mas sempre com humildade perante o próximo.

Aos professores da área de Dentística e Materiais

Odontológicos, Carlos José Soares, Murilo de Sousa Menezes, Paulo Sérgio Quagliato, Paulo César Santos-Filho, Veridiana Resende Novais, Gisele Rodrigues Silva e Roberto Elias Campos, pela convivência e ensinamentos.

Vocês são exemplos de dedicação e vocação para a docência.

Aos demais **professores do programa de pós-graduação**, Paulo César Simamoto Júnior, Flávio Domingues das Neves, Alfredo Júlio Fernandes Neto, Denildo de Magalhães, Adriano Mota Loyola, Sérgio Vitorino Cardoso, João Carlos Gabrielli Biffi, Liliane Parreira Tannús Gontijo. Muito obrigado pelos conhecimentos transmitidos durante as disciplinas.

Aos **amigos** Bruno Rodrigues Reis, Crisnicaw Veríssimo, Bruno de Castro Barreto, Aline Bicalho Arêdes e Pedro Henrique Spini por toda a ajuda durante a execução das metodologias deste estudo.

À **família LCNC**, Bruno, Fabrícia, Analice, Giovana, Lorraine, Lívia, Andrea, Pedro, Vitor, Marina, Paola, Daniela, Tatiane, Alexia, Igor, Soninha, Ramon, Michele, Fernanda, vocês sempre mostraram disposição a ajudar. Os momentos que passamos juntos sempre combinavam aprendizagem, discussões profundas, várias risadas e momentos alegres: todos com bastante comida.

Obrigado aos **amigos da 65ª e 70ª** turma de odontologia da FOUFU.

Aos **professores** Márcio Teixeira, Márcio Magno, Luis Henrique Raposo, Luiz Carlos Gonçalves, Simone Ávila e João Edson obrigado pelos ensinamentos e convivência.

Ao ceramista **Marco Aurélio Dias Galbiatti** pela atenção e dedicação na confecção dos fragmentos cerâmicos.

Aos **colegas de mestrado**: Adalberto, Ana Luiza, Daniela, Eduardo, Flávia, Gizella, Isa Maria, Keller, Késia, Ravel, Renata, Thiago, Watuse e Vanessa que tornaram essa jornada muito prazerosa.

Aos **funcionários** Daniela, Advaldo, Wilton, Graça, Brenda, Aline, Dora, Lilian, Adriana, Auxiliadora e Eliete pela amizade e companhia no momento do trabalho.

Ao **Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia**, pela minha formação profissional. Pela ótima equipe de profissionais que estão envolvidos e que fazem parte da história dessa instituição e que se tornaram parte também da minha história.

A **CAPES**, pelo apoio e incentivo a pesquisa e ensino.

“A oportunidade, ela não bate em sua porta. É preciso se dedicar e se esforçar para que ela chegue a seu colo.”

Adenor Leonardo Bachi – “TITE”, técnico campeão dos principais torneios conquistados pelo S.C. Corinthians Paulista.

SUMÁRIO

RESUMO	01
ABSTRACT	004
1. INTRODUÇÃO	07
2. REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Formação e Progressão de Lesões Cervicais Não Cariosas e Influência do Contato Oclusal	14
2.2 Lesões Cervicais não cariosas e procedimentos restauradores	28
3. PROPOSIÇÃO	37
4. MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1 Método de Elementos Finitos 3D	40
4.1.1 Geração de modelo tridimensional	40
4.1.2 Simulação das formas de tratamento	42
4.1.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições do carregamento e geração de resultado	44
4.2 Teste de Extensometria	47
4.2.1 Seleção e Inclusão das Amostras	47
4.2.2 Mensuração da Deformação das Amostras Híidas	49
4.2.3 Preparo das Amostras	52
4.2.4 Mensuração da Deformação das Amostras Preparadas e Análise dos resultado	57
5. RESULTADOS	59

5.1	Análise do Padrão de Distribuição de Tensões	60
5.2	Análise da Deformação	69
5.2.1	Extensômetro Coronário	69
5.2.2	Extensômetro Radicular	72
5.2.3.	Correlação da deformação do Método de Elementos Finitos e Teste de Extensometria	75
6.	DISCUSSÃO	77
7.	CONCLUSÕES	85
8.	REFERÊNCIAS	87

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

MPa – Unidade de tensão (MegaPascal)

GPa – Unidade de tensão (GigaPascal)

E – módulo de elasticidade / módulo de Young

ν – coeficiente de Poisson

CAD - Computer Aided Design

CAE - Computer Aided Engineering

LCNC - Lesão Cervical Não-Cariosa

JAC - Junção Amelo-cementária

MEF - Método de Elementos Finitos

3D - tridimensional

HI - Hígido

NR - Lesão Cervical Não-Cariosa Não Restaurada

RF - Lesão Cervical Não-Cariosa Restaurada com Resina Fluida

RC - Lesão Cervical Não-Cariosa Restaurada com Resina Composta

DL - Lesão Cervical Não-Cariosa Restaurada com Dissilicato de Lítio

RC+DL - Lesão Cervical Não-Cariosa Restaurada com Resina Composta e Dissilicato de Lítio

CO - Carregamento Oblíquo

CA - Carregamento Axial

RESUMO

RESUMO

As lesões cervicais não cariosas (LCNCs) são descritas como a perda de tecido dentário próximo à junção amelo cementária (JAC). A variação do local e da incidência das forças oclusais promovidas por contatos promovem diferença no padrão de tensão e deformação próximo desta região. O procedimento restaurador das LCNCs é parte do manejo destas lesões, entretanto, não existe protocolo estabelecido sobre qual técnica restauradora é a mais indicada. O objetivo deste estudo é analisar o efeito de diferentes carregamentos oclusais, do envelhecimento mecânico e da técnica restauradora de LCNCs no padrão de distribuição de tensão e deformação de pré-molares superiores. O estudo foi conduzido utilizando o método de elementos finitos 3D (MEF) e teste de extensometria. Quatorze modelos tridimensionais elásticos foram gerados, com propriedades ortotrópicas e isotrópicas: Hígido (HI), Lesão cervical não cariosa não restaurada (NR), LCNC restaurada com ionômero de vidro (IV), LCNC restaurada com resina fluida (RF) LCNC restaurada com resina composta (RC), LCNC restaurada com dissilicato de lítio (DL); e LCNC restaurada com núcleo de preenchimento em resina composta e fragmento cerâmico de 0,05mm de dissilicato de lítio (RC+DL). Carregamento compressivo de 150N foi aplicado, sendo: axial (CA) e outro a 45° ao longo eixo do dente na vertente triturante da cúspide palatina (CO). A restrição de deslocamento foi realizada na base e lateral de osso cortical e medular. Para o teste de extensometria, dois extensômetros foram colados: o primeiro 2 mm acima da JAC; e o segundo 2mm abaixo da JAC. 30 amostras hígidas foram submetidas em uma máquina de ensaio mecânico, sendo carregadas conforme no MEF. Em seguida, foi realizada a fadiga mecânica destas amostras (200 000 ciclos de 50N, a 2 Hertz). Ao final do envelhecimento, as amostras hígidas eram novamente submetidas ao teste de extensometria. Em seguida, nestas mesmas amostras, simulou-se com ponta diamantada #3118 LCNC com dimensão de 2,5 mm de abertura e profundidade. Os grupos amostrais foram preparados conforme executado no método de elementos finitos (n=5) e realizada a mensuração da deformação previamente e posteriormente à segunda etapa do envelhecimento

mecânico (200 000 ciclos de 50N, a 2 Hertz). Como resultado, para Von Mises, o modelo NR associado com carga oblíqua apresentou maiores valores de tensão. Em relação ao material restaurador, RC e RC+DL apresentaram comportamento biomecânico similar ao modelo Hígido. Para o critério de Tensão Máxima Principal, IV e RF apresentaram maior acumulo de tensão de tração ao fundo da lesão; enquanto DL apresentou tensão de compressão na parede gengival para CA. Analisando a deformação, o carregamento oblíquo após a fadiga apresentou elevado valores no material. RC e RC+DL mostraram valores próximos ao do hígido. Ao analisar os resultados do extensômetro radicular, após a restauração, IV apresentou maior deformação para o carregamento axial. Os resultados da deformação adquiridos por MEF e pelo teste de extensometria foram equivalentes para ambas às regiões. Este estudo permite concluir que a técnica restauradora com resina composta ou núcleo de preenchimento em resina composta combinado com fragmento cerâmico promoveu comportamento biomecânico similar ao hígido.

Palavras Chave: Lesões cervicais não cariosas. Elementos finitos. Materiais Restauradores. Fadiga mecânica. Teste de extensometria.

ABSTRACT

ABSTRACT

A non-carious cervical lesion (NCCL) is the loss of dental structure on cementum-enamel junction (CEJ) cervical region caused by stress, biocorrosion and attrition. The variation of occlusal loads promotes different stress and strain pattern on CEJ. The NCCL restorative process is part of management of the lesion; however, there is no fixed restorative protocol. The propose of this study was evaluate the effect of occlusal loading direction, cyclic load aging and the restorative technique of the NCCL on stress distribution and strain pattern in maxillary. The investigation was conducted by using 3D finite element analysis (FEA) and strain-gauge test. Fourteen 3D-FEA, orthotropic/isotropic and elastic models were generated: Sound tooth (SO), Non-carious cervical lesions not restored (NR), Glass ionomer (GI), Flowable resin (FR), Composite Resin (CR), Lithium disilicate (LD) and Composite resin core + 0,5mm Lithium disilicate (CR+LD). A compressive static load of 150N was applied: axially (AL) and 45° angle to the long axis on the palatine cusp (OL). The displacement was conducet on the base and the lateral of cortical an medular bone. For the Strain gauge test, two strain gauges were bonded in teeth: 2mm above the enamel/cementum junction and the ohter 2mm under the enamel/cementum juntciton. 30 sound samples were submitted in a mechanical testing machine, being load as the FEA. After that, the mechanical fatigue of these samples was performed (200 to 000 cycles 50N, 2 Hz). At the end of aging, sound teeth samples were retested by the strain gauge test. Then, on these same samples were simulated a NCCL with dimensions of 2.5 mm width and depth with # 3118 burn. The sample groups were prepared as implemented in the finite element analysis (n = 5) and made the measurement of strain prior and posterior to the second stage of mechanical aging (200 000 cycles of 50N, 2 Hertz). The specimens were mounted in a mechanical testing machine and submitted to mechanical load (200 000 cycles, 50N). After the aging, the specimens were again submitted to the strain gauge test. As result, Equivalent Stress (Von Mises) showed that the NCCL associated with oblique loading presented higher

stress values. For both loads, CR and CR+LD showed biomechanical behavior closer to SO. For Maximum Principal Criteria, GI and FR presented higher tensile stress on the bottom of the lesion; and DL showed compressive stress on gingival wall. For strain gauge test, OL after the fatigue showed the highest strain values on the materials. CR and CR+DL presented the strain pattern closer to SO. The results of the strain obtained by FEA and the strain gauge test were equivalent for both regions. Analyzing the strain gauge on dentin, after restored, just GI showed higher strain for axial load. It can be concluded that CR and CR+LD promoted similar biomechanical behavior compared to SO; and AL concentrate lower stress and strain than oblique load.

Key-words: Cyclic Load. Finite elements analysis. Non-carious cervical lesions. Restorative Materials. Strain-gauge test

INTRODUÇÃO

1. Introdução

O decréscimo de tecido dentário é fator modulador chave para a alteração do comportamento biomecânico em pré-molares, alterando o padrão de distribuição de tensões e deformação na estrutura dentária (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2013b; Verissimo et al., 2013). Estas perdas de estruturas podem ser consequência de confecção de preparos intracoronários (Soares et al., 2008a), realização de tratamento endodôntico (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b; Verissimo et al., 2013) e até mesmo por processos não cariosos (Ichim et al., 2007a; Romeed et al., 2012; Soares et al., 2013b). Isto resultaria em um remanescente dentário menos rígido e, conseqüentemente, mais susceptível à falha (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b).

Dentre os desgastes não relacionados à presença de cárie, destacam-se as Lesões Cervicais Não Cariotas (LCNCs), que são processos patológicos de etiologia multifatorial caracterizados pela perda de estrutura dentária na região cervical, a nível da junção amelo-cementária (JAC) (Grippio et al., 2012). A formação e progressão destas lesões dão-se pela associação de três principais fatores, sendo o acúmulo de tensões (abfração, parafunção e oclusão traumática); atrição (desgaste e abrasão provocado por atrito de substâncias) e a biocorrosão (degradação química, bioquímica e eletroquímica, provocada por hábitos intrínsecos e extrínsecos) (Grippio et al., 2012). As LCNCs são encontradas rotineiramente na prática clínica, com prevalência superior a 60% dos pacientes (Smith et al., 2008), algumas vezes denominadas de abrasão, atrição, corrosão (erroneamente denominadas de erosão) e abfração (Nguyen et al., 2008; Wood et al., 2008; Grippo et al., 2012). Estes desgastes cervicais apresentam aumento proporcional ao envelhecimento da população (Que et al., 2013) e apesar de poderem ocorrer em um único elemento dentário, as LCNCs são mais frequentes em mais dentes, ocorrendo em ambas as arcadas e com diversos níveis de gravidade (Ceruti et al., 2006). Entretanto, estas lesões são mais prevalentes na face vestibular de dentes

superiores e posteriores, principalmente os pré-molares (Aw et al., 2002; Smith et al., 2008; Que et al., 2013).

A região cervical é considerada vulnerável para a atividade e execução 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 et al., 2013). Entre os fatores de enfraquecimento da estrutura dentária na região cervical, destaca-se o acúmulo de tensões promovidas ao variar a posição do carregamento oclusal, que altera a distribuição de tensões no nível da junção amelo-cementária (Rees, 2002; Benazzi et al., 2013; Soares et al., 2013b). 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 (Rees, 2002; Reyes et al., 2009; Andreus et al., 2011; Soares, 2013; Soares et al., 2013b).

Da mesma forma que a etiologia da LCNC é multifatorial e ainda bastante discutida, o manejo clínico desta patologia é bastante controverso e indefinido (Wood et al., 2008). Entretanto, é notório que o sucesso da reabilitação destas lesões consiste em realizar a restauração das estruturas dentárias perdidas, análise oclusal e instrução do paciente quanto aos seus hábitos (Kim et al., 2009). A substituição do tecido dentário desgastado por material restaurador é recomendado como proteção de hipersensibilidade dentinária, prevenção a desgastes mais agressivos, melhoria dos requisitos de padrões estéticos, quando da necessidade de utilizar o dente afetado como pilar para próteses parciais removíveis (Kim et al., 2009; Michael et al., 2009) e para minimizar os prejuízos ao comportamento biomecânico (Soares et al., 2013b).

É de fundamental relevância entender que, com a restauração da LCNC, os fatores etiológicos não estão sendo tratados, ocorrendo simplesmente a substituição da estrutura dentária desgastada (Michael et al., 2009). A análise completa da necessidade de intervenção no paciente para o

manejo da lesão não deve ser descartada, até porque a variação do carregamento oclusal irá afetar o material restaurador, sobretudo com o acúmulo de tensão na interface restauração/tecido dentário, que aumenta a possibilidade de falha no procedimento (Ichim et al., 2007b).

Apesar de não haver protocolo aceitável e estabelecido quanto ao procedimento restaurador da LCNC (Michael et al., 2009), geralmente este é realizado com materiais adesivos de propriedades óticas similares às dos tecidos dentários (Kim et al., 2009). Materiais restauradores diretos, como resina composta, cimentos de ionômero de vidro e resinas fluidas, são os mais habitualmente utilizados para repor o tecido desgastado na região cervical (Ceruti et al., 2006; Ichim et al., 2007b; Kim et al., 2009; Perez, 2010). No entanto, ainda que estes materiais possuam facilidade e simplicidade da técnica de inserção de materiais restauradores diretos (Perez, 2010), a taxa de sucesso e de sobrevida destes procedimentos restauradores é bastante determinada pela degradação química (de Paula et al., 2013), atrição (da Silva et al., 2013), diminuição da dureza (de Paula et al., 2013), concentração de altos níveis de tensão resultantes da força da mastigação (Heymann et al., 1991; Powell et al., 1995), contração de polimerização e deflexão de paredes (Bicalho et al., 2013a; Bicalho et al., 2013b), deficiência das margens em esmalte (Perdigão et al., 2012), incompatibilidade de cor (Perdigão et al., 2012) e baixa adesão à dentina esclerótica, que normalmente está presente na base das LCNCs (Tay et al., 2000; Carvalho et al., 2012).

O material restaurador de escolha, independente da região a ser reabilitada, deve aproximar ao máximo ao comportamento do padrão de distribuição de tensões e deformação do elemento dentário anteriormente a perda da estrutura dentária (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2013b). Portanto, também para restaurações menos abrangentes, como para reabilitações de LCNCs, é essencial utilizar materiais adesivos que possuam comportamento biomecânico similar aos tecidos dentários desgastados (Soares et al., 2013b).

A tecnologia dos materiais odontológicos está em constante fase de evolução, seja para o aprimoramento de propriedades óticas e mecânicas de produtos (como de materiais restauradores diretos e indiretos) (Kokubo et al., 2011; Soares et al., 2014); para a simplificação de protocolos, a fim de reduzir etapas clínicas (Vaz et al., 2012; Marchesi et al., 2013); tanto como para o prolongamento e aumento da resistência de união entre materiais e estrutura dentária (Li, 2010; Nikzad et al., 2010). Este advento da tecnologia permite à odontologia atual trabalhar com uma filosofia minimamente invasiva e com restaurações adesivas indiretas, tanto para áreas estéticas (Soares et al., 2014), como para regiões submetidas a grandes esforços mastigatórios (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b), resultando em excelentes resultados estéticos e ótimas taxas de sucesso (Peumans et al., 2000).

Sendo o comportamento biomecânico dos tecidos dentários uma característica complexa de ser analisada, a associação de metodologias que possibilitam avaliar a distribuição de tensões e quantificar a deformação é extremamente relevante (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b). O método de extensometria tem sido bastante utilizado em ensaios laboratoriais para a avaliação de deflexão de cúspides e deformação de estrutura dentária, pois permite avaliar o efeito de diferentes fatores em estudo na deformação do elemento dentário preservando a amostra (Soares et al., 2008a; Verissimo et al., 2013; Santos-Filho et al., 2014). O entendimento e a análise da distribuição de tensões geradas no interior de um corpo em decorrência de uma força pelo método de elementos finitos (MEF) são fundamentais para entender a influência no elemento dentário de processos como a perda de estrutura dentária, variação de material restaurador e simulação de diferentes relações oclusais (Rees, 2002; Soares et al., 2008a; Soares et al., 2013b). A interação dos resultados analisados pelo método matemático de elementos finitos com os valores obtidos na extensometria, além de maior exatidão, permite-se validar os resultados de ambas as metodologias (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b; Bicalho et al., 2013a; Bicalho et al., 2013b; Soares, 2013; Verissimo et al., 2013; Santos-Filho et al., 2014).

Diante deste contexto, desperta-se a necessidade de indagar sobre qual a técnica restauradora mais indicada para restaurar lesões cervicais não cariosas e sobre o efeito do tipo de carregamento no padrão de distribuição de tensão e deformação. A hipótese nula deste estudo é que o tipo de contato oclusal, a presença da LCNC, a técnica restauradora e o envelhecimento mecânico não influenciam no comportamento biomecânico de pré-molares superiores.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Formação e Progressão de LCNCs e Influência do Contato Oclusal

McCoy et al. (1983) observaram a relevância da tensão sobre a estrutura dentária. Quando o elemento dental recebe um carregamento, este é propagada por toda a estrutura com tensão. Caso o dente seja forçado em movimentos excêntricos, ocorrerá a flexão (tração de um lado e compressão do lado oposto). Isto poderia ocasionar uma lesão de abfração, que resultaria em defeitos profundos na dentina. Se ocorrer destas tensões alcançarem o limite da estrutura do dente, pode ocorrer a fratura completa. Na prática clínica, estes autores constataram variações nas características destes desgastes, como largura, tamanho, localização; sugerindo a necessidade de uma nomenclatura e classificação específica.

Lee & Eakle (1984) denominavam estes desgastes oclusais como “erosões cervicais idiopáticas”, pois acreditavam que o fator etiológico era diferente das denominadas erosões, caracterizada pelo arredondamento do ângulo e superfície polida, que eram causadas pelos ácidos; e das abrasões, causadas por ação mecânica do atrito da escovação. Porém, estes autores questionaram o motivo destes fatores etiológicos, em alguns casos, afetarem um dente e não o seu adjacente, acarretando na formação de lesões isoladas. Outro motivo, seria a presença de lesões sub-gengivais, a qual deveria estar protegida das injúrias abrasivas e químicas. Os autores sugeriram a teoria da oclusão, sendo que lesões cervicais em forma de cunha teriam relação com as tensões concentradas na região, considerando este como o principal fator. A tensão provocaria a desorganização da superfície dentária, aumentando a susceptibilidade a fatores secundários, como ácidos e abrasivos.

Grippio, em 1991, após observação clínica da presença de lesões com morfologia incomum, tamanho, localização e incidência de vários desgastes em esmalte e dentina, consequente do acúmulo de tensão advindo

de forças oclusais, acrescentou uma nova denominação à classificação (Lee & Eakle, 1984): abfração. Estes desgastes seriam resultantes das forças oclusais biomecânicas exercidas sobre os dentes, sendo estáticas (como o apertamento, e na deglutição), como cíclicos (como na mastigação), que resultaria na formação de trincas ou fratura de esmalte ou dentina. Esta perda de estrutura seria dependente da magnitude, duração, direção frequência e localização das forças. Diferenciam-se os desgaste em esmalte, como lesões pequenas ou estrias horizontais (denominadas planos de deslocamento molecular ou Linhas de LUDER, com forma oval ou de semi-lua); e os desgastes em dentina caracterizados por defeitos angulares mais profundos na margem gengival, localizada sub-gengivalmente, múltiplas, alternadas e com possibilidade de localização em términos de preparos de coras e restaurações. A descrição do autor para o termo abfração não se restringe a lesões em forma de cunha, mas sim todas as lesões consequentes de sobrecarga oclusal.

Grippio & Simring, (1995), atestaram que as tensões presentes de uma forma dinâmica durante atividades interoclusais, como a mastigação e o bruxismo, afetam significativamente a fratura de tecido dentário. Os dentes submetidos em carregamento em direção oclusal, a maior parte das tensões acumula na região cervical. Quando há alternância na direção da força, de um lado para o outro, os dentes irão flexionar para ambos os lados, promovendo mudanças contínuas de tensão de tração/compressão na mesma região. Ocorrendo esta alternância de forma cíclica, este fato poderia alcançar o limite elástico desta estrutura devido à fadiga, promovendo o rompimento da estrutura dentária. A presença de lesões em dentes artificiais de próteses totais e em restaurações de materiais quimicamente inertes (como o ouro) suporta esta teoria, e mostra evidências contra a teoria de etiologia puramente química. Entretanto, os autores acreditam que apesar de exercer um papel fundamental no processo de iniciação, o estresse oclusal pode ser considerado com o único fator para formação de LCNCs, defendendo que vários fatores integrados resultam na origem destas lesões.

Rees & Jacobsen, (1998), modelaram, em software de CAD, um pré-molar inferior e analisaram em software de elementos finitos o comportamento das tensões ao redor de uma restauração classe V em um dente submetido a diferentes carregamentos de 100N. A tensão foi analisada em dois planos horizontais: ao nível da junção amelo-cementária; e 1,1mm à oclusal deste plano. Como resultado, observou-se que a carga vertical aplicada na fossa central produziu valores de tensão na região cervical menor que 20MPa. Ao contrário, cargas oblíquas aplicadas próximo ao topo da cúspide acumularam valores de tensão de 70MPa, reconhecidamente próximas do limite de fratura da estrutura dentária. Os autores indicam a necessidade da realização de novos estudos clínicos, para que se confirme a correlação entre a presença de restaurações oclusais em amálgama profundas e lesões de abfrações.

Whitehead et al., (1999), realizaram estudo laboratorial, objetivando desenvolver lesões cervicais não cariosas “in vitro”, associando carregamento axial em dentes imersos em solução ácidas por 5 dias (ácido sulfúrico a 10%). Os resultados indicaram características microscópicas e macroscópicas similares às observadas em lesões “in vivo”. Apesar de não esclarecer totalmente a etiologia das LCNCs, os autores concluíram que os fatores oclusais possuem papel significativo na iniciação e progressão deste tipo de lesão.

Palamara et al., (2000), avaliaram a variação de tensões no esmalte sob diferentes padrões de carregamentos oclusais, utilizando o método de elementos finitos 3D e extensometria. Pré-molar inferior 3D foi modelado e submetido a carregamento de 100N, sendo axial e 45° em relação ao longo eixo do dente. Os padrões obtidos pelos resultados da metodologia computacional/matemática foram correlacionados com os resultados da extensometria. Maior intensidade de tensões concentrou próximo à junção amelo-cementária, independente do tipo de aplicação de carga. As tensões resultantes de cargas oblíquas foram complexas e assimétricas, com tensão ou compressão ocorrendo em diferentes áreas, dependendo do local e ângulo da

carga. O carregamento fortemente influenciou a magnitude, direção e características das tensões na região cervical.

Lee et al., (2002), analisaram a distribuição de tensões por meio do método de elementos finitos em pré-molar. Os autores aplicaram no modelo de elementos finitos diferentes modalidades de cargas oclusais, alterando locais e direção. Os resultados mostraram que a presença de tensão de tração na região cervical pode promover o desgaste cervical, ratificando a teoria de que seria necessárias forças de alavanca para o desenvolvimento de abfração.

Rees, (2002), avaliou a influência que a posição das forças oclusais aplicadas sobre um segundo pré-molar teria na região cervical. Um segundo pré-molar bidimensional foi modelado e aplicou o método de elementos finitos. Sete cargas (500N) foram aplicadas em várias posições e sentidos ao longo da inclinação das vertentes internas e externas das cúspides. O autor concluiu que diferentes posições de aplicação de carga oclusal promovem alterações marcantes na distribuição de tensão no esmalte na região cervical. Os carregamentos aplicados simulando movimentos excursivos produziram maior tensão e intensidade suficiente para promover a fratura de estrutura dentária. Quanto mais próximo à região cervical, maior o valor numérico dessas tensões, provavelmente pelo efeito da alavanca, pois há maior distância entre o ponto de carregamento e a região cervical. O autor considerou este resultado um ponto interessante, pois as LCNCs são mais comumente encontradas em indivíduos que apresentam bruxismo, sendo estas as localizações de contatos oclusais mais presentes nestes pacientes. Apesar desta correlação, o autor acredita que a interação com substâncias ácidas pode acarretar na desmineralização da estrutura dentária, potencializando assim os efeitos do acúmulo de tensão, possibilitando a formação de LCNC.

Geramy & Sharafoddin, (2003), ao analisarem a influência da direção de forças oclusais na concentração de tensões na região cervical por meio de modelos tridimensionais de elementos finitos, concluíram que as tensões nas estruturas dentárias variam de acordo com o carregamento e que o

carregamento com angulação de 45° foi o que produziu maior deflexão.

Rees & Hammadeh, em 2004, sugeriram que a lesão de abfração é causada pela sobrecarga de forças, porém, um mecanismo alternativo, envolvendo o enfraquecimento do esmalte cervical ao longo da junção amelo-dentinária (JAD), pode dar uma explicação mais realista. O relato clínico do enfraquecimento da JAD é possível, em consequência de uma recessão gengival, sendo um achado relativamente comum, especialmente em população mais idosa. Caso haja dentina exposta, a JAD pode igualmente estar enfraquecida pela ação de agentes erosivos, tais como ácido cítrico da dieta, ou pela presença de cárie cervical. É interessante observar que a recessão gengival também afeta pré-molares e incisivos muito comumente e que são os mesmos dentes comumente afetados pela abfração. Este estudo proporciona algumas evidências que sugerem que havendo uma pequena porção de esmalte enfraquecido na região cervical pode resultar em perda de esmalte e, uma vez que isto tenha ocorrido, o processo vai sendo realimentado. Em suma, o estudo encontrou que o enfraquecimento da JAD pode causar significativo aumento no perfil das tensões cervicais, podendo causar o início da fratura do esmalte e eventualmente levando à perda de tecido.

Em 2005, Boric et al. desenvolveram um modelo tridimensional através do MEF de primeiro pré-molar superior a fim de comparar os perfis de tensão nas regiões próxima ao junção amelo-cementária, considerando uma situação de oclusão normal e má-oclusão. No modelo com oclusão normal, notou-se concentração de tensões de compressão no esmalte e na dentina cervical. Já no modelo com má-oclusão foram encontradas tensões de tração, sendo que estas tensões foram maiores na região cervical quando comparadas à situação de oclusão normal.

Tomasik, (2006), desenvolveu estudo, propondo analisar a etiologia de LCNC em relação à idade e identificar os fatores de risco mais importantes, bem como Indivíduos e os dentes mais suscetíveis à LCNC com foco em

tratamento mais eficaz desta condição. O estudo foi conduzido com 124 indivíduos por meio de aplicação de questionário e exame clínico. Desgaste dental foi relacionado com a idade, sendo que indivíduos mais velhos eram mais propensos a apresentar LCNC. Localização, frequência e profundidade de LCNC em um determinado grupo de dentes foram relacionadas à idade, embora LCNC tenha sido mais comum em pré-molares (média = 85,1%). Associações entre a higiene bucal e o consumo de bebidas ácidas, estado do periodonto, número de dentes, mobilidade e etiologia de defeitos em forma de cunha foram revelados. A relação entre o contato excursivo lateral dos dentes, bruxismo, e formação de lesões cervicais foi estabelecida, evidenciando uma correlação entre oclusal e patologia cervical.

Em 2006, Bernhardt et al. utilizaram dados obtidos numa análise de 2707 indivíduos entre 20 e 59 anos de idade, objetivando determinar os indicadores de riscos para a etiologia das LCNCs. Os primeiros pré-molares foram o de maior risco para a etiologia das abfrações, seguido dos segundos pré-molares. Não houve diferença entre dentes superiores e inferiores em termos de desenvolvimento da lesão, com exceção dos caninos inferiores que tiveram menor risco do que os caninos superiores. Os resultados da análise indicaram que desgastes cervicais estão associados com fatores oclusais, como facetas de desgaste, presença de restaurações intracoronárias, alteração de posicionamento dentário e frequência de escovação. Concluíram que abfrações podem ser detectadas em adultos jovens (o risco aumenta com a idade) e reforçam, ainda, a evidência da etiologia multifatorial para seu desenvolvimento.

Palamara et al., (2006), utilizaram dois modelos 3D de um pré-molar inferior e um incisivo central inferior para investigar os efeitos da carga sobre a localização e a magnitude de tensões na região cervical. Cargas pontuais de 100 N foram aplicadas nos modelos em diferentes angulações. Os resultados apontaram que houve concentração de tensões próxima a junção cimento esmalte independente da direção da carga e o carregamento oblíquo apresentaram as maiores tensões de tração. Os autores concluíram que o

mecanismo de LCNC pode ser em parte devido às mudanças de orientação de tensões de tração bem como sua magnitude. Concentração de tensões na junção cimento esmalte se relaciona com a comum localização clínica dessas lesões e a morfologia coroa raiz pode ter uma influência na localização inicial das LCNC.

Ommerborn et al., (2007), avaliaram a frequência dessas lesões e possíveis diferenças oclusais entre indivíduos com bruxismo durante o sono e indivíduos saudáveis em estudo “in vivo” sobre lesões cervicais não cariosas em pacientes. Foram examinados 91 indivíduos, divididos em dois grupos, onde 58 pacientes tinham bruxismo durante o sono e 33 eram saudáveis. A avaliação clínica da presença do bruxismo durante o sono foi baseada em critérios da Academia Americana de Medicina do Sono e os indivíduos foram selecionados através das características clínicas previamente estabelecidas. Concluíram que as lesões cervicais não cariosas foram mais prevalentes nos indivíduos com bruxismo durante o sono do que no grupo controle e que os dentes mais afetados nestes indivíduos foram os primeiros pré-molares, principalmente, a face vestibular dos dentes a mais afetada.

Wood et al., (2008), realizaram revisão de literatura sobre a prevalência, etiologia e tratamento de lesões cervicais não cariosas, e observaram que essas lesões têm causa multifatorial, mas ressaltam que as alterações oclusais, estão presentes na maior parte 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.

Smith et al., (2008), analisaram a prevalência e gravidade das lesões cervicais não cariosas em grupo de pacientes atendidos em do hospital universitário de Trindad. Foram selecionados 156 indivíduos com idade média de 46 anos, sendo que 62,2% desses pacientes tinham uma ou mais lesão cervical não cariosa. Destes indivíduos, 33% eram do sexo masculino e 67%

eram do sexo feminino. Dos dentes analisados, 13,1% tinham lesão cervical não cariosa. Indivíduos mais jovens tinham uma associação significativamente menor de ter lesão cervical não cariosa do que grupos etários mais velhos, não havendo associação entre o sexo dos pacientes. Ocorreram associações significativas entre indivíduos que tinham lesões cervicais não cariosas e pacientes que tinham hábitos parafuncionais. Quanto à oclusão, indivíduos com função em grupo de um lado ou de ambos os lados tiveram significativamente associações mais elevadas com lesões cervicais não cariosas (desse lado ou ambos os lados), quando comparados àqueles com função canina. Os dentes mais frequentemente associados com as lesões foram os pré-molares superiores e inferiores e os primeiros molares superiores. Concluíram que as lesões cervicais não cariosas são achados comuns e que possuem etiologia multifatorial.

Nguyen et al., (2008), realizaram um estudo com objetivo de examinar os detalhes de microdesgastes nas LCNCs em uma coleção de dentes humanos extraídos usando microscopia eletrônica de varredura (MEV). Réplicas negativas de LCNC em 24 dentes humanos extraídos foram obtidos em material de impressão e visualizados no MEV. As LCNCs estenderam-se da junção cimento-esmalte à superfície radicular e exibiram uma variedade de formas em cunha. Relatou-se evidência de abrasão e corrosão em 18 dos 24 dentes (75,0%), abrasão apenas em um dente (4,2%) e corrosão em apenas cinco dentes (20,8%). Sulcos horizontais com bordas lisas e marcas de arranhões menores, característica de abrasão e corrosão, foram observados em 13 dentes (54,2%). A avaliação da microscópica da amostra de dentes extraídos, indica que a abrasão e corrosão são fatores etiológicos comuns associados na formação das LCNCs.

Takehara et al., (2008), examinaram as relações de formação de LCNC em forma de cunha com fatores oclusais. Ao todo, 159 indivíduos com média de idade de 36,2 anos participaram desta pesquisa. Todos os dentes presentes foram examinados para a presença e tipo de LCNC usando o Índice de Desgaste Dental (TWI). Os sujeitos foram entrevistados sobre o bruxismo e

hábito de escovação. Finalmente, a força oclusal, a área de contato oclusal e a pressão média foram medidas através de uma folha de detecção de pressão. No total, 4.518 dentes foram examinados. Setenta e oito indivíduos (49,1%) tinham um ou mais dentes com LCNC em forma de “v” típica (259 dentes). O número de dentes com LCNC em forma de “v” de grau 2 (defeito menor de 1 mm de profundidade) foi de 195 (4,3%), e o número de dentes com LCNC em forma de “v” grau 3 (defeito 1 a 2 mm de profundidade) foi de 54 (1,2%). A prevalência de dentes com LCNC em forma de cunha foi significativamente maior na maxila do que na mandíbula e em dentes pré-molares. Conclui-se que a idade, a pressão da escovação e a área de contato oclusal estão associados com a presença do LCNCs.

Vasudeva & Bogra, (2008), analisaram o perfil de tensão na região cervical do primeiro pré-molar mandibular com variação de cargas oclusais e comparou as tensões entre o dente hígido e com restauração oclusal, por meio do MEF bidimensional. Constatou-se que maiores cargas oclusais causam maiores flexão de cúspides e que a tensão máxima de cisalhamento foi muito maior e mais próxima da área cervical. Foi sugerido que o carregamento oclusal e a presença de uma restauração de amálgama oclusal aumentaram a concentração de tensão na área cervical, que pode levar à quebra do esmalte na região cervical.

Reyes et al., (2009), ao comparar a relação entre lesões de abfração e perda de inserção em dentes com contato prematuro em relação cêntrica, observaram que a maioria dos contatos prematuros ocorreram em pré-molares (49,1%; 58/118) e, principalmente, nos primeiros pré-molares (29,6%, 35/118) e de todos os dentes com LCNCs em ambos os arcos, 45,6% eram pré-molares (57/125), sendo os primeiros pré-molares os mais afetados (29,6%; 37/125). Após avaliar os contatos prematuros ficou claro que a maioria dos dentes não apresentavam lesões de abfração independentemente do padrão oclusal, demonstrando que não houve diferença significativa na presença das lesões de abfração entre os dentes, com ou sem contato prematuro. A pesquisa encontrou a mesma distribuição para lesões de abfração e contato prematuro

nos primeiros pré-molares, no entanto, nenhuma correlação foi encontrada entre lesões de abfração e contato prematuro, não sendo possível identificar os fatores etiológicos que causam abfrações. É evidente que as lesões de abfração estão associadas com perda de inserção na face vestibular, no entanto, uma ordem de aparição entre os dois não pode ser determinada; ou seja, é possível que uma lesão de abfração levasse à perda de inserção dental, e é possível também que uma perda de inserção faça com que a superfície do dente fique mais suscetível à abfração.

Poiate et al., (2009), analisaram a distribuição de tensões na região cervical de incisivo central superior hígido em duas situações clínicas, padrão e de máxima força mastigatória, através de um modelo 3D com alto nível de fidelidade. Modelaram-se dois modelos que receberam cargas em 45 graus em relação ao longo eixo do dente. O primeiro dente recebeu uma carga de 100N(padrão) e o outro uma carga de 235,9N, simulando uma força máxima mastigatória. Como resultado, os autores obtiveram valores de força de tração de 14,7MPa no modelo de 100N e 40,2 MPa no modelo de 235,9N, sendo esse valor superior ao da resistência a tração do esmalte dos dentes de 16,7MPa. O fato de a concentração de tensão na junção amelodentinária exceder a resistência à tração do esmalte sob condições mastigatórias máximas (simulada) sugere a possibilidade da ocorrência de lesões cervicais não cariosas, como a de abfração.

Michael et al., (2009), revisaram a literatura sobre o conceito de abfração. No entanto há evidência teórica para suportar abfração, predominantemente a partir do estudo de análises de elementos finitos com cuidado na interpretação dos resultados desses estudos e suas limitações. Estudos clínicos têm mostrado associações entre lesões de abfração, bruxismo e fatores oclusais, como contatos prematuros e facetas de desgaste, mas estas investigações não confirmam relações causais.

Hur et al., (2011), relataram que a etiologia das lesões cervicais não-cariosas cervicais (LCNCs) não é bem compreendida e ainda é controversa. Assim, examinaram as características morfológicas da LCNCS para evidência

clínica de perda de esmalte acima da junção cimento-esmalte (CEJ), como sugerido pela teoria da abfração. Cinquenta dentes humanos extraídos com diferentes morfologias de LCNCS foram coletados e examinados por microtomografia computadorizada. A reconstrução em modelos tridimensionais foi avaliada a partir de múltiplos aspectos, incluindo a série de seção transversal longitudinal. A localização do ângulo da linha interna das lesões foram avaliadas em relação ao nível do CEJ. As margens coronais das lesões foram inspecionadas para a evidência de perda de esmalte acima do CEJ usando imagem seccionada no sentido vestibulo-lingual longitudinal. As margens coronárias das lesões estavam localizadas ao longo e / ou sob a CEJ para todas as 50 amostras. Na maior parte das lesões, independentemente da geometria da lesão, os ângulos proximais e ângulos internos foram localizados abaixo do CEJ. Este estudo não detectou evidência clínica de perda de esmalte acima da margem oclusal de LCNCS como seria esperado de acordo com o mecanismo de abfração geral.

Poiate et al., (2011), avaliaram os resultados de diferentes modelos hierárquicos na análise de engenharia aplicada à odontologia com modelos bi e tridimensionais de um dente e suas estruturas de suporte sob 100 N de carregamento oclusal em 45 ° e examinaram a confiabilidade dos modelos simplificados 2D na pesquisa dental. Cinco modelos foram construídos a partir de tomografia computadorizada: quatro modelos 2D e um modelo 3D. Os resultados de elementos finitos indicaram que a distribuição de tensões foi semelhante qualitativamente em todos os modelos, mas a magnitude de tensões era bem diferente. Os autores concluíram que modelos 2D são aceitáveis quando se investiga o comportamento biomecânico dos incisivos centrais superiores. Porém, a análise quantitativa de tensões é menos confiável em análise 2D de elementos finitos, porque os modelos bidimensionais superestimam os resultados e não representam a configuração anatômica complexa das estruturas dentárias.

Jiang et al., (2010), para descrever a prevalência de LCNCs e avaliar a relação de fatores de risco em pessoas adultas e idosos na China, utilizaram-

se de uma amostra de 2.160 adultos, com idades entre 35-44 anos e 65-74 anos e equilibrada por idade, gênero e urbanização para participarem da pesquisa epidemiológica. LCNCs foram examinadas através do índice TWI. Os dados foram coletados com base em questionários estruturados que avaliou informações gerais, bem como a saúde oral. A prevalência de LCNCs foi de 38,8% para 35-44 anos de idade e 56,6% para 65-74 anos de idade. Os primeiros pré-molares, caninos e segundos pré-molares apresentaram a maior prevalência de lesões, enquanto os segundos molares demonstrou o menor índice. Vários fatores de risco como a idade (OR = 2,45, $p < 0,001$), localização (OR = 1,68, $p = 0,001$), frequência de escovação dentária (OR = 1,33, $p = 0,016$), bruxismo (OR = 1,37, $p < 0,001$) e renda familiar (OR = 1,44, $p < 0,001$) estavam associados com a ocorrência da lesão. A prevalência de LCNCs foi relativamente alta nas pessoas de meia-idade e idosos na China e também foi associada a fatores sócio-comportamentais de risco.

Senna et al., (2012), relatam que lesões cervicais não cariosas (LCNCS) são um grupo de lesões que afetam a região cervical dos dentes. Diferentes fatores etiológicos têm sido relatados, entre elas, o vigor da escovação, os agentes erosivos e as forças oclusais. O objetivo deste estudo foi verificar, por meio de uma revisão sistemática, a associação entre LCNCS e oclusão. Foi feita uma pesquisa na base de dados MEDLINE, recuperando um total de 286 artigos. Após análise do título e triagem do resumo, as investigações clínicas foram lidas na íntegra para selecionar aqueles que avaliaram os aspectos oclusais da etiologia das LCNC. Esta revisão sistemática descreve os resultados de três estudos prospectivos e 25 estudos transversais. Como não havia uma extrema homogeneidade no delineamento, critérios de diagnóstico, formas de análise e fatores associados, uma meta-análise não foi possível. A grande variedade de classificação e critérios diagnósticos reflete uma alta gama de prevalência. Uma extensa heterogeneidade das variáveis independentes foi observada, mesmo em análise oclusal, o que ajuda a mascarar qualquer conclusão sobre o papel da oclusão na etiologia das LCNCs. A literatura revela que os estudos sobre este tema estão sujeitos a uma quantidade substancial de vieses, como a avaliação

(uso de examinadores não- cegos) e erros de confusão (sem controle de outros fatores etiológicos) . Os autores relatam que, tem sido impossível associar LCNCS com qualquer agente causal específico, bem como o papel da oclusão na patogênese de lesões cervicais não cariosas parece ainda indeterminado. Os autores concluem que estudos adicionais, adequadamente projetados para diminuir os vieses devem ser realizados.

Em 2012, Grippo et al. reavaliaram as informações acerca das lesões cervicais não cariosas e enfatizaram a relevância de se utilizar atual terminologia, que melhore a comunicação com ciências afins, principalmente com a engenharia biomédica. Os autores defendem a utilização do termo “biocorrosão” como mais apropriado e que deve substituir o termo “erosão”, pois abrange todas as formas de degradação química, bioquímica e eletroquímica do tecido dentário. Também chamaram a atenção sobre a designação apropriada de determinada LCNC depende da interação e combinação de três fatores principais: biocorrosão, fricção e tensão, atuando em cada lesão individualmente. Outros fatores, tais como saliva, ação da língua, forma, composição, microestrutura, mobilidade e posição do dente, foram denominados de fatores modificadores (Figura 1).

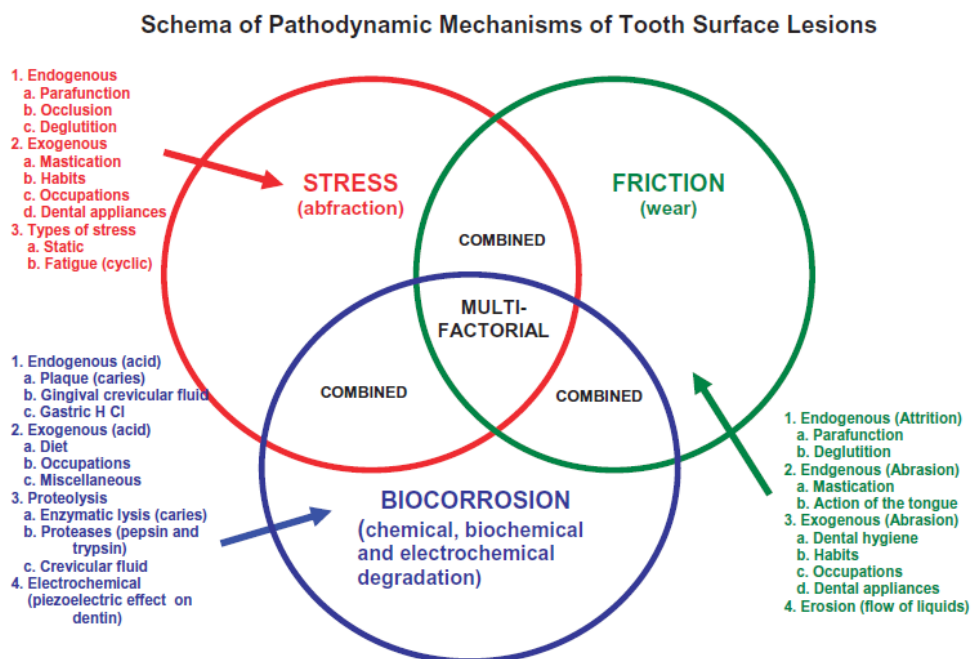


Figura 1: Tríade do mecanismo da patodinâmica dos fatores etiológicos que originam e perpetuam a evolução das LCNCs (Grippo, et al., 2012).

Shetty et al., (2013), avaliaram, por meio de revisão de literatura, que a teoria da abfração é uma filosofia que explica as lesões cervicais não cariosas (LCNC). Os autores sugerem-se que estas sejam provocadas por forças de flexão, geradas a partir de cargas cíclicas, em esmalte, especialmente na junção amelo-cementária(JAC), quando resultado de padrão de destruição por separação dos prismas. A constatação clínica precoce destas lesões é importante, pois quando detectadas sem grande evolução, as modalidades de tratamento devem ser executadas para evitar a progressão da doença.

Silva et al., (2013), realizaram revisão de literatura com o objetivo de revisar sistematicamente a evidência científica para a associação entre lesões não cariosas cervicais (LCNC) e fatores de risco oclusal (ORF) [interferências oclusais nos movimentos excursivos ; força oclusal ; contatos prematuros ; tipo de orientação ; derrapagem de oclusão cêntrica para máxima intercuspidação] em adultos. Utilizou como fonte as plataformas de dados Pubmed, Web of Science , Cochrane , Lilacs , Ensaios Clínicos , National Research Register e Instituto Nacional de Saúde foram pesquisados. Como critério de seleção, de 1.082 estudos potencialmente elegíveis, 106 foram selecionados para análise de texto completo. Dois revisores independentes ($Kappa = 0,8$, $P < 0,001$) selecionaram os estudos, analisaram as informações e avaliaram a qualidade com base em escalas padronizadas. Seis estudos transversais, dois caso-controle e um ensaio clínico foram incluídos. Diversas variáveis oclusais foram analisadas entre os estudos, mas não havia nenhuma padronização das unidades usadas na análise dos fatores oclusais. A maioria dos estudos não encontrou associações significativas entre LCNC e ORF . Três estudos encontraram associações entre LCNC e algumas variáveis (área de contato oclusal, orientação canino direito , contatos prematuros em relação cêntrica e lado de trabalho) ($p < 0,05$). A qualidade metodológica variou entre os estudos, e havia grande heterogeneidade entre eles. Os autores concluíram que a evidência científica atual não suporta uma associação entre ORF e LCNC e que mais estudos prospectivos com métodos padronizados são vitais para fortalecer as provas.

Walter et al., (2014), estudaram a morfologia de LCNCs. O termo "lesão cervical não cariosa" (LCNC) descreve um defeito de tecido duro dental de origem desconhecida. Duas variações muito distintas são conhecidas: em forma de cunha e lesões em forma de pires. Razões para a ocorrência de duas formas podem incluir diferentes fatores que contribuem. Como metodologia, os autores selecionaram quarenta e dois dentes, sendo 19 em forma de cunha e 23 lesões em forma de pires, que foram analisadas por microscopia óptica e de varredura, além de laser confocal (CLSM) para investigar presença de cálculo e de matéria orgânica; além da estrutura da superfície da lesão, bordas da lesão , e do potencial fraturas nos tecidos dentais duros. Como resultados, encontraram que cem por cento dos dentes em forma de cunha mostraram evidência de abrasão adicional (superfície incisivo / oclusal) , mas apenas 70% dos dentes em forma de pires apresentaram esta característica. Na maior parte dos dentes, a aresta era arredondada. Ranhuras minúsculas paralelas à junção cimento- esmalte (CEJ) estavam presentes em 11% da e em 39 % das lesões em forma de pires em forma de cunha . Setenta e nove por cento em forma de cunha e lesões em forma de pires 52% tinham algum tipo de aposição. Em 48%, a dentina esclerosada estava presente ao lado do defeito (na lesão). Dentina terciária foi visível em 60%. Os autores concluíram que as diferentes características associadas com cada tipo de lesão cervical apoiam a teoria de etiologia diferente ou, pelo menos, de diferentes contribuições a partir de diferentes fatores que participam no desenvolvimento de LCNCs, sendo importante o conhecimento da etiologia correta de LCNCs, pois este permitirá o melhor tratamento e prevenção de tais lesões.

2.2 Lesões cervicais não cariosas e procedimentos restauradores

Grippio, (1992), considerou que o entendimento dos princípios de engenharia é fundamental para os dentistas discutirem com os seus pacientes as várias atividades que ocorrem na dinâmica da oclusão e que podem afetar o dente, indicando adequado tratamento. A oclusão deve ser cuidadosamente examinada, tanto no diagnóstico quanto no tratamento de lesões cervicais não

cariosas, uma vez que seu dinamismo pode afetar a longevidade das restaurações.

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 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 no ângulo e na 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.

Ichim et al., (2007), desenvolveram um estudo que investigou a influência do formato e profundidade de lesões bem como o direcionamento das cargas oclusais na resposta mecânica de restaurações cervicais de cimento de ionômero de vidro. Os autores geraram modelo de primeiro pré-molar inferior para análise por elementos finitos e lesões com formato de cunha ou arredondadas foram modeladas. Cada dente sofreu carregamento em diferentes ângulos e as tensões principais foram empregadas pelos autores como indicador de falha do material comparando com os valores de resistência máxima à tração do cimento de ionômero de vidro e com a resistência adesiva

do material com o substrato dental disponível na literatura. Foi encontrado que dentes carregados oblíquamente exibiram significativamente maiores tensões na região cervical da restauração. Para forças inclinadas com angulação de 30° em relação com o eixo radicular, as tensões de tração na margem cervical da restauração excederam a resistência máxima à tração e resistência adesiva do material. Os autores puderam concluir que o diagnóstico oclusal e reajuste subsequente dos contatos dos dentes formam parte crítica no tratamento de lesões cervicais não cariosas.

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 nos consultórios. 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 perda de retenção, 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.

Em 2012, Tucker & Tucker descrevem um procedimento de restauração indireta confeccionadas em ouro para repor o tecido perdido em uma cavidade classe V, em apenas um dia. Os autores justificaram a utilização de ouro devido a facilidade de acabamento.

Segundo Santamaria et al., (2012), a recessão gengival vestibular é um problema prevalente em populações com alto padrão de higiene oral e é frequentemente associada com lesões cervicais não cariosas (LCNCs), levando à necessidade de uma abordagem periodontal-restauradora combinada para melhorar o resultado estético e funcional. Na literatura, ionômeros modificados por resina (RMGI) são técnicas restauradoras que quando associadas com a cirurgia periodontal, têm sido demonstrado atingir significativa redução de sensibilidade da dentina. No entanto, não foram observadas alterações da cor de algumas dessas restaurações, o que poderia comprometer a estética. Os autores descrevem casos clínicos evidenciando as etapas do recobrimento radicular após restauração de LCNCs com ionômero de vidro.

Perdigão et al., (2012), realizaram estudo clínico longitudinal. Após aprovação em comitê de ética, 33 indivíduos que necessitavam de restauração de lesões cervicais não cariosas (LCNC) foram incluídos neste estudo. Um total de 92 LCNC foram selecionadas e, aleatoriamente, divididas em três grupos: (1) Ambar (FGM), uma de duas etapas adesivo convencional (controle), combinada com a resina composta Filtek nanoparticulado Supreme Plus (FSP, 3M ESPE), (2) Fuji II LC (GC América), um modificado por resina tradicional ionômero de vidro (CIVRM) material restaurador; (3) Ketac Nano (3M ESPE), um material restaurador CIVRM nanoparticulado. As restaurações foram avaliadas em seis meses e um ano, usando o parâmetro dos Estados Unidos de Serviço em Saúde Pública modificado. Após seis meses, 84 restaurações (uma taxa de recordação 91,3%) foram avaliadas. Em um ano, 78 restaurações (uma taxa de recuperação de 84,8%) estavam disponíveis para avaliação. Os seis meses e um ano as taxas de retenção globais foram de 93,1% e 92,6%, respectivamente, para Ambar / FSP, 100 % e 100%,

respectivamente, para Fuji II LC e 100 % e 100%, respectivamente, para Ketac Nano sem diferença estatística entre qualquer par de grupos em cada recall. A sensibilidade ao ar diminuiu para os três materiais adesivos do pré para o pós-operatório, mas a diferença não foi estatisticamente significativa. Para Ambar / FSP, não houve diferença estatística para nenhum dos parâmetros da linha de base a seis meses e desde o início a um ano. Para Fuji II LC, textura da superfície piorou significativamente desde o início até seis meses e, desde o início até um ano. Para Ketac Nano, coloração marginal esmalte aumentou significativamente a partir da linha de base a um ano e de seis meses a um ano. A adaptação marginal foi estatisticamente pior em um ano, em comparação com a linha de base apenas para Ketac Nano. Quando foram comparados os parâmetros para os materiais em cada recall, Ketac Nano resultou em significativamente pior jogo de cores do que qualquer um dos outros dois materiais, em qualquer período de avaliação. Em um ano, Ketac Nano resultou em significativamente pior adaptação marginal do que os outros dois materiais e coloração marginal pior do Fuji II LC. Textura da superfície foi estatisticamente pior para Fuji II LC comparado com os outros dois materiais em todos os períodos de avaliação. A taxa de retenção de um ano foi estatisticamente semelhante para os três materiais adesivos. No entanto, as deficiências marginais em esmalte e a incompatibilidade de cor foram mais prevalentes para Ketac Nano. Textura da superfície de restaurações de Fuji II LC deteriorou rapidamente.

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.

Da Costa et al., (2013), relataram que, em testes laboratoriais, a confecção de bisel apresenta diversas vantagens, entretanto os estudos são escassos e controversos. Então, realizaram um estudo para avaliar o efeito do bisel em esmalte nas taxas de retenção de restaurações de resina composta colocados em lesões cervicais não cariosas (LCNCs). Como metodologia, selecionaram 42 indivíduos, com mais de 20 dentes em oclusão e com pelo menos duas LCNCs. As cavidades foram divididas em sem bisel (controle) e biselada (bisel curto - 45 °, 1-2 mm de comprimento], preparado com uma ponta diamantada). As LCNCs foram restauradas com o adesivo Excite etch-and -rinse 2-step e a resina composta 4 Seasons inserida em incrementos . Oitenta e quatro restaurações foram confeccionadas e avaliadas no início do estudo, após 6 e 12 meses, de acordo com os critérios modificados Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos. Como resultado, as taxas de retenção de 12 meses (intervalo de confiança de 95%) para o chanfrado (91% [77-97 %])

e não- chanfrado [88% (73-95 %)] foram semelhantes . Não foram detectadas diferenças significativas entre os grupos em outros critérios (teste de Fisher, $p > 0,05$). Nenhuma diferença significativa foi detectada no mesmo grupo de comparação entre os diferentes tempos de recall (teste de McNemar, $p > 0,05$). Os autores concluíram que o esmalte biselado pode não ser clinicamente relevante para a retenção de restaurações de resina composta em LCNCS após 12 meses, não sendo necessário em restaurações de LCNCs restauradas com os sistemas convencionais dois passos.

Soares et al., (2013), estudaram o efeito da perda de estrutura na região cervical. Lesões cervicais não cariosas envolvem perda de estrutura no terço cervical da coroa dentária e na região radicular, com caráter multi-fatorial. O objetivo desse trabalho foi analisar o efeito de diferentes morfologias de lesões cervicais não cariosas, associadas a dois tipos de carregamento na distribuição de tensão em incisivo central superior. Foram gerados 9 modelos virtuais de incisivos centrais no software CAD RhinoCeros. Esses modelos apresentavam 8 morfologias de lesões: Hírido (SO), côncava (CO), 3 tipos de lesão irregular (IR1, IR2 e IR3), entalhada (NO), 2 tipos de lesão rasa (SH1 e SH2) e lesão em forma de cunha (WS). Os modelos foram exportados para programa de análise (ANSYS 9.0), considerados homogêneos, lineares e isotrópicos. Os modelos foram malhados sendo usados elementos isoparamétricos de 8 nós (plane 183). Todos os modelos foram submetidos a 2 tipos de carregamento, oblíquo (O) e vertical (V), simulando contatos prematuros, cada um com 100N e restritos à base do osso. Foi utilizado critério de Von Mises em MPa. Os modelos CO, WS, IR1 e IR3 apresentaram maior concentração de tensão no fundo da lesão. Modelos com 2 centros (IR1, IR2, IR3 e SH2) apresentaram maior concentração de tensão próximo à região cervical. Lesões mais profundas e com ângulos agudos associadas ao carregamento oblíquo apresentam maior acúmulo de tensão no fundo da lesão.

Zander-Grande et al., (2013), realizaram um estudo que objetivou avaliar o desempenho clínico de adesivos autocondicionantes de duas etapas

em LCNCs, sob o modo de aplicação ativa ou passiva. Como metodologia utilizaram 31 indivíduos que apresentavam quatro LCNCs. Cento e vinte e quatro restaurações em resina composta foram confeccionadas de acordo com uma das seguintes condições : 1) Adper Prompt L - pop (AP), a aplicação ativa (APA), 2) PA , aplicação passiva (APP) , 3) Xeno III (XE) , a aplicação ativa (XEA) , ou 4) XE, aplicação passiva (XEP) . As restaurações foram avaliadas pelos critérios FDI World Dental Federation no início do estudo e após seis, doze e quatorze meses de. Os efeitos do adesivo, modo de aplicação e período de recordar foram avaliados através do modelo linear misto generalizado ($\alpha = 0,05$). Demonstrou-se que AP adesiva e o modo de aplicação passiva apresentaram coloração marginal significativamente maior do que o fez XE e aplicação activa , respectivamente ($p < 0,05$) . No que diz respeito às taxas de retenção, o modo de aplicação ativa rendeu taxas de retenção mais elevadas no acompanhamento de 24 meses em comparação com a aplicação passiva. As taxas de retenção individuais (intervalo de confiança de 95%) de ambos os adesivos no modo de aplicação ativa eram os mesmos, 96,8% (83,8-99,4 %), enquanto nas taxas de aplicação passiva eram 87,1% (71,2-94,9 %) e 80,7% (63,7-90,8 %) de XE e AP , respectivamente. Os autores concluíram que para restaurações em resina compostas, a aplicação ativa melhorou as taxas de ambos os adesivos de retenção após 24 meses e minimizou a coloração marginal nas margens de esmalte.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO:

A proposta deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de pré-molares superiores, variando:

- Tipo de carregamento oclusal:
 - Carregamento Axial;
 - Carregamento Oblíquo.
- Presença de lesão cervical não cariosa:
 - LCNC Ausente;
 - LCNC presente não restaurada;
- Tipo da técnica restauradora:
 - LCNC restaurada com ionômero de vidro;
 - LCNC restaurada com resina fluida;
 - LCNC restaurada com resina composta;
 - LCNC restaurada com dissilicato de lítio;
 - LCNC restaurada com núcleo de preenchimento de resina composta e fragmento cerâmico de dissilicato de lítio.

Por meio do método de elementos finitos e extensometria; adicionando o fator envelhecimento para o ensaio de extensometria.

- Presença de envelhecimento mecânico:
 - Fadiga Ausente;
 - Fadiga Presente.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho aplicou o método de elementos finitos 3D para análise do comportamento biomecânico mensurando o campo de tensões em modelos numéricos virtuais, e o método laboratorial não-destrutivo de extensometria para mensuração da deformação de pré-molares submetidos a diversos tratamentos.

4.1 Método de Elementos Finitos 3D

Análise linear e elástica tridimensional foi realizada utilizando geometria baseada nas representações anatômicas para dentina, polpa, esmalte, ligamento periodontal, osso cortical e osso trabecular.

4.1.1 Geração do modelo tridimensional

Um pré-molar de dimensões médias e anatomia coronária favorável foi selecionado e serviu como base para geração do modelo hígido e posterior simulação das formas de tratamento propostas pelos fatores em estudo deste estudo (Figura 2) (Soares et al., 2008a). Posteriormente, o dente foi posicionado em Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil). Este aparelho gerou o contorno externo do dente, por meio de calibração em 0,2mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície dental. A geometria externa obtida foi arquivada em arquivos do tipo *.STL (Stereolitográficos) em computador ligado ao sistema do scanner (Soares et al., 2013a).

Após a obtenção da geometria externa da coroa e raiz (Figura 2), a raiz do pré-molar foi protegida com cera utilidade e o esmalte mergulhado em

solução de ácido clorídrico 10% de maneira que apenas o esmalte da coroa permanecesse em contato com ácido clorídrico e este fosse totalmente removido. Assim após degradação em solução do ácido durante 10 minutos a remoção do esmalte foi confirmada por meio de análise em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha). Observou-se também a preservação de estrutura de dentina coronária e radicular e manutenção da rede de fibras colágenas e arcabouço dental. Em seguida, novo escaneamento foi realizado, objetivando a obtenção da geometria externa na dentina coronária. Após isto, o dente foi cortado no seu longo-eixo de forma a realizar o escaneamento também da porção pulpar.

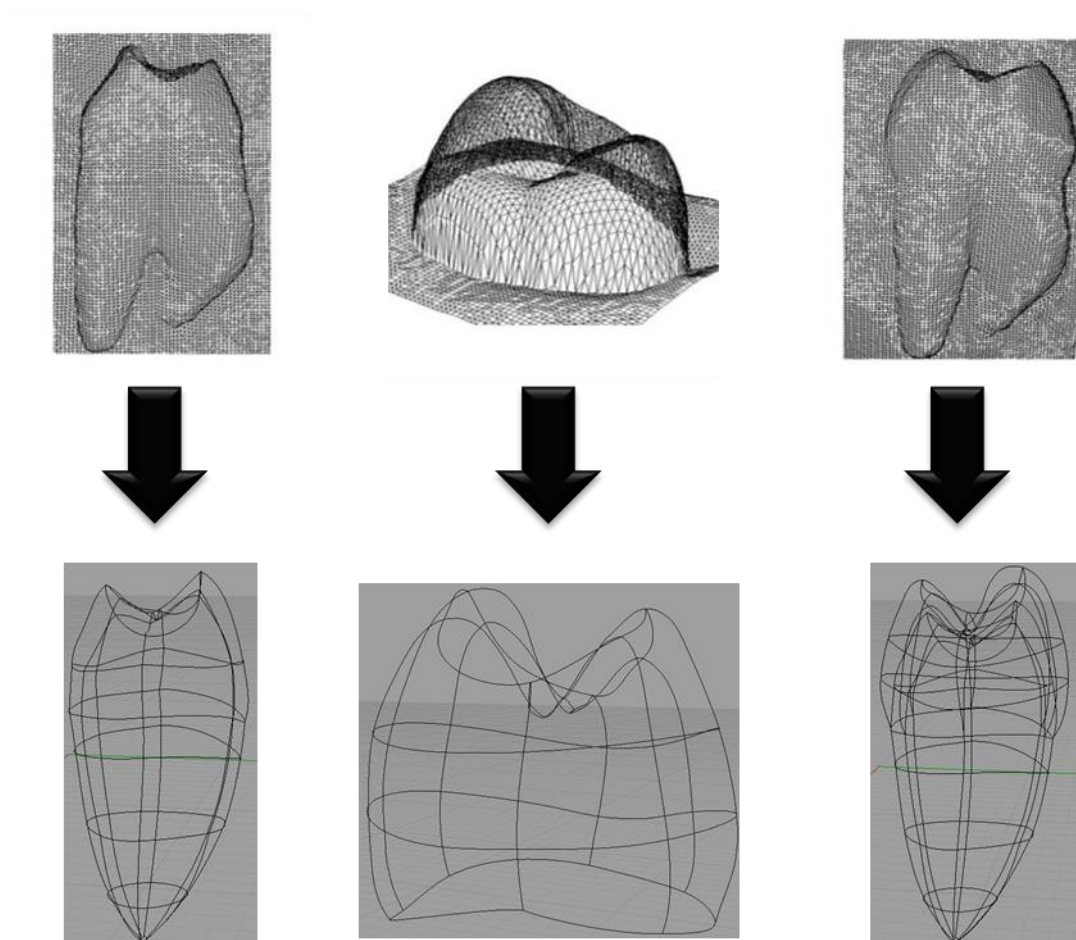


Figura 2. Arquivo *.STL exportado para o software CAD para realização das superfícies NURBS.

Os arquivos armazenados sob formato *.STL do esmalte, dentina e polpa foram exportados para software de modelagem CAD (Computer

Assisted Desing; Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional que serviu como padrão do dente hígido e sobre o qual foram simuladas as diversas condições de tratamento restaurador. Para modelagem as principais regiões dentais foram inicialmente traçadas (colo dental, equador protético e cristas marginais). E, com o objetivo de facilitar a geração do modelo, foram geradas linhas denominadas superfícies NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagens. Sobre o arquivo *STL foram selecionados alguns pontos de regiões estratégicas que serviram de referência para geração de curvas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas curvas e considerando as referências dos principais marcos anatômicos, as superfícies dos modelos foram criadas.

Posteriormente, foram gerados os volumes dos sólidos de todas as estruturas do órgão dentário, por meio da união de superfícies internas de uma estrutura às superfícies externas de outra estrutura (Figura 3). Todas as estruturas seguiram medidas pré-estabelecidas do elemento dentário digitalizado e de dados obtidos na literatura. Posteriormente, o dente foi seccionado de forma a permitir a mensuração das medidas de espessura de esmalte para as diversas regiões.

4.1.2 Simulação das características do tratamento

As diferentes formas de tratamento que definiram os fatores em estudo também foram geradas neste software de CAD. Além do modelo hígido, outros seis modelos foram gerados com LCNC não restaurada e restaurada com diferentes materiais. Para a criação da cavidade da lesão, foi confeccionado um sólido com a exata geometria da lesão que, em seguida, foi subtraído da estrutura dentária de esmalte e dentina. A LCNC foi padronizada, sendo 2,5mm de profundidade, 2,5mm de abertura e abrangendo toda a região no sentido mésio-distal. Procurando simular o procedimento restaurador na prática clínica, a confecção do volume do material restaurado foi realizada através de pontos e curvas, respeitando o perfil cervical, contudo sem a constrição da junção amelo-dentinária (Figura 4).

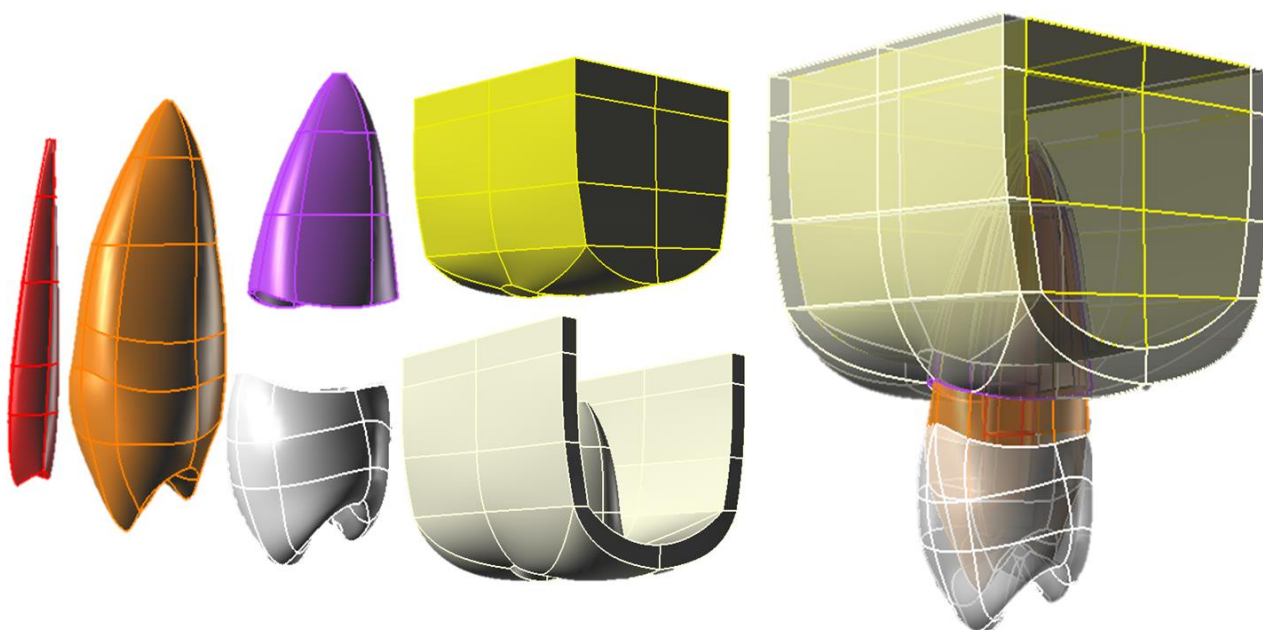


Figura 3. Geração de modelo hígido baseado nos principais marcos anatômicos e com auxílio de ferramenta específica do programa (Superfícies NURBS).

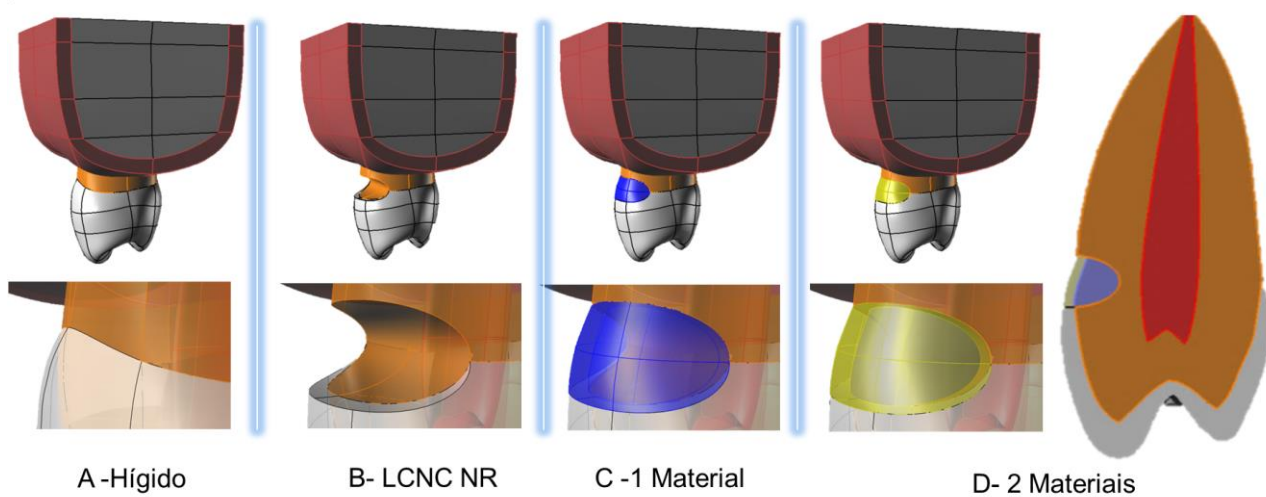


Figura 4. A- Modelo hígido. B- Modelo com lesão cervical não cariosa não restaurado. C – LCNC restaurada com 1 material. D- LCNC restaurada com 2 materiais diferentes.

4.1.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições de contorno e geração de resultado

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados no formato STEP para o software ANSYS 12.0 (Ansys Workbench 12.0.1, PA, EUA), com o formato . Neste software, as seguintes etapas foram realizadas: pré-processamento (inserção das propriedades mecânicas, definição dos volumes, definição do tipo de contato, malhagem e condição de contorno), processamento (cálculo dos dados) e pós-processamento (análise dos resultados de distribuição de tensão e deformação).

Para esta análise inicial, todas as estruturas dentárias e materiais restauradores foram considerados homogêneos e com propriedades lineares e elásticas. Esmalte e dentina foram considerados estruturas ortotrópicas, enquanto as demais foram consideradas isotrópicas (Tabelas 1 e 2). O volume correspondente a cada estrutura dentária foi malhada com elementos controlados e conectados, resultando em uma malha refinada, homogênea e congruente. Este processo envolve a divisão do sistema a ser estudado em um conjunto de pequenos elementos distintos definidos por nós. Elementos sólidos quadráticos e tetraédricos de 10 nós foram utilizados. Devido à interação entre as estruturas dentárias e as propriedades adesivas dos materiais restauradores, os contatos entre todas as estruturas foram definidos como perfeitamente unidos, sendo assim, os elementos da malha de estruturas adjacentes respeitavam esta conectividade (Figura 5).

Para resultar em malha de excelente qualidade, foi realizado o teste de conversão de malha, iniciando com a malhagem automática do software e gradativamente decrescendo a dimensão do elemento. Para cada teste, foi gerado o resultado pelo critério de tensões equivalentes (Von Mises) e mensurado o maior valor de tensão localizado em dentina. A malha foi considerada satisfatória quando, mesmo com o decréscimo da dimensão do elemento, o valor máximo da tensão era similar aos imediatamente consequentes. O número e o tamanho de elementos gerados variaram dependendo dos diferentes volumes, sendo respeitada pela malhagem a geometria original.

Tabela 1. Propriedades mecânicas ortotrópicas aplicadas nos modelos (Miura et al., 2009)

	LONGITUDINAL	TRANSVERSAL	Z
Módulo de Elasticidade (MPa)			
Esmalte	73720	63270	63270
Dentina	17070	5610	5610
Coefficiente de Cisalhamento (MPa)			
Esmalte	20890	24070	20890
Dentina	1700	6000	1700
Coefficiente de Poisson			
Esmalte	0,23	0,45	0,23
Dentina	0,30	0,33	0,30

Tabela 2. Propriedades mecânicas isotrópicas aplicadas nos modelos.

Estruturas Isotrópicas	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Dissilicato de Lítio	65.0	0.23	(Eraslan et al., 2009)
Ionômero de Vidro	10,8	0.3	(Ichim et al., 2007a)
Ligamento Periodontal	0.0689	0.45	(Weinstein et al., 1980)
Osso Cortical	13.7	0.3	(Carter & Hayes, 1977)
Osso Medular	1.37	0.3	(Carter & Hayes, 1977)
Polpa	0.00207	0.45	(Rubin et al., 1983)
Resina Composta	22.0	0.27	(Shinya et al., 2008)
Resina Fluida	5.3	0.28	(Yaman et al., 2003)

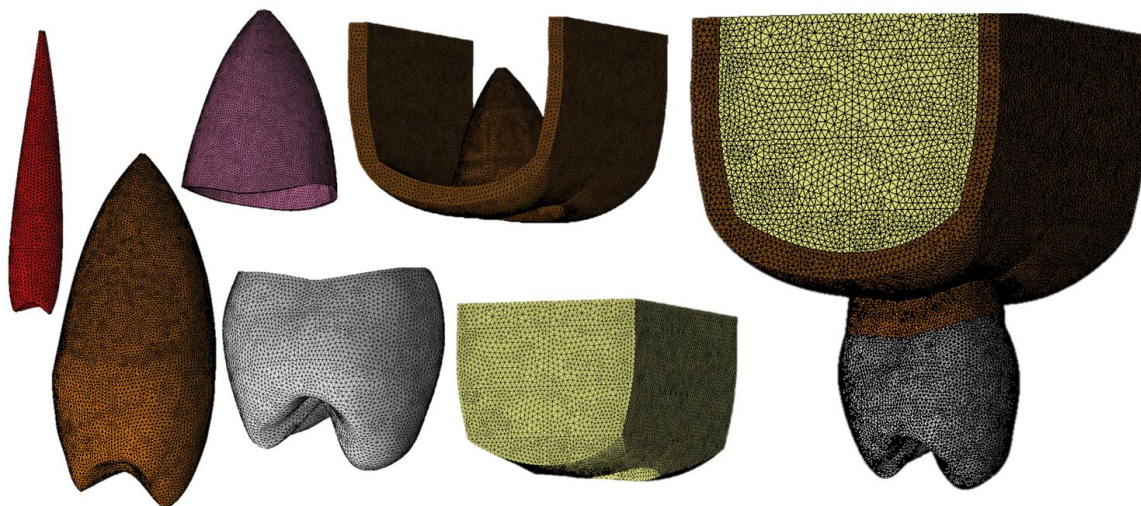


Figura 5. Malha dos sólidos com elementos tetraédricos de 10 nós.

A etapa de estabelecer as condições de contorno consiste no desenvolvimento de interações de restrição do grau de liberdade do elemento rígido e aplicação de força. Os modelos foram submetidos a dois tipos de carregamento de 150 N aplicados em superfícies previamente definidas no software CAD. O carregamento axial (CA) foi aplicado distribuído igualmente em ambas as cúspides, com a resultante de 150N para o longo eixo, simulando uma distribuição homogênea dos contatos. O carregamento oblíquo (CO) foi aplicado na vertente triturante da cúspide palatina, com resultante de 150N à 45° em relação ao longo eixo do dente, sendo simulada uma interferência oclusal. Os contatos foram simulados de forma a realizar possíveis reproduções em ensaios laboratoriais de extensometria. A fixação dos modelos foi realizada nas superfícies da base e laterais dos ossos cortical e medular, de modo a impedir o deslocamento do modelo (Figura 6).

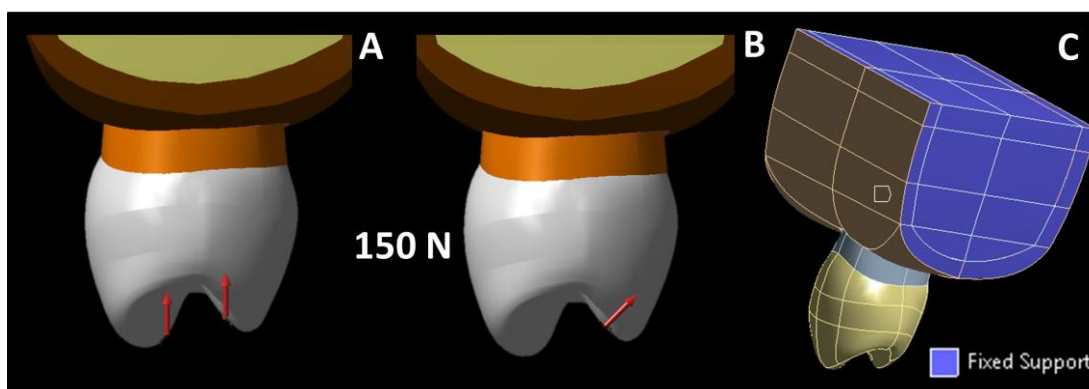


Figura 6. Condição de contorno. A- Aplicação de carregamento axial. B- Aplicação de carregamento Oblíquo. C- Restrição de deslocamento na área azul.

Para análise dos resultados foram utilizados os critérios de Tensão Máxima Principal e Tensões Equivalentes (Von Mises) para análise da distribuição de tensão, mensurada em MPa. Após a análise da distribuição de tensões pelo MEF, adquiriu-se, por este mesmo método, o valor médio da deformação de todos os nós da superfície do material ou esmalte e também da dentina radicular; correspondente às áreas onde os extensômetros foram colados (Figura 7).

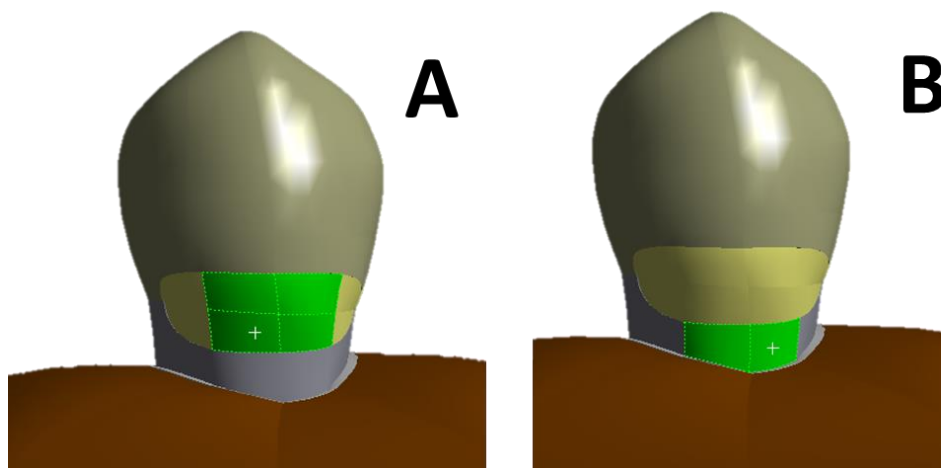


Figura 7. Superfícies equivalentes a mensuração da deformação no teste de extensometria. A- Área de colagem do extensômetro coronário. B- Área de colagem do extensômetro radicular.

4.2 Teste de Extensometria

4.2.1 Seleção e Inclusão das Amostras

Cinquenta e seis pré-molares superiores humanos foram coletados para o teste laboratorial, extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com indicação de exodontia por problemas periodontais ou indicação ortodôntica. A coleta foi executada com prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa desta mesma instituição (CEP #539.002). Os dentes foram visualizados em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha de aumento) e os que eram

hígidos, livres de trincas ou desgastes e cárie, foram armazenados em solução de água destilada. Após mensuração das medidas coronárias com um paquímetro digital, no sentido vestibulo/lingual e mesio/distal, ocorreu o descarte de pré-molares que apresentavam dimensões que desviavam de 5% da média, restando 30 pré-molares superiores hígidos de dimensões padrões. Em seguida, os dentes foram limpos com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, EUA) e realizada profilaxia com pedra pomes e água.

Para reproduzir o movimento do dente dentro do alvéolo, todas as amostras foram embutidas em resina de poliestireno (cristal, Piracicaba, SP, Brasil) a 2 milímetros da junção amelo-cementária, sendo o ligamento periodontal simulado, utilizando 0,15mm de material a base de poliéter (Impregum S; 3M ESPE, St. Paul, Minn) circundando a raiz (Soares et al., 2008a). Neste processo, o dente foi marcado com caneta para retroprojektor distanciando 2,0mm apicalmente da junção amelo-cementária e a porção radicular foi recoberta com cera nº7. O dente foi fixado com cera pegajosa pela coroa à haste de um delineador protético. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente e, sobre esta, foi posicionado um cilindro de PVC e um filme radiográfico nº1, com perfuração central de 10mm, obtida com um vazador para couro nº10. O dente foi fixado à película com cera pegajosa. Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15mm de diâmetro. Um cilindro de PVC com 25mm de altura e 18mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz do dente. Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorrido o tempo de 2 horas, o conjunto foi retirado da placa de suporte e os dentes removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água. Após a colagem dos extensômetros, o material a base de poliéter foi inserido ao redor da raiz e o dente foi reintroduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0mm do limite da junção amelo-cementária coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Figura 8).

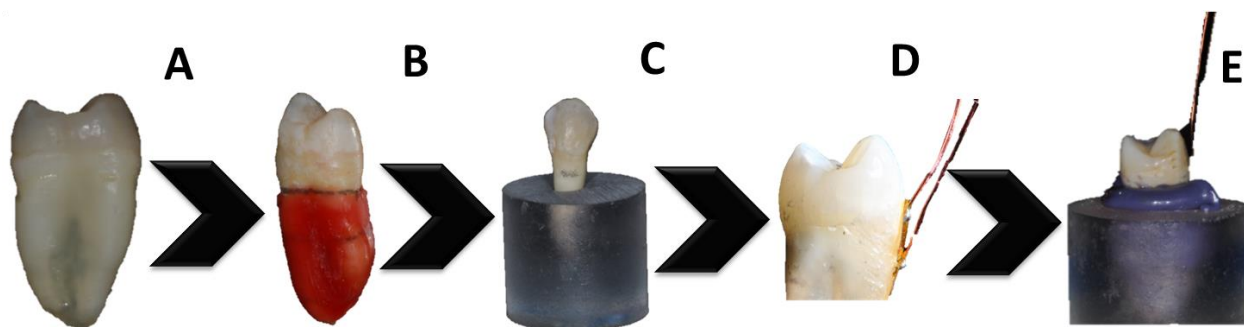


Figura 8. Processo de inclusão das amostras. A- Seleção de 30 pré-molares hígidos. B- Alívio em cera para simular espaço do ligamento periodontal. C- Simulação do alvéolo com resina de poliestireno. D – Colagem dos extensômetros. E – Simulação do ligamento periodontal com poliéter.

4.2.2 Mensuração da Deformação das Amostras Hígidas

Para mensuração da deformação das amostras foram colados dois extensômetros (PA-06-038AB-120LEN; Excel Sensors, São Paulo, Brasil), em cada amostra, posicionados paralelamente ao longo eixo do dente na face vestibular, sendo o Extensômetro Coronário (EC) colado com a grelha (porção ativa do extensômetro) posicionada a 2mm acima da junção amelo-cementária e o Extensômetro Radicular (ER) fixado com a posição da grelha a 2mm abaixo da junção cimento-esmalte.

Os extensômetros utilizados neste trabalho apresentavam a área ativa da grelha de 1mm², resistência elétrica de 120Ω e fios de cobre soldados nos terminais (Figura 15). O fator de sensibilidade (gauge factor) era de 2,13. A colagem dos extensômetros foi realizada com aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 15s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dental com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil) sob pressão digital durante 60 segundos (Figura 9).

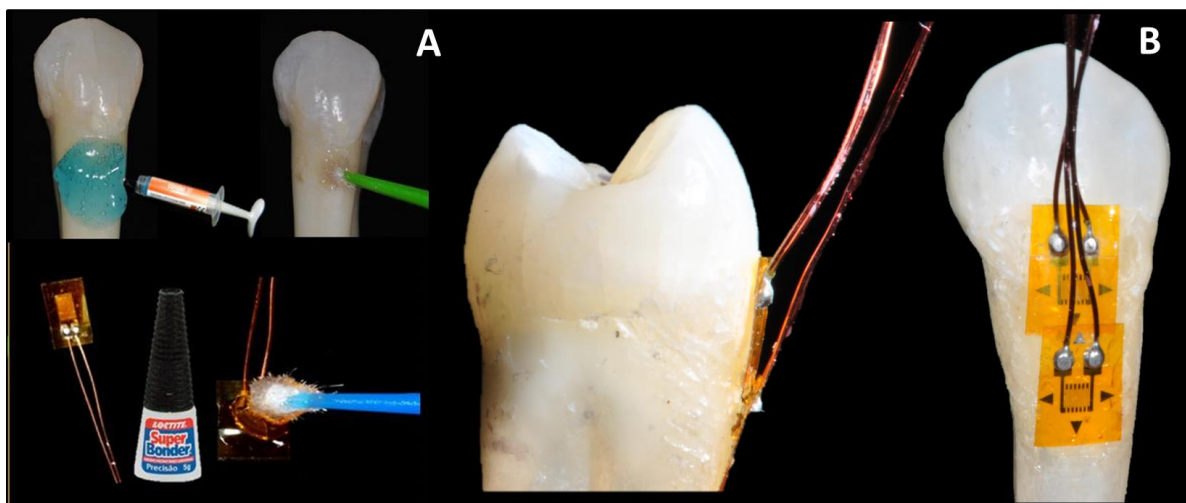


Figura 9. A- colagem dos extensômetros com cianoacrilato. B- Posição dos extensômetros na porção coronária e radicular.

A partir desta etapa a deformação da cúspide vestibular foi mensurada para a porção coronária e radicular na mesma amostra, para cada tipo carregamento aplicado. Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de Dados (ADS0500IP, Lynx, SP, no esquema de meia ponte de Wheatstone (Figura 14) com dois extensômetros fixados em outro dente de respectivo grupo fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura (Soares et al., 2008a) (Figura 10).

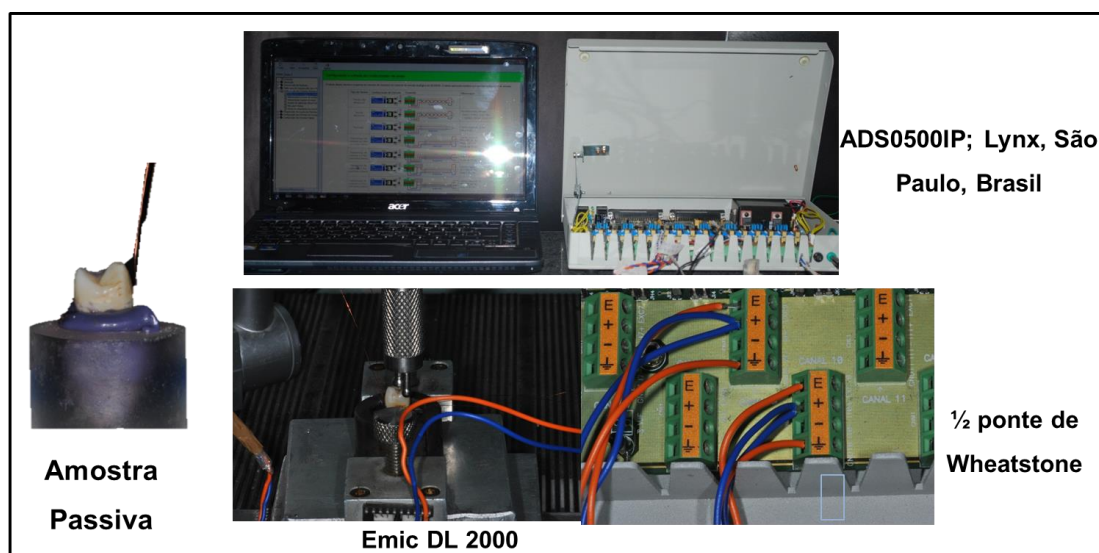


Figura 10. Placa de aquisição de sinais e amostra passiva.

Assim, as amostras híginas (HI) foram submetidas à aplicação de carga compressiva de 0-150N, com velocidade de 0,5mm/minuto, aplicada com esfera de 4,0mm de diâmetro contatando a cúspide vestibular e palatina para o carregamento axial (CA) e com um dispositivo em formato de lâmina de faca, contatando a vertente tritुरante da cúspide palatina para o carregamento oblíquo (CO), em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Brasil) (Figura 11), obtendo então o valor da deformação (D1). Portanto, para cada amostra, a deformação foi mensurada em duas regiões, para cada carregamento.

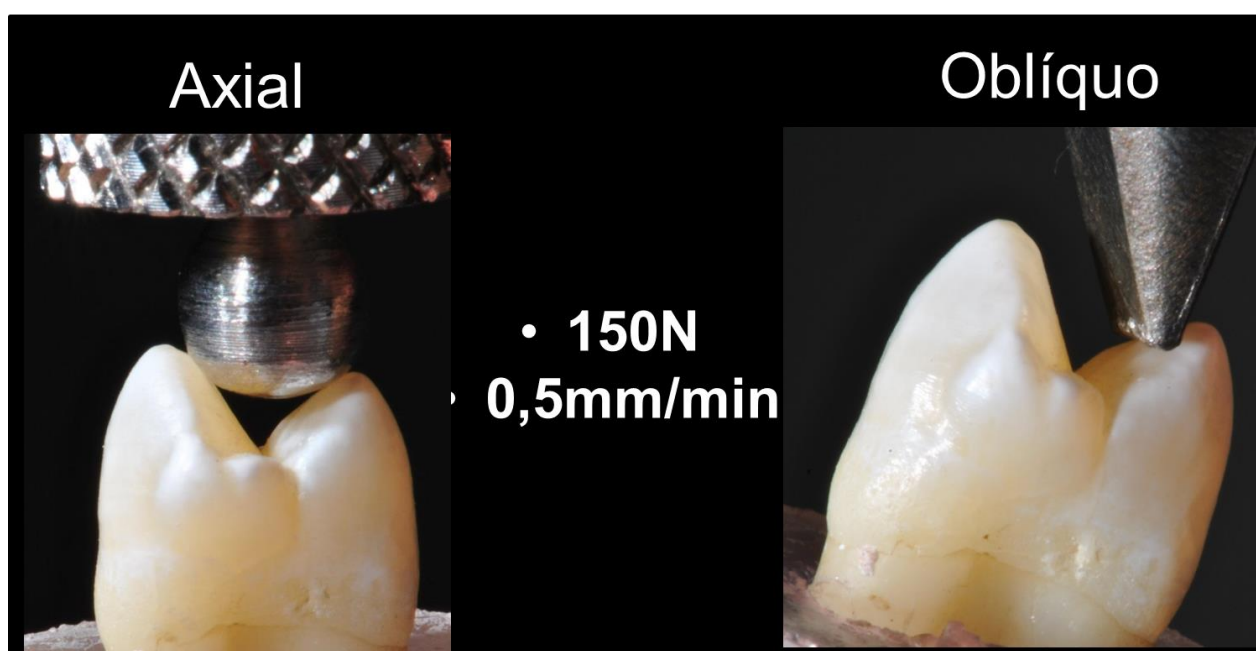


Figura 11. Amostra posicionada em máquina de ensaio mecânico universal para aplicação de carregamento.

Após adquirir o valor da deformação das amostras híginas (D1), estas foram submetidas à máquina de ciclagem mecânica (Simulador de fadiga mecânica ER - 11000 – Plus, Erios, São Paulo-SP, Brasil). Neste equipamento, simulou-se carregamento oblíquo na cúspide palatina, de 50N(Rodriguez-Cervantes et al., 2011), em 200.000 ciclos (2Hz); correspondente a aproximadamente 10 meses de envelhecimento (Rodriguez-Cervantes et al., 2011) (F1). As amostras híginas foram novamente submetidas aos

carregamentos compressivos CA e CO de 0-150N, para a mensuração da deformação na estrutura dentária após a fadiga mecânica (D2).

4.2.3 Preparo das Amostras

Lesões cervicais não cariosas de morfologia arredondada foram simuladas com ponta diamantada (3118, KG Sorensen, Barueri, SP), com dimensões de 2,5mm de profundidade, 2,5mm de abertura e abrangendo toda a região no sentido mésio-distal, com o centro localizado na junção amelo-cementária (Figura 12). Os 30 dentes, então, foram divididos em 6 grupos (n=5): 1- NR (LCNC não restaurada); 2- IV (LCNC restaurada com ionômero de vidro; 3- RF (LCNC restaurada com resina fluida); 4- RC (LCNC restaurada com resina composta); 5- DL (LCNC restaurada com dissilicato de Lítio); e 6- CR+DL (LCNC restaurada com núcleo de preenchimento em resina composta e fragmento cerâmico a base de dissilicato de lítio de 0,5mm).

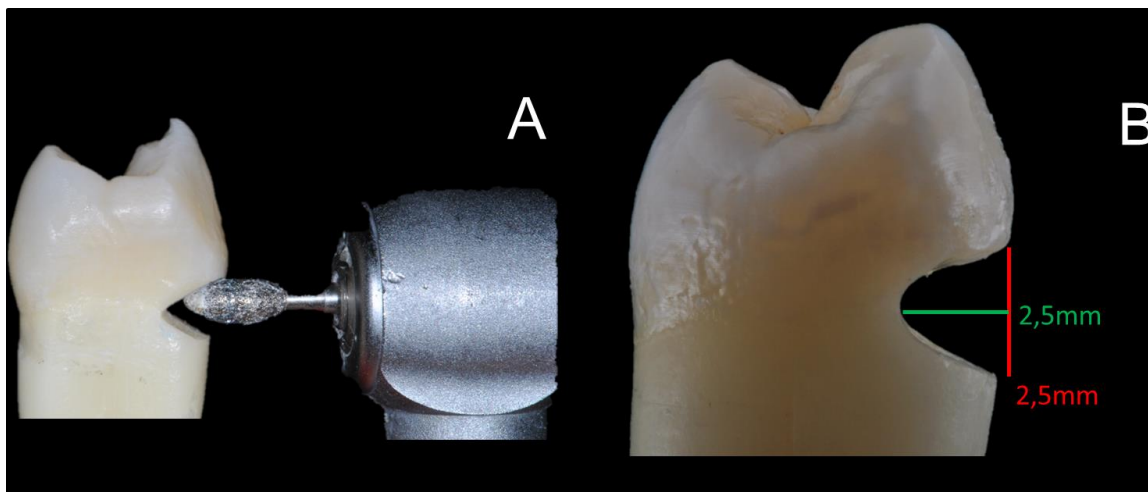


Figura 12. A- Ponta diamantada 3118 para simulação da LCNC. B- Dimensões da LCNC.

- 1- NR: Este grupo não recebeu nenhum tipo de material restaurador.
- 2- IV: Para confeccionar a restauração com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Riva Light Cure, SDI), o material

restaurador foi aplicado diretamente sobre a superfície em porções de até 2mm, após o condicionamento com ácido fosfórico 37% (Condac 37%, FGM). Cada incremento foi fotoativado por 40 segundos com LED de alta potência 1000mw/mm²) (Figura 13)

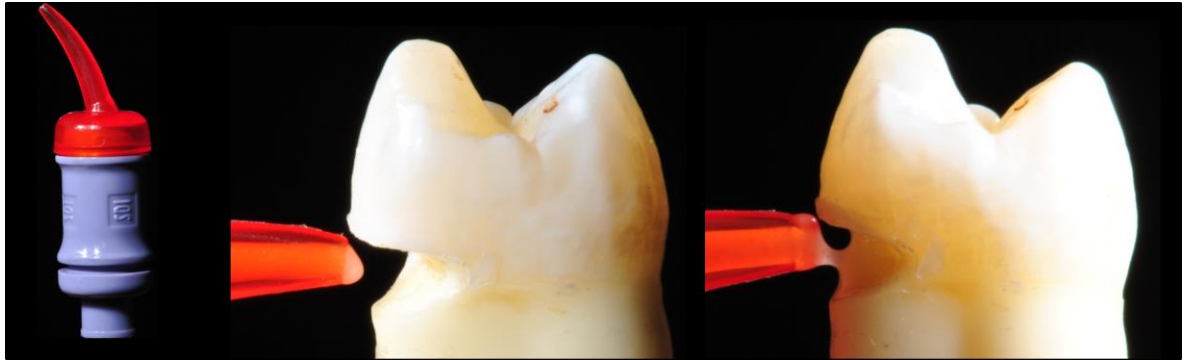


Figura 13. Técnica restauradora para as amostras restauradas com ionômero de vidro.

- 3- RF: Para Confeccionar as restaurações de resina flow (FILTEK Z350 FLOW – A3, 3M ESPE), realizaram-se o condicionamento seletivo do esmalte com ácido fosfórico 37% por 15 segundos (FGM) e a aplicação de sistema adesivo auto-condicionante de único frasco (Universal). A resina foi inserida em porções de até 2mm, sendo cada incremento fotoativado por 40 segundos (Figura 14).

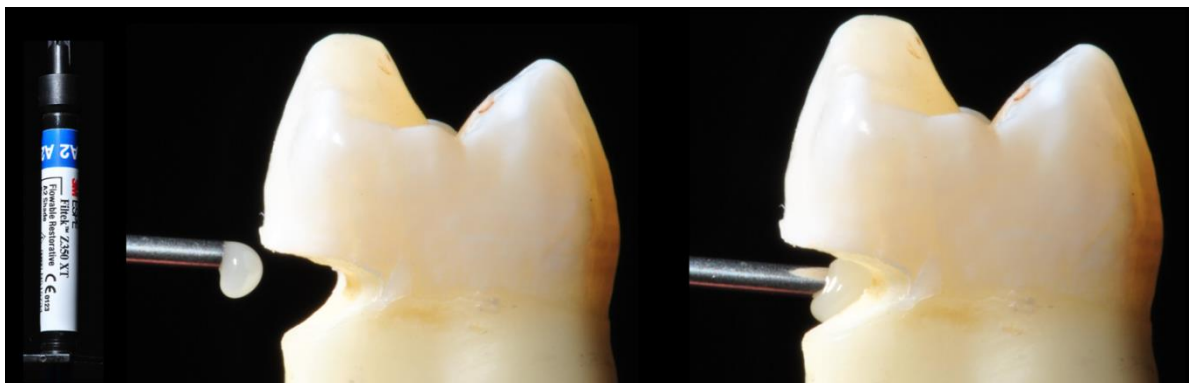


Figura 14. Técnica restauradora para as amostras restauradas com resina fluida.

- 4- RC: Para as restaurações em resina composta (Z350 – A3, 3M ESPE), realizaram-se o condicionamento seletivo do esmalte com ácido fosfórico 37% por 15 segundos (Condac 37%, FGM) e

aplicação de sistema adesivo auto-condicionante de único frasco (Universal). A resina foi inserida em porções de até 2mm, sendo cada incremento fotoativado por 40 segundos (Figura 15).

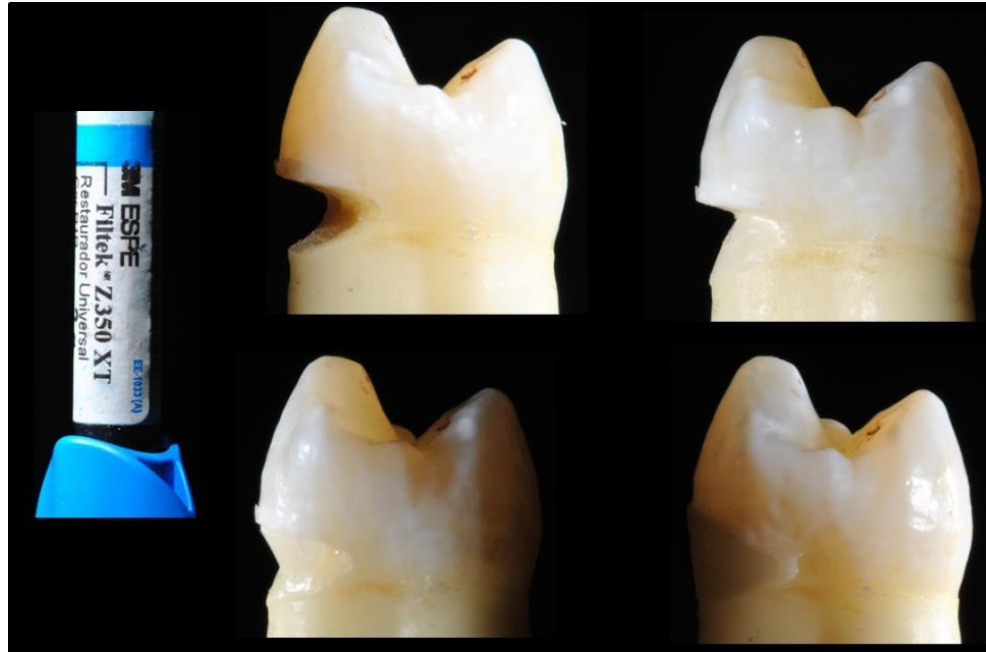


Figura 15. Técnica restauradora para as amostras restauradas com resina composta.

- 5- DL: Para restaurações em cerâmica reforçada com cristais de dissilicato de lítio (E-max – A3; Ivoclar Vivadent), a LCNC foi moldada com silicone de adição (Virtual; Ivoclar Vivadent) e, em seguida, feito o enceramento e posterior confecção da peça cerâmica por sistema de injeção. A superfície interna da cerâmica foi condicionada com ácido fluorídrico por 20 segundos (Condicionador de Porcelanas, Dentsply Brasil, Petrópolis, Brasil), seguido da limpeza com ácido fosfórico 37% (3M ESPE) e da aplicação de silano (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent). Após acabamento e polimento dos fragmentos cerâmico, realizaram-se o condicionamento seletivo do esmalte com ácido fosfórico 37% por 15 segundos (FGM) e a aplicação de sistema adesivo auto-condicionante de único frasco

(Universal). Para cimentação, foi utilizado cimento resinoso 100% polimerizável (Variolink Veneer; Ivoclar Vivadent), fotoativando cada face por 40 segundos, após a remoção dos excessos de cimento(Figuras 16, 17 e 18).

- 6- RC+DL: Este grupo seguiu os mesmos protocolos da restauração em resina composta para a confecção do núcleo de preenchimento e também as mesmas etapas do grupo DL relacionando ao fragmento cerâmico de 0,5mm (Figuras 16, 17 e 19).

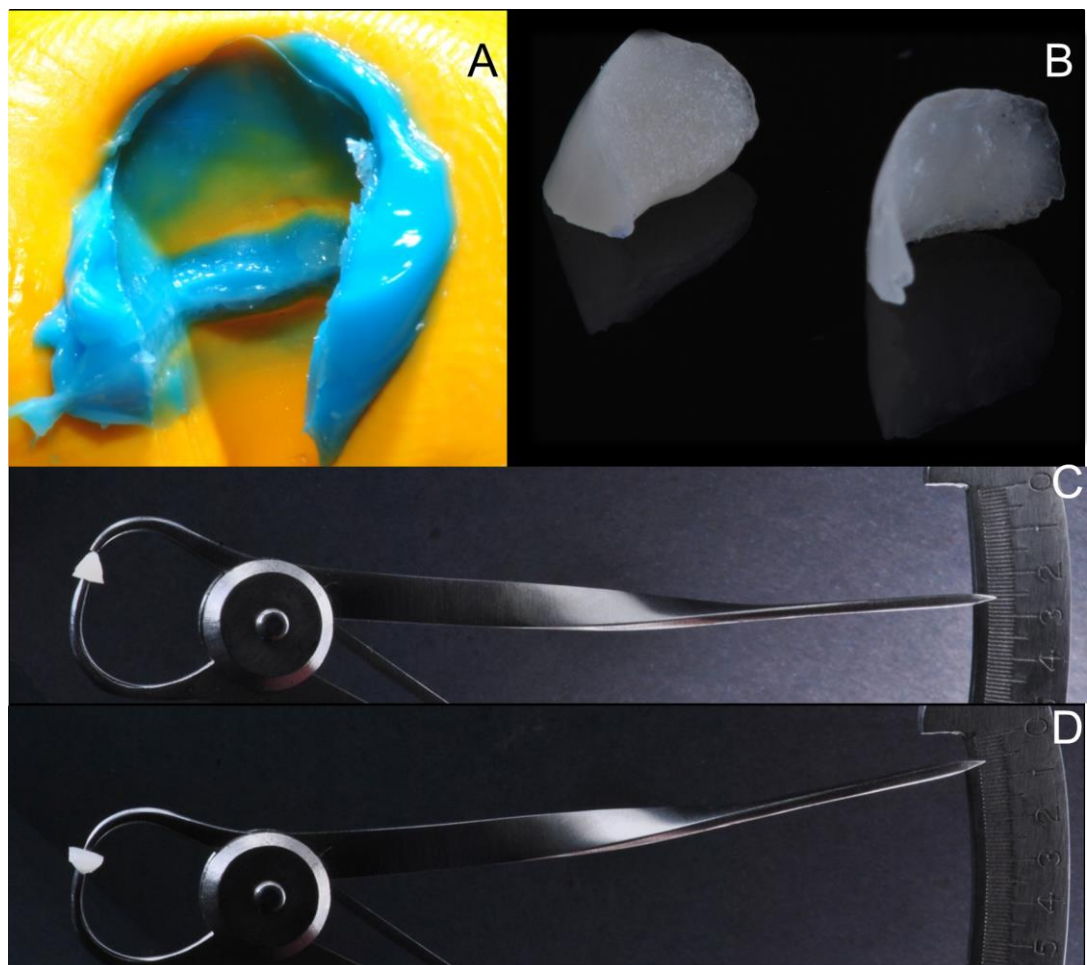


Figura 16. A- Moldagem da LCNC. B- Fragmentos cerâmicos confeccionados em dissilicato de lítio. C- Espessura de 2,5mm da restauração para a técnica restauradora somente com cerâmica. D- C- Espessura de 0,5mm da restauração para a técnica restauradora com núcleo de preenchimento em resina e fragmento cerâmica.

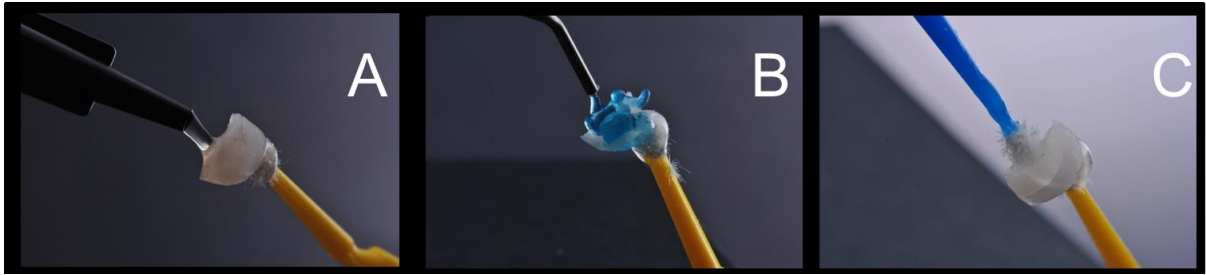


Figura 17. Tratamento da superfície da cerâmica. A- Aplicação de ácido fluorídrico. B- Aplicação de ácido fosfórico. C- Aplicação de silano.

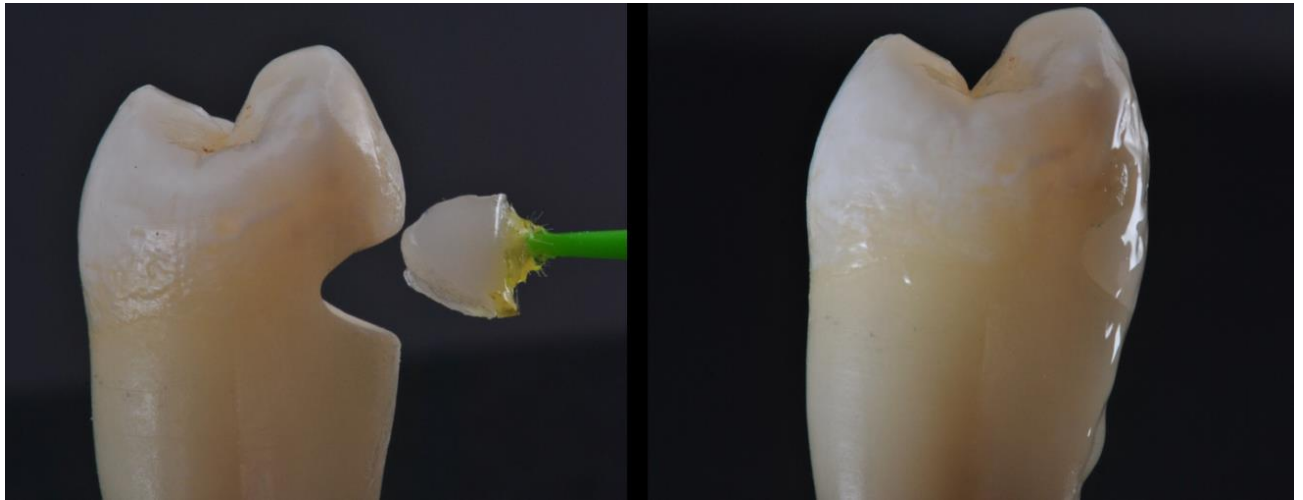


Figura 18. Prova e cimentação da restauração cerâmica de 2,5mm.

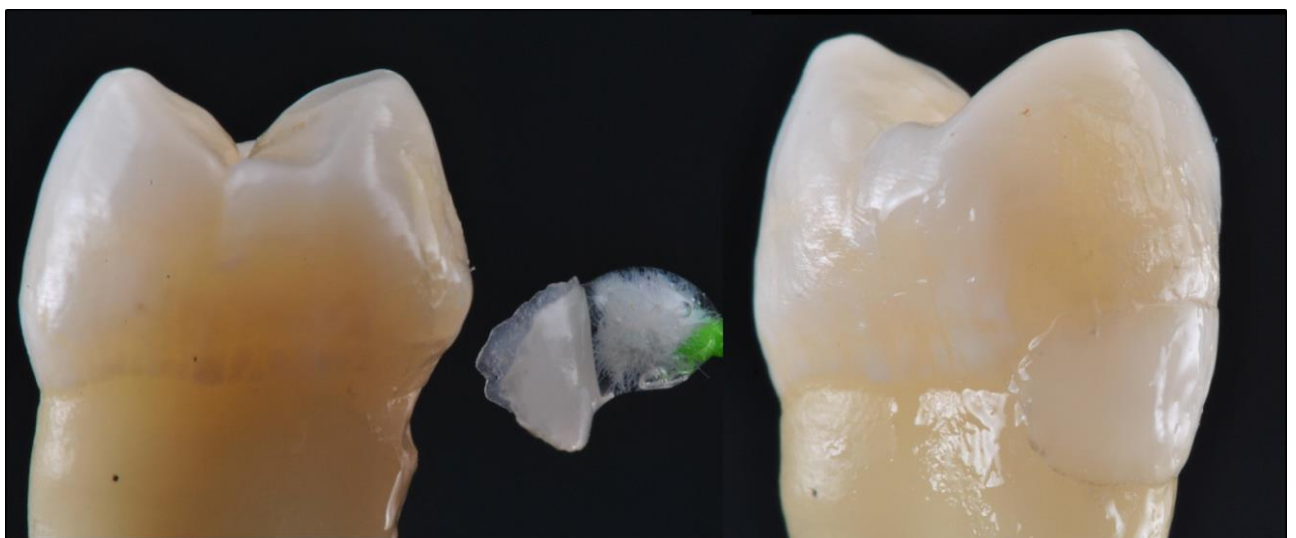


Figura 19. Prova e cimentação da restauração cerâmica de 0,5mm.

4.2.4 Mensuração da Deformação das Amostras Preparadas e Análise dos resultados

Após a colagem de extensômetros nas regiões equivalentes ao hígido, o extensômetro coronário (EC) ficou com a grelha posicionada no material restaurador, sendo que no grupo NR não foi possível incluir EC. O Extensômetro Radicular foi fixado exatamente na mesma região das amostras híginas. Então as amostras com LCNCs restauradas e o grupo NR foram submetidas à aplicação de carga compressiva de 0-150N, para mensuração da deformação para os dois tipos de carregamento (CA e CO). Após adquirir o valor da deformação imediatamente após a confecção da restauração (D3), as amostras foram novamente submetidas à máquina de ciclagem mecânica, seguindo as mesmas configurações aplicadas às amostras híginas, equivalente a aproximadamente 10 meses de situação clínica (200 000 ciclos de 50N, a 2 Hertz). Após o envelhecimento mecânico, as amostras restauradas e o grupo NR foram novamente submetidos aos carregamentos compressivos CA e CO de 0-150N, para a mensuração da deformação (D4) (Figura 20).

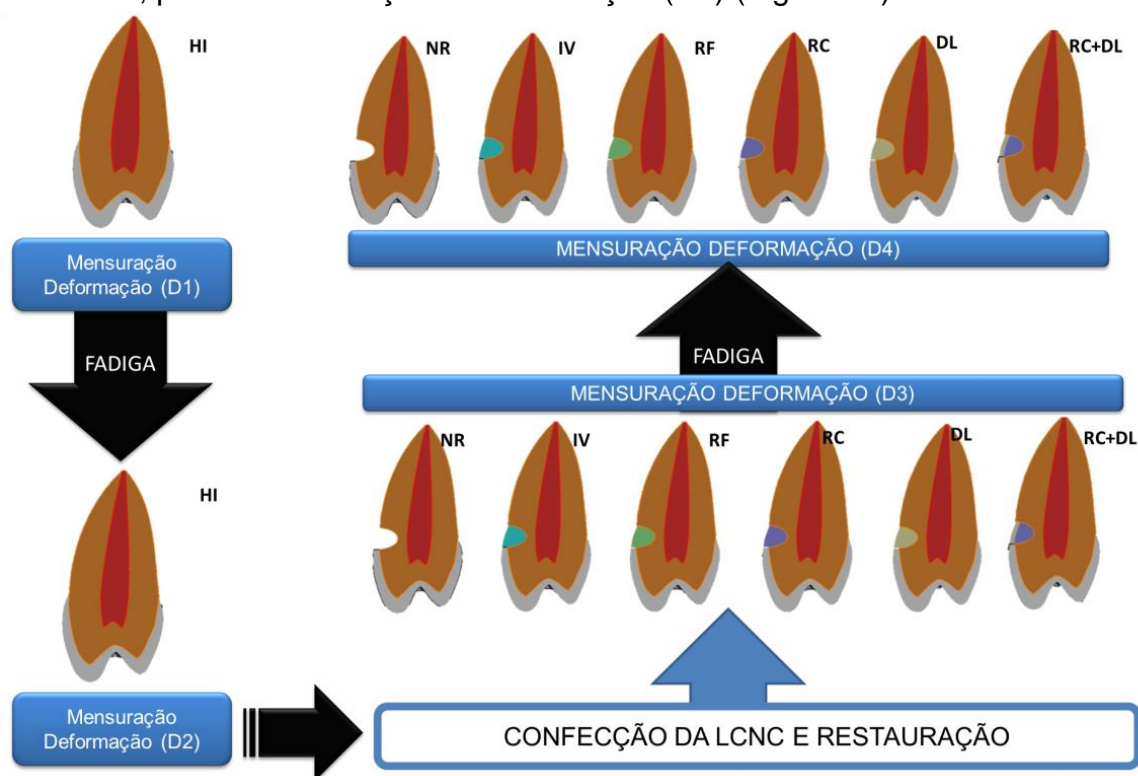


Figura 20. Diagrama esquemático do processo de mensuração da deformação das amostras.

Os dados obtidos foram transferidos para computador que utilizou software específico de aquisição, transformações de sinais e análise dos dados (AqDados 7.02 e AqAnalysis, Lynx, SP, Brasil). Durante a aplicação da carga o sistema de aquisição de dados coletou um nível de microdeformação (μs) a cada 0,3 segundos utilizando carga contínua de 0 a 150N. Os resultados foram obtidos em microdeformação separadamente para o Extensômetro Coronário e Radicular e analisados por Análise de Variância Three-Way, Teste Tukey (Contato oclusal X Técnica restauradora X Fadiga Mecânica) e Análise de Variância One-Way, Teste T-Pareado (Grupo Controle X Respectivas amostras preparadas), ambos com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

5 Resultados

5.1 Análise do Padrão de Distribuição de Tensões

A análise de Von Mises (VM) apresenta o resultando da distribuição das tensões equivalentes, sendo que os resultados mais próximos da tonalidade azul mais escuro (0 absoluto) apresentam menor acúmulo de tensão e, quanto mais próximo da tonalidade vermelha, maior o acúmulo de tensão. O critério de Tensão Máxima Principal (S1), faz uma distinção entre as tensões, considerando os valores negativos (colocação azul) como tensão de compressão e os valores positivos (coloração vermelha) sendo tensão de tração.

Para ambos os critérios analisados, os fatores em estudo: tipo de material restaurador da lesão cervical não cariosa e tipo de contato oclusal – influenciaram a distribuição de tensão nos modelos de pré-molar. A variação do carregamento oclusal mostrou grande diferença no padrão de distribuição de tensão, independente da presença de LCNC não restaurada ou do material utilizado. Em Von Mises, para o modelo hígido, o carregamento ao longo eixo do dente (CA) resultou em uma distribuição de tensão harmônica em todas as estruturas dentárias. Já, quando submetido ao carregamento oblíquo (CO), houve concentração de tensão na região cervical vestibular, principalmente na junção amelo-cementária, chegando a 20MPa. Analisando o modelo hígido (HI) submetido ao carregamento axial (CA) pelo critério de tensão máxima principal, observa-se que a intensidade das tensões acumuladas, seja tração ou compressão é reduzida. Já este modelo, quando submetido ao carregamento palatino, constata-se elevado índice de tensão de tração na dentina radicular vestibular e na junção amelo-cementária (Figuras 21 e 22).

A perda de estrutura dentária na região cervical foi fator relevante para alteração do padrão de distribuição das tensões, sendo mais acentuada em

CO, seja para VM ou S1. Nos modelos com a lesão simulada e não restaurada (NR), por VM, observa-se que o carregamento axial apresentou acúmulo de tensão na dentina próxima do fundo da lesão, sendo que no carregamento oblíquo (CO) estas áreas de concentração de tensões foram intensificadas, ultrapassando 45MPa. Para o critério S1, observa-se que para este modelo submetido ao carregamento axial, houve leve concentração de tensão de compressão e tração, no fundo da lesão e no esmalte dentário da parede gengival respectivamente. Quando o modelo NR foi submetido ao CO, nota-se que a tensão de tração identificada no modelo HI/CO foi transferida para o fundo da lesão, ultrapassando 25MPa (Figuras 21 e 22).

Independente do tipo da técnica restauradora utilizada, do carregamento simulado e do critério de análise, a substituição do tecido dentário perdido por restaurações adesivas promoveu um comportamento biomecânico mais semelhante ao HI. Para VM, os modelos restaurados submetidos ao CA apresenta um padrão uniforme de distribuição de tensão. Entretanto, nota-se que materiais que tiveram menor acúmulo de tensão, como RF e IV, foram os grupos que apresentaram maior concentração de tensão na estrutura dentária, principalmente na dentina do fundo da lesão. Os grupos RC e RC+DL apresentaram comportamento mais próximo ao do dente hígido. O grupo DL, apesar da distribuição de tensão na estrutura dentária aproximar ao do HI, acumulou mais tensão no material restaurador. Analisando estes mesmos grupos pelo critério S1, assim como por VM, nota-se similaridade entre os modelos. Entretanto, RF e IV apresentaram maiores acúmulo de tensão de tração no esmalte da parede oclusal da lesão e os grupos RC e DL mostraram acúmulo de compressão na parede gengival. O grupo DL apresentou maior acúmulo de tensão de tração no material restaurador. A técnica restauradora RC+DL apresentou comportamento mecânico similar ao hígido tanto em relação à estrutura dentária, como no material restaurador (Figuras 23 e 24).

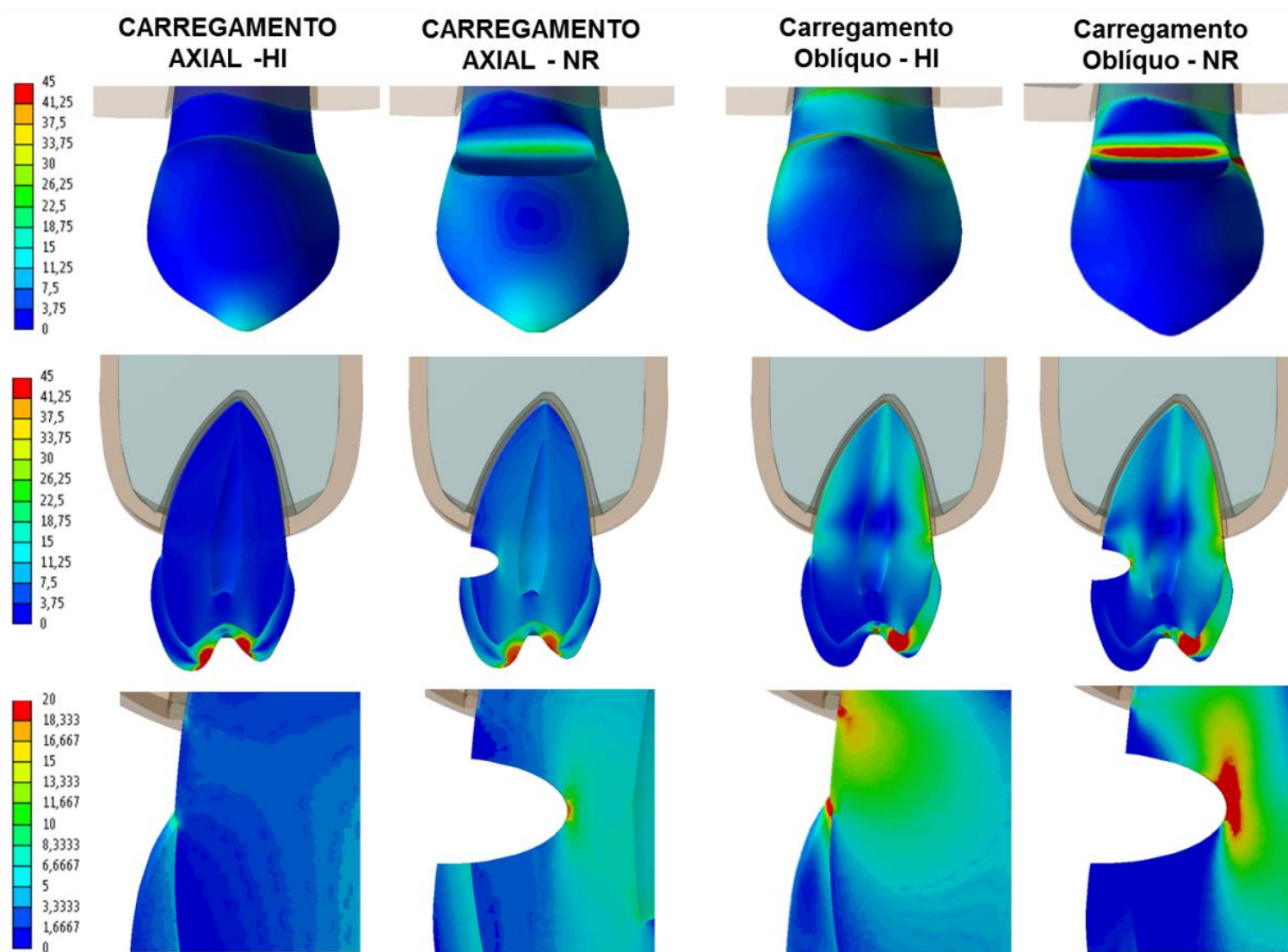


Figura 21. Resultados de Elementos Finitos por Von Mises para o carregamento axial e oblíquo, para os modelos hígidos e com LCNC não restaurada.

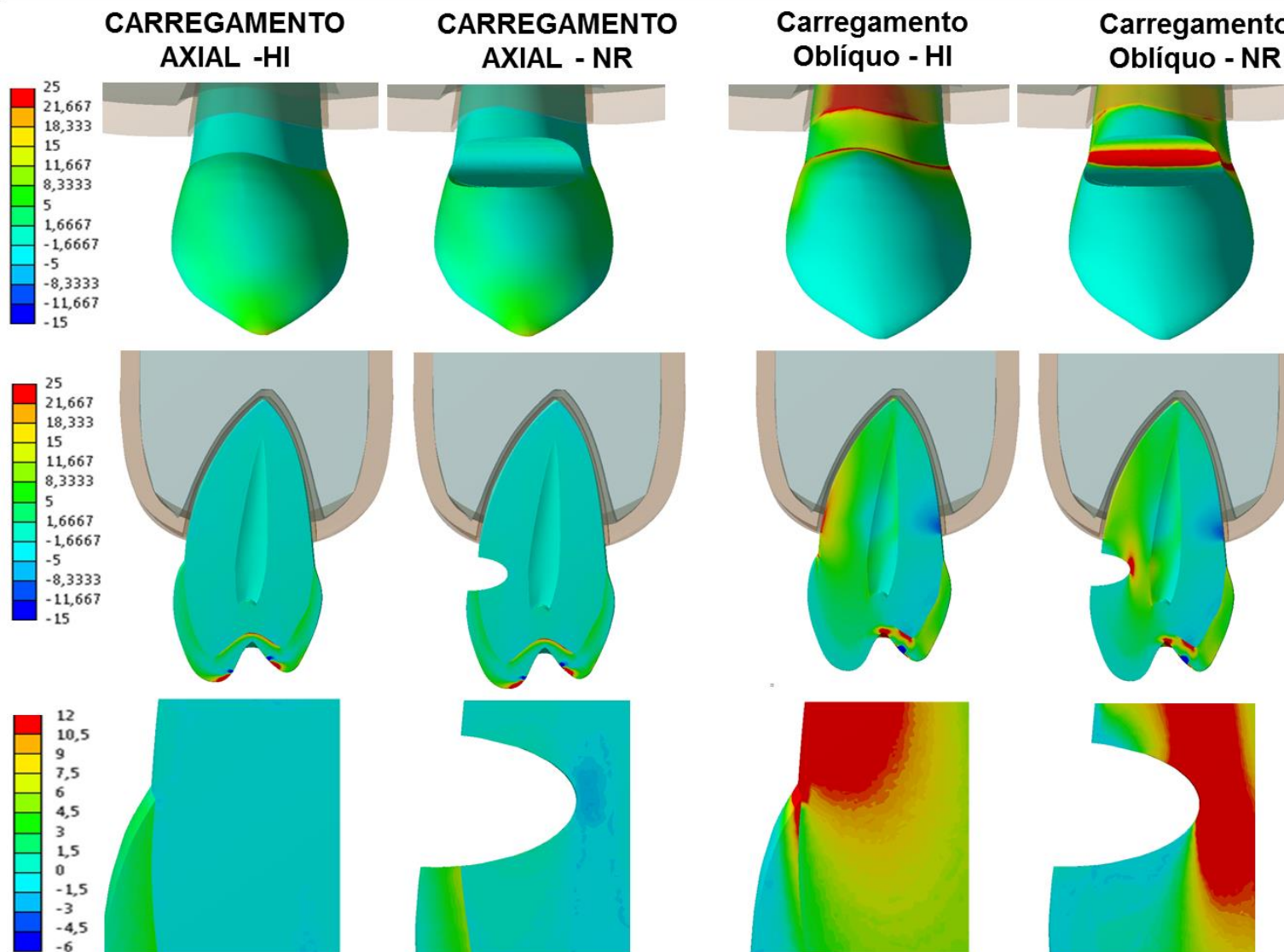


Figura 22. Resultados de Elementos Finitos pelo critério de Tensão Máxima Principal para o carregamento axial e oblíquo, para os modelos hígidos e com LCNC não restaurada.

Analisando o CO, tanto para os resultados obtidos no critério de tensões equivalentes (VM) quanto para o de tensão máxima principal, observa-se maior diferença entre o comportamento dos materiais restauradores e do efeito destes no remanescente dentário quando comparado com CA. Para VM, o modelo RF apresentou maior concentração de tensão no fundo da lesão, enquanto que para as outras técnicas restauradoras as tensões se acumularam mais na dentina da face vestibular, principalmente para o grupo DL. As técnicas restauradoras com IV, RC e RC+DL mostraram maior equilíbrio nas dissipações das tensões quando analisado o remanescente dentário, assemelhando-se mais ao padrão do modelo HI. Ao averiguar o comportamento do material restaurador, observa-se que RF apresentou mínimo acúmulo de tensão, enquanto o DL apresentou elevado acúmulo de tensão. Da mesma forma como no CA, também para o carregamento oblíquo (CO), as técnicas restauradoras RC e RC+DL apresentaram comportamento biomecânico para os materiais mais próximo ao dente hígido. O ionômero de vidro e a resina composta possuíram padrão de distribuição de tensão bem próximo. Interpretando os resultados pelo critério de tensão máxima principal (S1), observa-se que os grupos RF e IV não apresentaram grande acúmulo de tensão no material, sendo que houve maior concentração de tensão de tração no esmalte da parede oclusal da lesão. A técnica restauradora com DL, além de maior acúmulo de tração no material, foi responsável por promover elevado nível de compressão na parede gengival da lesão. Em relação ao remanescente dentário, os grupos RC e RC+DL apresentaram o padrão de distribuição de tensão mais próximo ao do HI, sendo que RC acumulou maior tração no esmalte dentário. Ao analisar o comportamento da técnica restauradora, RC+DL apresentou o padrão de distribuição de tensão muito próximo ao do modelo hígido, remetendo ao comportamento biomecânico do esmalte e dentina perdidos (Figuras 25 e 26).

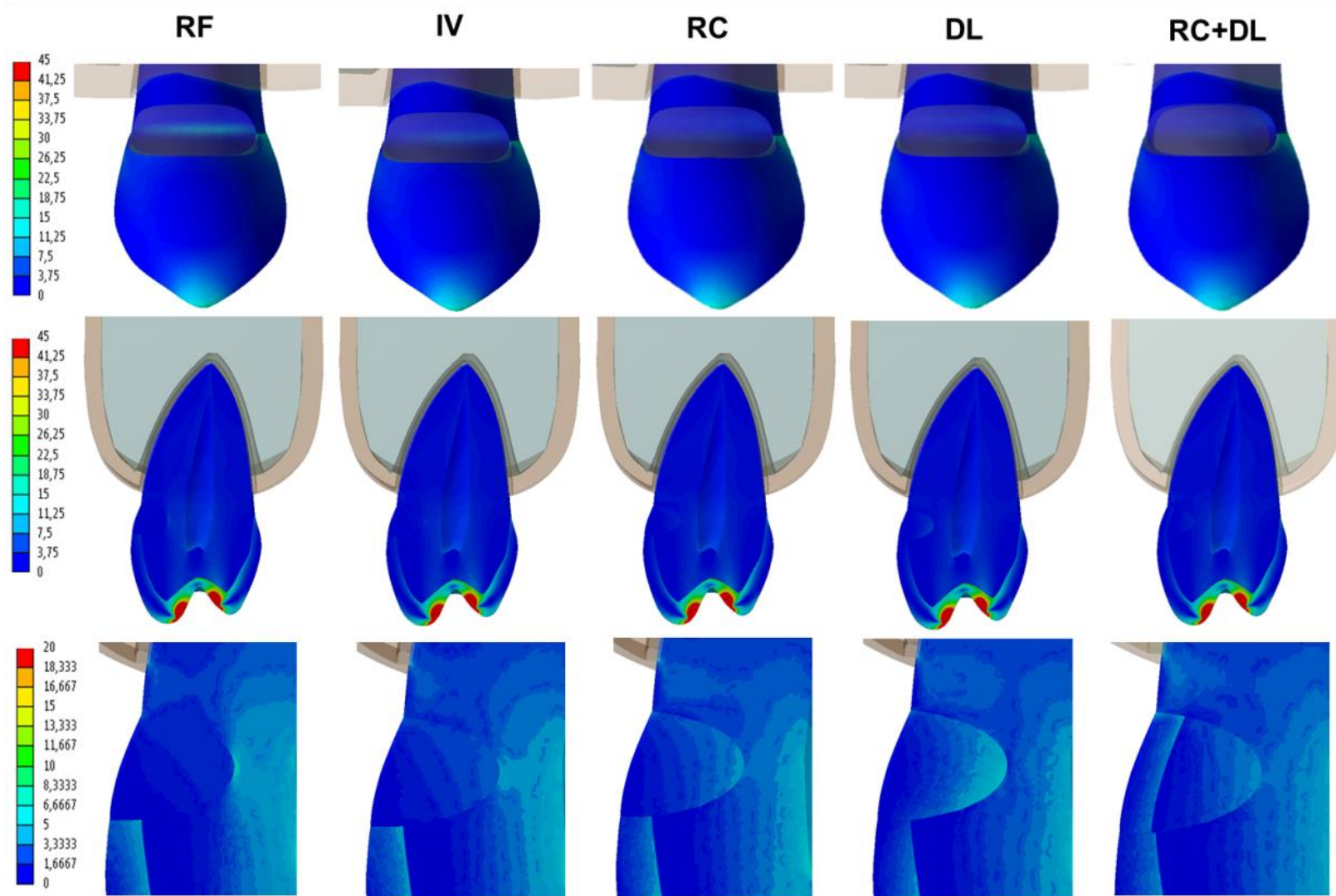


Figura 23. Resultados de Elementos Finitos por Von Mises para o carregamento axial, para os modelos com LCNC restaurada.

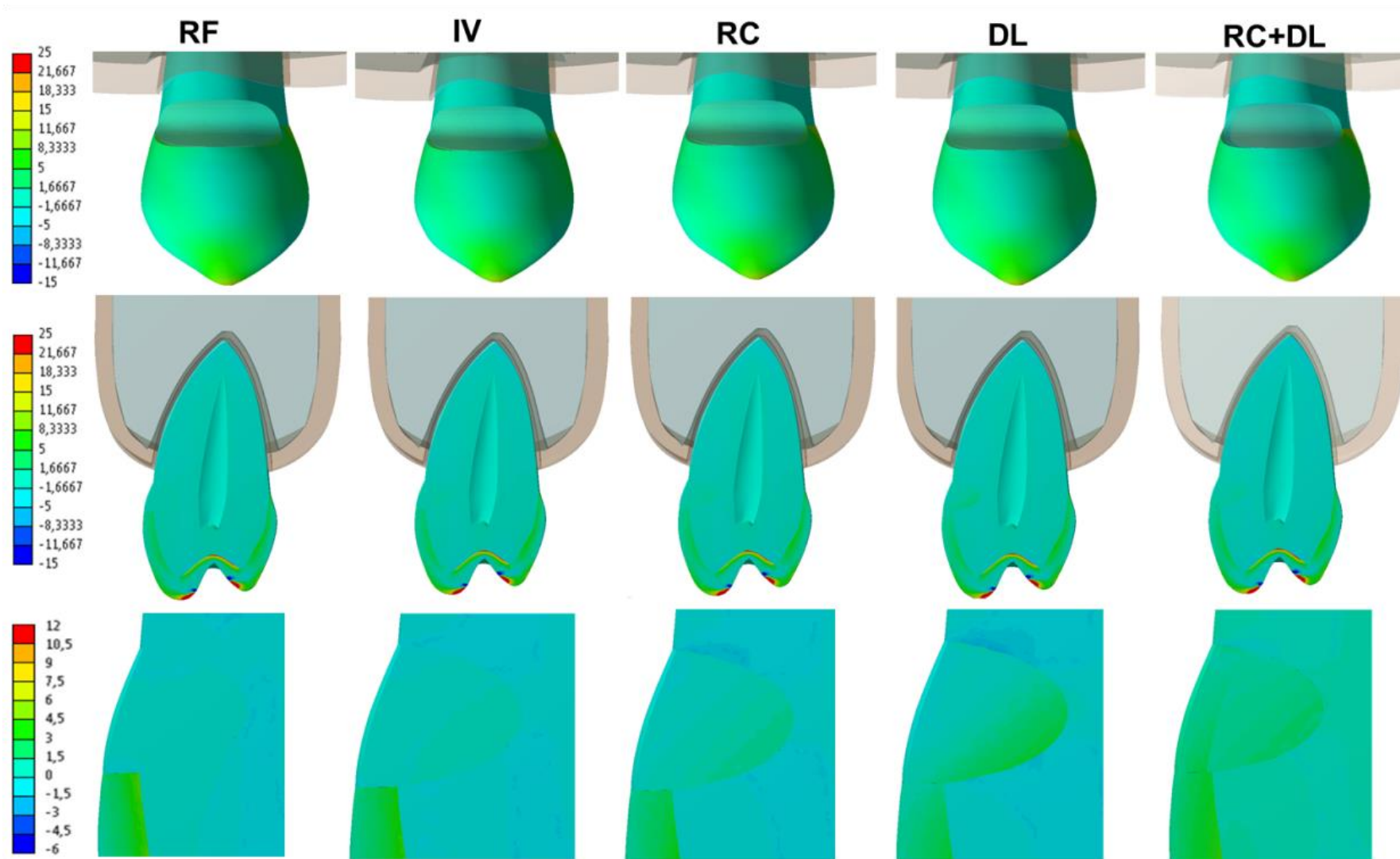


Figura 24. Resultados de Elementos Finitos por Tensão Máxima Principal para o carregamento axial, para os modelos com LCNC restaurada.

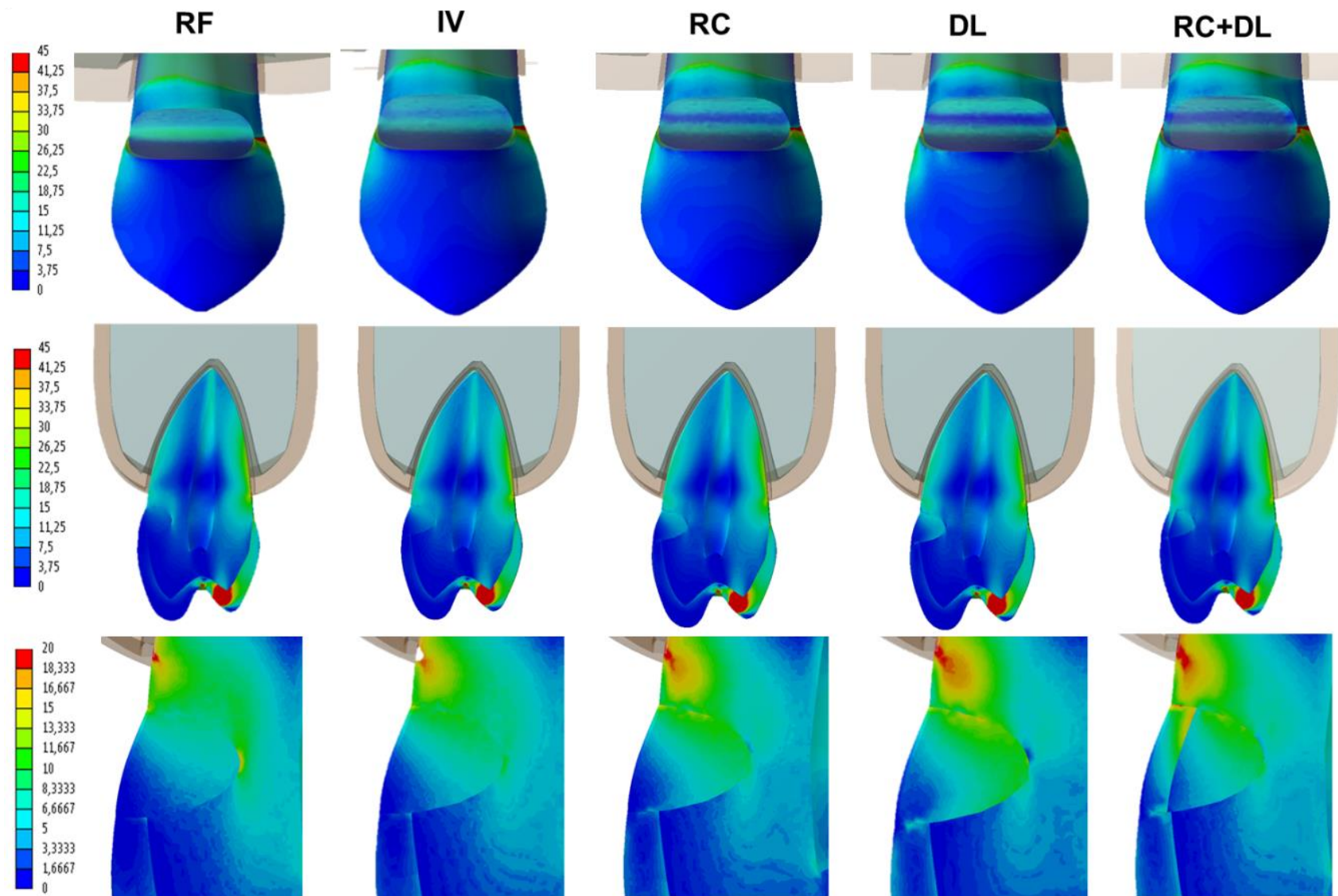


Figura 25. Resultados de Elementos Finitos por Von Mises para o carregamento oblíquo, para os modelos com LCNC restaurada.

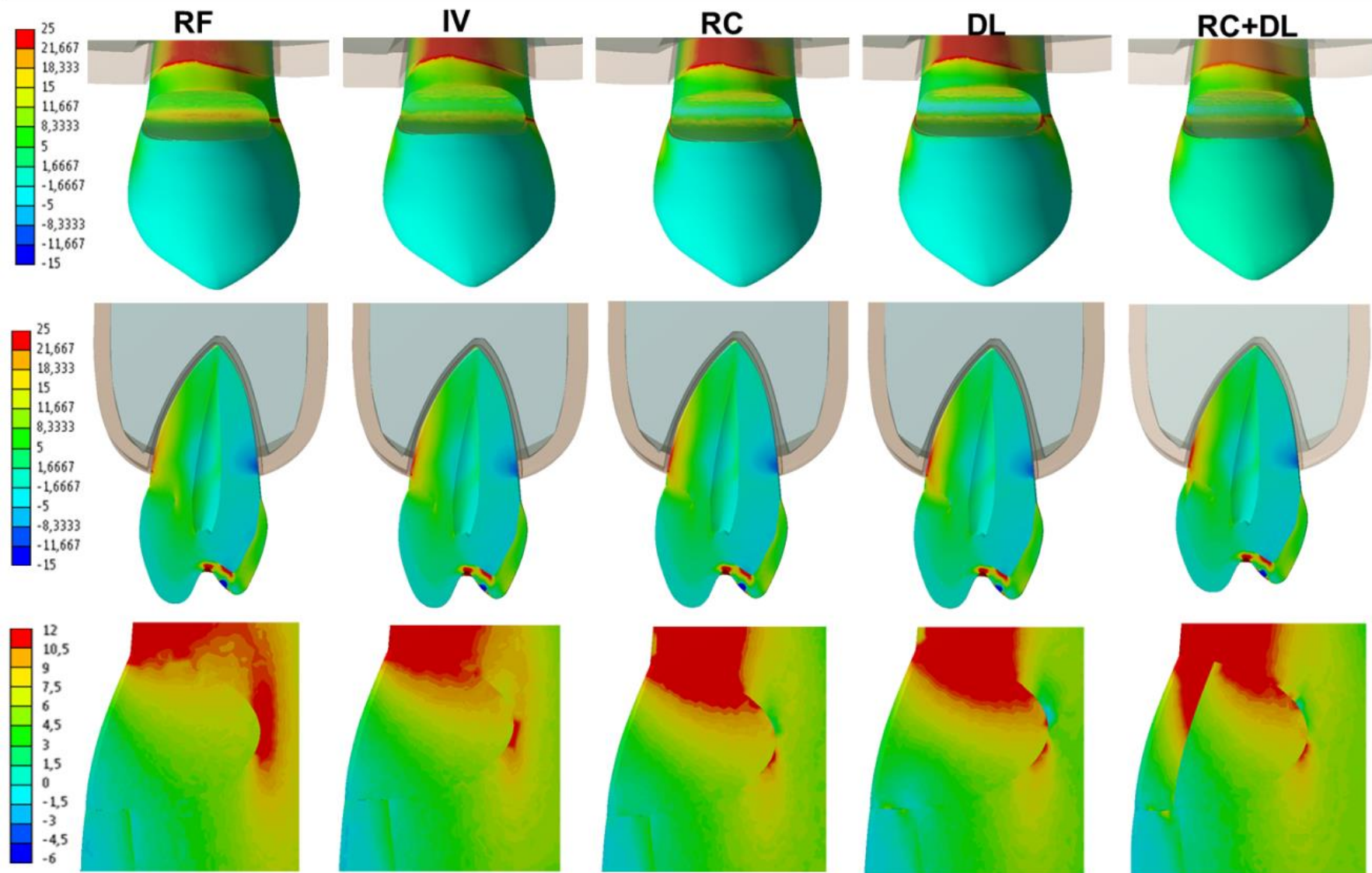


Figura 26. Resultados de Elementos Finitos por Tensão Máxima Principal para o carregamento oblíquo, para os modelos com LCNC restaurada.

5.2 Análise da Deformação

Para a análise do padrão de deformação mensurado pelo teste de extensometria, para ambos os extensômetros, é possível fazer uma correlação dos principais fatores intensificadores obtidos como resultado na análise das tensões por elementos finitos.

5.2.1 Extensômetro Coronário

Analizando os dados obtidos, a deformação do material restaurador mensurado o carregamento palatino promoveu maior deformação do material restaurador somente para os grupos IV, DL e RC+DL. Para RF e RC, a deformação entre ambos os carregamentos não apresentou diferença estatística. Comparando o efeito dos diferentes materiais restauradores, para ambos os carregamentos, e independente da fadiga, os grupos com técnicas restauradoras envolvendo materiais cerâmicos (RC+DL e DL) apresentaram os menores valores de deformação, independente do carregamento e do envelhecimento. A resina composta apresentou valores de deformação intermediários sendo similar a RF. O material restaurador ionômero de vidro apresentou os maiores valores de deformação para o carregamento palatino e axial, sendo que para CA não houve diferença com RF. Independente do material restaurador e do carregamento empregado, o envelhecimento mecânico aumentou a deformação destes materiais (Tabela 3).

Comparando a deformação do material restaurador com o grupo controle (HI), a técnica restaurado IV e RC apresentou maior deformação para ambos os carregamentos, independente da execução da ciclagem mecânica. As amostras restauradas com resina fluida apresentaram aumento da deformação quando comparada com o controle, com exceção para o carregamento palatino, previamente ao envelhecimento. O DL foi semelhante ao hígido, independente do carregamento e de fadiga. A técnica restauradora RC+DL apresentou menor deformação quando comparado com o dente hígido previamente a fadiga em ambos o carregamento; entretanto após a ciclagem,

esta técnica restauradora não apresentou diferença para o grupo controle (Tabela 4).

Tabela 3. Média dos valores máximos da deformação (μS e +- DP) para material restaurador, e categoria estatística conforme Análise de Variância Three Way - Teste Tukey ($p < 0.05$): Contato oclusal X Técnica restauradora X Fadiga Mecânica.

Técnica Restauradora	Carregamento Oblíquo				Carregamento Axial			
	Imediato		Fadiga		Imediato		Fadiga	
	Média (DP)	Estatística	Média (DP)	Estatística	Média (DP)	Estatística	Média (DP)	Estatística
Resina Composta + Dissilicato de Lítio	85,6 (22,2)	Aa	109,1 (31,0)	Ab	50,8 (13,8)	Aa	87,6 (29,0)	Ab
Dissilicato de Lítio	156,4 (61,5)	Aa*	180,4 (47,9)	Ab*	63,7 (15,1)	Aa	81,6 (21,6)	Ab
Resina Composta	233,2 (57,3)	Ba	315,5 (92,0)	Bb	188,0 (45,0)	Ba	272,8 (92,0)	Bb
Resina Fluida	290,1 (74,5)	Ba	410,4 (121,2)	Bb	265,2 (83,5)	BCa	324,9 (16,2)	BCb
Ionômero de Vidro	604,5 (66,5)	Ca*	825,3 (172,7)	Cb*	363,3 (163,7)	Ca	442,4 (171,3)	Cb

Letras maiúsculas para comparação vertical (entre técnicas restauradoras). Letras minúsculas para comparação horizontal (efeito do envelhecimento mecânico). Asterisco (*) para comparação horizontal para a influência do tipo de carregamento.

Tabela 4. Média dos valores máximos da deformação (μS e \pm DP) para material restaurador, e categoria estatística de conforme Análise de Variância One-Way – Teste T Pareado ($p < 0.05$): Grupo Controle X Respectivas amostras preparadas.

Técnica Restauradora	Carregamento	Fadiga	Deformação HI	Deformação Restaurado	Valor de P
Resina Composta + Dissilicato de Lítio	Axial	Imediato	81,4 (15,5)	50,8 (13,8)	0,014*
		Fadiga	138,4 (46,2)	87,6 (29,0)	0,103
	Oblíquo	Imediato	155,1 (43,1)	85,6 (22,2)	0,012*
		Fadiga	244,7 (109,1)	109,1 (31,0)	0,058
Dissilicato de Lítio	Axial	Imediato	90,1 (30,7)	63,7 (15,1)	0,07
		Fadiga	103,4 (33,9)	81,6 (21,6)	0,143
	Oblíquo	Imediato	163,1 (53,4)	156,4 (61,5)	0,453
		Fadiga	164,2 (56,9)	180,4 (47,9)	0,374
Resina Composta	Axial	Imediato	93,5 (37,2)	188,0 (45,0)	0,003*
		Fadiga	118,1 (76,7)	272,8 (92,0)	0,019*
	Oblíquo	Imediato	149,2 (36,7)	233,2 (57,3)	0,049*
		Fadiga	163,0 (81,0)	315,5 (92,0)	0,014*
Resina Fluida	Axial	Imediato	75,2 (24,1)	265,2 (83,5)	0,010*
		Fadiga	135,0 (38,2)	324,9 (16,2)	<0,001*
	Oblíquo	Imediato	200,0 (80,5)	290,1 (74,5)	0,128
		Fadiga	174,8 (49,3)	410,4 (121,2)	0,010*
Ionômero de Vidro	Axial	Imediato	85,7 (9,6)	363,3 (163,7)	0,013*
		Fadiga	150,0 (34,8)	442,4 (171,3)	0,016*
	Oblíquo	Imediato	254,3 (36,5)	604,5 (66,5)	<0,001*
		Fadiga	285,2 (43,9)	825,3 (172,7)	0,001*

Asterisco (*) para diferença estatística entre a amostra hígida e consequente amostra restaurada

5.2.2 Extensômetro Radicular

Comparando o efeito que a técnica restauradora promoveu sobre o remanescente dentário, a deformação da dentina radicular próxima a lesão foi maior para o carregamento oblíquo (CO) para todas as técnicas restauradoras, independente da execução ou não do envelhecimento mecânico. A deformação após a ciclagem foi significativamente maior quando comparada com os grupos previamente à ciclagem, para todos os materiais restauradores e ambos os carregamentos. Ao analisar a influência das diferentes técnicas restauradoras para o carregamento fora do longo eixo (CO), independente da fadiga mecânica, os grupos RC e RC+DL apresentaram os menores valores de deformação. Ainda para este carregamento, os grupos DL e IV apresentaram os maiores valores de deformação. Para CO, as amostras restauradas com RF apresentaram resultados intermediários, sendo estatisticamente semelhante aos grupos RC+DL, IV e DL. Ao analisar o carregamento axial, com exceção do grupo IV, que promoveu maior deformação, os outros grupos foram semelhantes, independente da realização da ciclagem mecânica (Tabela 5).

Comparando o efeito do material restaurador e da LCNC com o elemento dentário hígido, a presença da lesão não restaurada (NR) aumentou o valor da deformação independente do carregamento e da realização de fadiga. O material restaurador resina composta, não apresentou diferença ao hígido para o carregamento axial, independente da realização de fadiga, sendo que, para o carregamento palatino previamente e após o envelhecimento, a deformação mensurada foi menor no grupo HI. A técnica restauradora RC+DL, apresentou menor valor de deformação na estrutura dentária que o hígido, com exceção do carregamento longitudinal previamente à fadiga, que foi estatisticamente semelhante. O grupo RF apresentou todos os grupos semelhantes aos resultados das amostras hígidas, independente do carregamento e da realização de fadiga. O material IV apresentou maiores valores de deformação para o carregamento axial, independente da fadiga. Para o carregamento palatino, previamente à fadiga, este material resultou em

menor deformação na estrutura dentinária. Entretanto, após a fadiga, não houve diferença estatística. O grupo DL apresentou menor deformação da estrutura dentária para CA, independente da realização da ciclagem. Para o carregamento oblíquo, DL mostrou-se estatisticamente com maior deformação previamente a fadiga, e semelhante após a fadiga (Tabela 6).

Tabela 5. Média dos valores máximos da deformação (μ S e +- DP) para dentina radicular, e categoria estatística de conforme Análise de Variância Three Way - Teste Tukey ($p < 0.05$): Contato oclusal X Técnica restauradora X Fadiga Mecânica.

Técnica Restauradora	Carregamento Oblíquo				Carregamento Axial			
	Imediato		Fadiga				Imediato	
	Média (DP)	Estatística		Média (DP)	Estatística		Média (DP)	Estatística
Resina Composta	435.5 (121.9)	Aa*	536.7 (172.1)	Aa*	132.0 (44.5)	Aa	171.3 (76.1)	Aa
Resina Composta + Dissilicato de Lítio	483.6 (147.7)	ABa*	642.3 (155.9)	ABa*	112.2 (27.4)	Aa	152.0 (35.7)	Aa
Resina Fluida	643.0 (197.1)	BCa*	830.5 (230.8)	BCb*	94.3 (23.3)	Aa	158.4 (22.5)	Ab
Ionômero de Vidro	694.0 (202.9)	Ca*	1149.5 (244.8)	Cb*	233.7 (32.1)	Ba	470.5 (118.5)	Bb
Dissilicato de Lítio	786.7 (145.7)	Ca*	882.4 (121.4)	Ca*	155.7 (23.7)	Aa	161.9 (42.0)	Aa

Letras maiúsculas para comparação vertical (entre técnicas restauradoras). Letras minúsculas para comparação horizontal (efeito do envelhecimento mecânico). Asterisco (*) para comparação horizontal para a influência do tipo de carregamento.

Tabela 6. Média dos valores máximos da deformação (μS e +- DP) para dentina radicular, e categoria estatística de conforme Análise de Variância One-Way – Teste T Pareado ($p < 0.05$): Grupo Controle X Respectivas amostras preparadas.

Técnica Restauradora	Carregamento	Fadiga	Deformação HI	Deformação Restaurado	Valor de P
LCNC Não restaurada	Axial	Imediato	135.5 (19.4)	383.7 (93.5)	0.003*
		Fadiga	200.8 (82.6)	719.6 (109.9)	0.001*
	Obliquo	Imediato	173.3 (30.0)	912.1 (111.6)	<0.001*
		Fadiga	546.3 (282.3)	1095.3 (172.5)	0.002*
Resina Composta	Axial	Imediato	100.9 (37.5)	132.0 (44.5)	0.813
		Fadiga	178.2 (35.2)	171.3 (76.1)	0.441
	Obliquo	Imediato	574.9 (175.4)	435.5 (121.9)	0.037*
		Fadiga	764.8 (310.3)	536.7 (172.1)	0.036*
Resina Composta + Dissilicato de Lítio	Axial	Imediato	107.7 (30.6)	112.2 (27.4)	0.423
		Fadiga	216.3 (34.6)	152.0 (35.7)	0.018*
	Obliquo	Imediato	722.8 (266.8)	483.6 (147.7)	0.090*
		Fadiga	935.2 (104.2)	642.3 (155.9)	0.007*
Resina Fluida	Axial	Imediato	110.8 (37.4)	94.3 (23.3)	0.222
		Fadiga	173.3 (26.9)	158.4 (22.5)	0.214
	Obliquo	Imediato	727.4 (178.9)	643.0 (197.1)	0.209
		Fadiga	760.1 (301.0)	830.5 (230.8)	0.113
Ionômero de Vidro	Axial	Imediato	105.7 (20.2)	233.7 (32.1)	0.001*
		Fadiga	210.6 (76.7)	470.5 (118.5)	0.008*
	Obliquo	Imediato	783.3 (180.9)	694.0 (202.9)	0.013*
		Fadiga	876.8 (125.6)	1149.5 (244.8)	0.101
Dissilicato de Lítio	Axial	Imediato	100.5 (21.7)	155.7 (23.7)	0.019*
		Fadiga	222.8 (59.3)	161.9 (42.0)	0.041*
	Obliquo	Imediato	597.4 (143.7)	786.7 (145.7)	0.023*
		Fadiga	712.8 (292.0)	882.4 (121.4)	0.163

Asterisco (*) para diferença estatística entre a amostra hígida e consequente amostra restaurada.

5.2.2 Correlação da deformação do Método de Elementos Finitos e Teste de Extensometria

Analisando a mensuração da deformação obtida nos métodos de elementos finitos, observa-se que os resultados das duas metodologias utilizadas possuem proporcionalidade entre os dados. Para a deformação da região coronária, RF e IV mostraram elevado valor de deformação no carregamento oblíquo e axial para ambas as metodologias. A similaridade também é constatada entre os resultados dos modelos RC+DL e DL, que apresentaram resultados mais próximos ao do HI, assim como RC apresentou resultado intermediário (Figura 27).

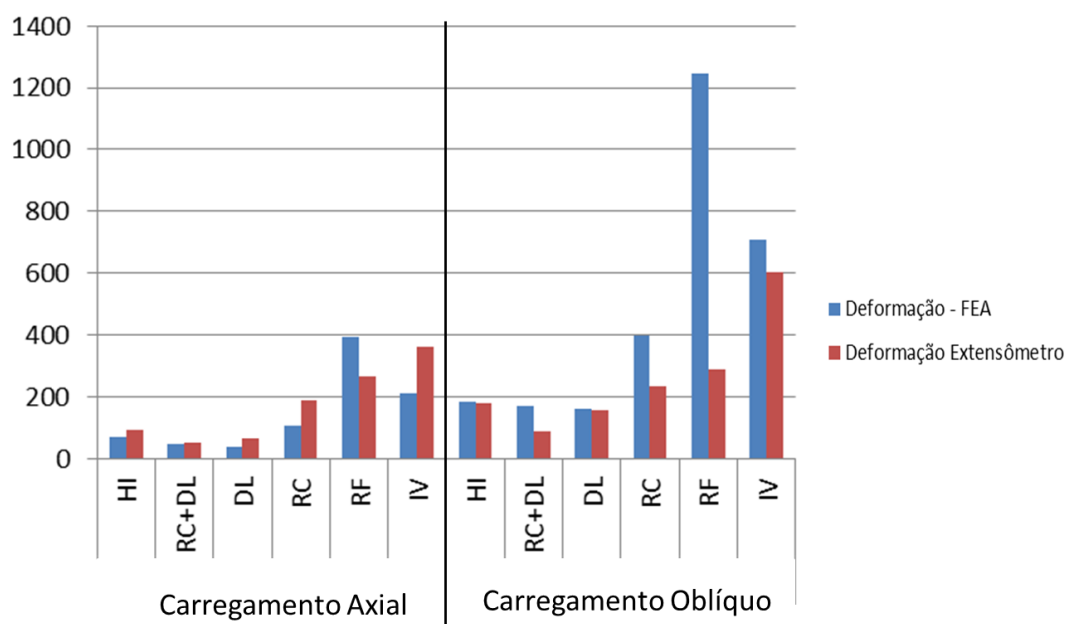


Figura 27. Gráfico com valores para todas os grupos amostrais, para ambos os carregamento, mostrando a correlação dos valores de deformação do MEF e teste de extensometria para a região a cima da JAC.

Para a deformação da dentina radicular, observa-se mesma proporcionalidade entre os dados das metodologias. Para o carregamento axial, os modelos restaurados resultaram em um padrão de deformação muito

próximo ao do resultado HI. Para o carregamento oblíquo, a deformação dos modelos de MEF remete a semelhança entre os resultados comparados com a extensometria (Figura 28).

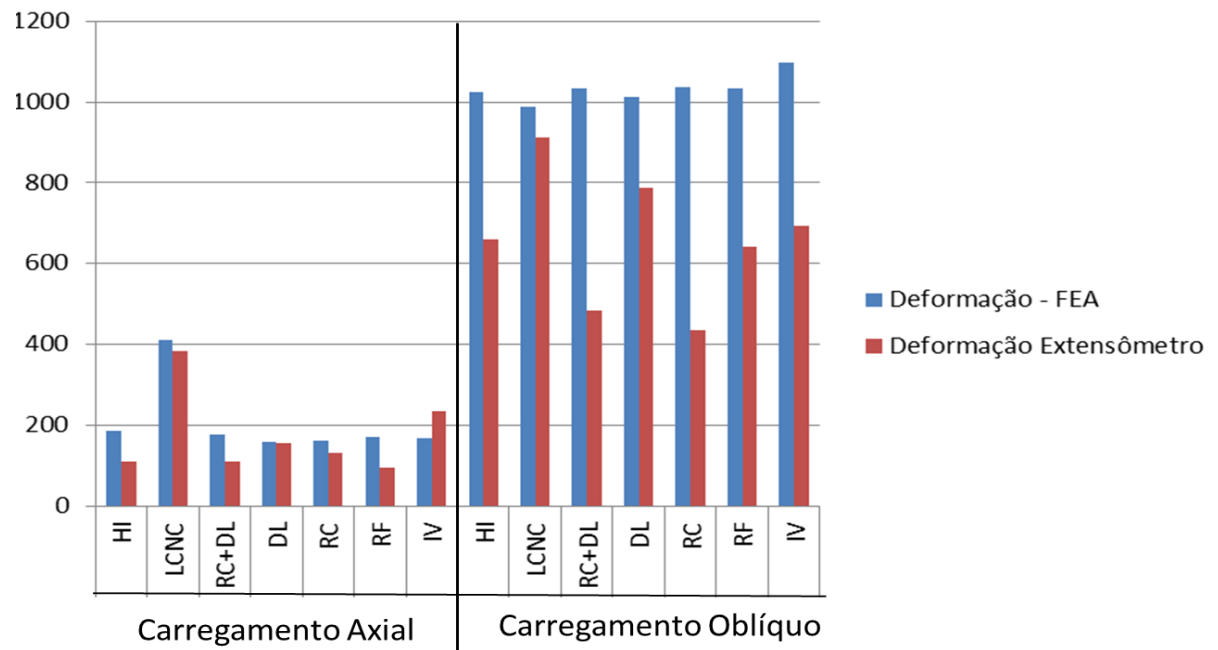


Figura 28. Gráfico com valores para todas os grupos amostrais, para ambos os carregamento, mostrando a correlação dos valores de deformação do MEF e teste de extensometria para a região a baixo da JAC.

DISCUSSÃO

6. Discussão

Em relação aos aspectos analisados no presente estudo, a hipótese nula foi rejeitada, pois a técnica restauradora da LCNC, o tipo de carregamento e o envelhecimento mecânico influenciaram nos padrões de distribuição de tensão e deformação, tanto na estrutura dentária remanescente quanto no material restaurador.

A perda de estrutura dentária é fator modulador e intensificador para alteração do comportamento biomecânico no elemento dentário, alterando o padrão de distribuição de tensão e deformação, além da resistência, seja por preparo intracoronários (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b) ou por processos patológicos não cariosos, como LCNCs (Soares, 2013; Soares et al., 2013b).

O resultado deste estudo demonstrou que o tipo de carregamento oclusal foi o principal fator para alteração do padrão de distribuição de tensão e deformação do elemento dentário. Carregamento oblíquo na vertente cúspide palatina produziu maiores valores de concentração de tensão de tração e deformação na região cervical da face vestibular, quando comparado com o carregamento ao longo eixo do dente. Este fato correlaciona com diversos estudos que analisaram a variação do carregamento, seja no local da aplicação de carga (Rees, 2002; Ichim et al., 2007a; Ichim et al., 2007c; Brandini et al., 2012a; Soares, 2013), mostrando que o carregamento com resultante em direção oblíqua ao longo eixo do dente, combinado com hábitos parafuncionais e disfunção mandibulares está relacionado ao diagnóstico da perda de estrutura dentária (Brandini et al., 2012a). Este resultado contradiz alguns estudos clínicos avaliados em revisões sistemáticas de literatura, que constataram não haver evidências científicas suficientes para a correlação de LCNCs com fatores de risco oclusais (Senna et al., 2012; Silva et al., 2013).

A ocorrência de uma oclusão com sobrecarga no elemento dentário é considerada um importante fator para a existência de LCNCs, principalmente

em movimentos excursivos de lateralidade (Brandini et al., 2012b), pois o contato oclusal somente na vertente triturante da cúspide palatina promove alterações nos valores de tensão de tração acumulado próximo a junção amelo-cementária, possibilitando a falha inicial (Rees, 2002). A homogeneização dos contatos oclusais, a fim de resultar em uma oclusão equilibrada e com a resultante da força ao longo eixo do dente deve ser executada (Borcic et al., 2005).

A progressão das LCNCs é correlacionada principalmente com o acúmulo de tensão de tração na cervical, pois o valor de resistência máxima de compressão é maior do que a resistência máxima à tração, tanto para dentina como para esmalte (Huang et al., 1992; Giannini et al., 2004). As LCNCs sujeitas à cargas oblíquas demonstraram que houve maior acúmulo de tração no fundo da lesão, o que sugere que ocorra maior desgaste nesta região, consequentemente resultando em uma progressão transversal. Entretanto, os valores de tensão encontrados neste estudo, não são suficientes para promover a ruptura dos tecidos de esmalte e dentina. Entretanto, devido ao processo de repetição destes contatos na oclusão e com a influência dos outros fatores etiológicos da lesão, como a corrosão e fricção, pode-se resultar em danos catastróficos ao tecido dentários, com consequente aumento da profundidade da LCNC (Grippio et al., 2012).

Outra característica que influencia a localização da perda de tecido dentário na região cervical é a espessura fina do esmalte dentário e a orientação dos prismas que são perpendiculares ao longo eixo do dente (Hariri et al., 2012), que resulta em um tecido dentário menos rígido (Miura et al., 2009) e mais susceptível à fratura quando comparado ao esmalte da face oclusal (Giannini et al., 2004). Esta correlação também pode ser extrapolada para a dentina, pois os túbulos dentinários da região cervical são localizados transversalmente ao longo eixo do dente (Hariri et al., 2012), sendo que esta orientação em conjunto com a maior densidade e diâmetro destes túbulos, (Harran Ponce et al., 2001) promovem maior chance de falha (Arola & Reprogel, 2006; Miura et al., 2009; Soares et al., 2010). A opção por adotar

propriedades ortotrópicas para esmalte e dentina, que resulta em comportamento mecânico no eixo X e Z diferente do longo eixo do dente é justificada por maior proximidade do comportamento biomecânico das estruturas dentárias, permitindo simular menor resistência no terço cervical, devido ao menor módulo de elasticidade de esmalte e dentina nesta direção (Miura et al., 2009).

O manejo de tratamento destas lesões não consiste somente na realização de protocolo restaurador repondo o tecido dentário desgastado, mas sim na abordagem de todos os fatores etiológicos da progressão desta patologia (Michael et al., 2009). Apesar de vários estudos que descrevem e analisam procedimentos restauradores de LCNCs, a literatura é escassa em relação à análise de diferentes protocolos restauradores. Entretanto, existe um consenso que recomenda a utilização de materiais adesivos e com propriedades óticas semelhantes ao do dente (Kim et al., 2009). Para a opção do protocolo restaurador, portanto, deve-se considerar a utilização de materiais restauradores adesivos, pois estes possuem indicações para melhorar a estética da região envolvida e reduzir a hipersensibilidade dentinária (Soares et al., 2008a; Michael et al., 2009; Fron et al., 2011; Chee et al., 2012; Peumans et al., 2012). Além disto, quando adotado este protocolo, caso o material possua suas propriedades mecânicas próximas ao do elemento dentário, promove uma homogeneização do desequilíbrio do comportamento biomecânico, quando presente perda de estrutura na região cervical. A utilização de materiais restauradores com propriedades mecânicas discrepantes, sejam elas superiores ou inferiores, promoveram maior acúmulo de tensão e deformação na estrutura dentária.

Materiais com baixo módulo de elasticidade, como a resina fluida e o ionômero de vidro, apresentam maior acúmulo de tensão de tração na estrutura dentária e deformação da região cervical. Isto ocorre, pois, por se tratarem de materiais altamente deformáveis, ao submeter as paredes da lesão a deflexão, estas sofrerão elevada deformação, resultando em baixa recuperação do comportamento biomecânico. Com consequência desta deformação, as

paredes da lesão irão sofrer deflexão, resultando no acúmulo de tensão na região do fundo da lesão. Apesar destes materiais possuírem técnica de inserção relativamente simples por serem fluidos (Perez, 2010), a resina fluida e o ionômero de vidro foram mais prejudicados pelo envelhecimento simulando contato oblíquo, que é um dos fatores etiológicos da lesão. Além disto, estes materiais são mais acometidos por outros fatores promotores de lesões cervicais não cariosas, como a degradação ácida e desgaste por atrito, que podem resultar em baixa taxa de sucesso destas restaurações (da Silva et al., 2013; de Paula et al., 2013).

Ao contrário destes materiais, a técnica restauradora utilizando somente dissilicato de lítio, promoveu elevado acúmulo de tensão na parede gengival da lesão. A cerâmica possui propriedades mecânicas similares às do esmalte dentário, apresentando elevada rigidez. Este material possui reduzida deformação devido ao seu elevado módulo de elasticidade e, quando submetido ao carregamento oblíquo, diminui a deflexão das paredes da lesão. Apesar disto, esta técnica resulta na dissipação de tensão de tração do fundo da lesão para a parede gengival, apresentando elevada deformação da estrutura dentinária abaixo da JAC. Este material, apesar de biomimetizar o tecido de esmalte desgastado, não recupera o comportamento biomecânico do dente hígido.

A resina composta apresenta módulo de elasticidade muito próximo ao da dentina (Senawongse et al., 2010), que é o tecido dentário mais desgastado por esta patologia (Hur et al., 2011). Ao analisar o campo de acúmulo de tensão para os modelos restaurados com este material, observa-se uma similaridade muito próxima ao do modelo hígido, independente dos carregamentos. Quando mensurada a deformação deste material, esta apresentou resultados intermediários; entretanto, ao analisar a deformação do tecido dentário na região cervical, constatou-se que este apresentou valores reduzidos, assemelhando às amostras híginas. Entretanto, este material restaurador apresenta algumas desvantagens, como contração de

polimerização (Bicalho et al., 2013a; Bicalho et al., 2013b), descoloração marginal e sensibilidade pós-operatória (Perez, 2010).

Apesar dos ótimos resultados da técnica restauradora com resina composta, esta não permitiu biomimeizar o padrão de deformação do esmalte dentário. A técnica restauradora, realizando núcleo de preenchimento em resina composta, seguido da cimentação de fragmento cerâmico de 0,5mm permite que a porção em resina composta recupere o comportamento biomecânico do tecido dentinário e o fragmento recupere o padrão tensão/deformação da fina camada de esmalte da região cervical. Os resultados da distribuição de tensão foram muito próximos ao do dente restaurado com resina composta, apresentando resultados similares a este mesmo grupo para a análise da deformação em tecido dentário. Porém, ao verificar a deformação sofrida pelo material, este apresentou resultados superiores, deformando menos que o hígido após a fadiga, apresentando uma maior resistência do material que repõe o tecido desgastado do que o grupo restaurado somente com resina composta.

Outra característica que pode influenciar sucesso da técnica restauradora é o poder de polimento e lisura do material. Restaurações de LCNCs possuem alta inter-relação com a saúde periodontal, pois a presença destas lesões normalmente ocorre concomitantemente à recessão gengival e exposição radicular (Romeed et al., 2012). Devido a isto, a opção por materiais restauradores com elevada lisura de superfície e ótima capacidade de polimento sugere maior relação com a saúde do tecido periodontal. Apesar da constante busca e pesquisas por materiais diretos com excelente polimento (Berger et al., 2011; Perdigão et al., 2012; de Paula et al., 2013), as cerâmicas possuem maior lisura e excelente polimento, pois estas são submetidas ao glazeamento, e outros protocolos de acabamento e polimento não possuem resultados similares ao atingido por este processo (Vieira et al., 2013).

Apesar da técnica restauradora com núcleo de preenchimento em resina composta e fragmento de dissilicato de lítio apresentar ótimos resultados para a deformação no material, este se equiparou com a técnica utilizando somente

resina composta para o padrão de distribuição de tensão e deformação no remanescente dentário. Frente a situações clínicas com LCNCs profundas, a técnica restauradora com resina composta convencional é considerada com bons resultados biomecânicos e excelente custo benefício, pois a técnica é de maior facilidade de execução, menor custo agregado ao procedimento restaurador e menor tempo clínico. Entretanto, quando o custo não for uma limitação, confeccionar fragmento cerâmico para envolver a face vestibular da lesão é indicado, pois os materiais diretos são mais influenciados pelos eventos formadores evolutivos, como fatores abrasivos, químicos (da Silva et al., 2013; de Paula et al., 2013) e de acúmulo de tensão.

Além de causar prejuízo à estrutura dentária, o fator carregamento é responsável pelo aumento das tensões e deformações no material. O carregamento oblíquo produziu maior concentração de tensão no material, e maior deformação nos materiais com menor módulo de elasticidade, como ionômero de vidro e resina fluida. Sendo o contato fora do longo eixo um dos fatores etiológicos para formação e progressão das LCNCs (Grippio et al., 2012). Nestas, quando restauradas, deve ser realizado o ajuste oclusal prévio para maior homogeneidade das tensões na região cervical e na interface dente/material restaurador (Ichim et al., 2007c). Ao analisar a deformação dos materiais restauradores após o envelhecimento mecânico em contato não fisiológico, constatou-se que houve aumento da deformação para todos os materiais, independente do carregamento e aumento da deformação na estrutura dentária para os restaurados com ionômero de vidro e resina fluida. Este fato demonstra a importância de realizar o ajuste oclusal previamente ao procedimento restaurador, pois mesmo no carregamento ao longo eixo, após a fadiga mecânica simulando uma interferência oclusal, os índices de deformação foram maiores nos materiais, levando a um prejuízo das propriedades do material restaurador.

A utilização de metodologias complementares é importante para análise mais profunda e possibilita melhor interpretação dos dados obtidos (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b; Bicalho et al., 2013a; Bicalho et al., 2013b;

Verissimo et al., 2013; Santos-Filho et al., 2014). Ao avaliar os resultados das metodologias, é interessante observar pontos em comum, que corroboram para a validação dos resultados, seja para o método computacional ou experimental. Neste estudo, o MEF foi realizado primeiramente ao teste de extensometria. Foram constadas na análise por elementos finitos, quais as regiões apresentaram maiores valores de tensão e deformação, servindo como alicerce para a definição dos locais onde seriam colados os extensômetros, o que possibilitou maior rigor na análise. Os resultados encontrados para a deformação, tanto para o local correspondente ao extensômetro coronário como para o radicular, foram equivalentes às deformações mensuradas pelo teste de extensometria para ambos os carregamentos previamente à fadiga, indicando a validação dos experimentos. Alguma variação que ocorreu entre os métodos pode ser justificada pela variação das dimensões das amostras e a área de contato dos dispositivos de aplicação de força em cada dente. Apesar do alto controle de padronização, descartando as amostras que apresentaram variação das dimensões maiores que 5%, a não constância entre as medidas podem interferir na média dos resultados.

A realização de outras metodologias complementares, como a Técnica de Moiré de projeção e aprimoramento da análise por elementos finitos buscando aplicar modelos não lineares para simular a contração de polimerização destes materiais são etapas futuras fundamentais para complemento deste estudo. Pesquisas de acompanhamento clínico longitudinal são indicadas para validar e corroborar os dados encontrados nesses testes laboratoriais, avaliando a taxa de sucesso destas técnicas restauradoras; além de analisar o comportamento de tecido gengival enxertado na região próxima ao material cerâmico. Portanto, a correlação de diferentes métodos laboratoriais e execução de estudos clínicos longitudinais fazem-se necessário para embasar os resultados deste estudo, que possui limitações como a não linearidade, homogeneidade e isotropia/ortotropia dos modelos de elementos finitos e alto desvio padrão do teste de extensometria.

CONCLUSÕES

7. Conclusões:

Considerando as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

1. O carregamento oblíquo foi fator intensificador do padrão de distribuição de tensão e deformação e o carregamento axial apresentou maior homogeneização da distribuição das tensões e menor valor de deformação.
2. A presença da lesão cervical aumentou a concentração de tensão e os valores de deformação para ambos os carregamentos.
3. A lesão cervical restaurada com materiais de módulo de elasticidade próximo ao da estrutura dentária (resina composta e núcleo de preenchimento em resina composta combinado com fragmento cerâmico em dissilicato de lítio) favoreceu o comportamento biomecânico das amostras mais similar às sem lesão cervical.
4. O envelhecimento mecânico simulando contato não fisiológico aumentou a deformação em todos os materiais e em dentina para as técnicas restauradoras com ionômero de vidro e resina fluida.

REFERÊNCIAS

8.Referências

1. Andreasson U, Colloca M, Iacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. **Computer methods and programs in biomedicine**. 2011;103(2):61-73.
2. Arola DD, Replogel RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. **Biomaterials**. 2006;27(9):2131-40.
3. 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.
4. 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. **Clinical oral investigations**. 2013;
5. Berger SB, Paliatou AR, Cavalli V, Giannini M. Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. **Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]**. 2011;23(1):34-43.
6. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. **Journal of oral rehabilitation**. 2006;33(1):17-25.
7. 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;
8. 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;
9. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. **Journal of oral rehabilitation**. 2005;32(7):504-10.
10. Brandini DA, Pedrini D, Panzarini SR, Benete IM, Trevisan CL. Clinical evaluation of the association of noncarious cervical lesions, parafunctional habits, and TMD diagnosis. **Quintessence Int**. 2012a;43(3):255-62.

11. Brandini DA, Trevisan CL, Panzarini SR, Pedrini D. Clinical evaluation of the association between noncarious cervical lesions and occlusal forces. **J Prosthet Dent.** 2012b;108(5):298-303.
12. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **The Journal of bone and joint surgery American volume.** 1977;59(7):954-62.
13. Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.** 2012;28(1):72-86.
14. Ceruti P, Menicucci G, Mariani GD, Pittoni D, Gassino G. Non carious cervical lesions. A review. **Minerva stomatologica.** 2006;55(1-2):43-57.
15. Chee B, Rickman LJ, Satterthwaite JD. Adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions: a systematic review. **Journal of dentistry.** 2012;40(6):443-52.
16. Da Costa TR, Loguercio AD, Reis A. Effect of enamel bevel on the clinical performance of resin composite restorations placed in non-carious cervical lesions. **Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al].** 2013;25(5):346-56.
17. 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;
18. de Paula A, de Fucio S, Alonso R, Ambrosano G, Puppini-Rontani R. Influence of Chemical Degradation on the Surface Properties of Nano Restorative Materials. **Operative dentistry.** 2013;
19. Eraslan O, Aykent F, Yucel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. **Clinical oral investigations.** 2009;13(2):223-7.
20. Fron H, Vergnes JN, Moussally C, Cazier S, Simon AL, Chieze JB, et al. Effectiveness of a new one-step self-etch adhesive in the restoration of non-carious cervical lesions: 2-year results of a randomized controlled practice-

based study. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**. 2011;27(3):304-12.

21. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. **Quintessence Int**. 2003;34(7):526-33.

22. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater**. 2004;20(4):322-9.

23. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. **Journal of esthetic dentistry**. 1991;3(1):14-9.

24. Grippo JO. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. **Journal of esthetic dentistry**. 1992;4 Suppl(55-64.

25. Grippo JO, Simring M. Dental 'erosion' revisited. **J Am Dent Assoc**. 1995;126(5):619-20, 23-4, 27-30.

26. 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.

27. Hariri I, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. Effects of structural orientation of enamel and dentine on light attenuation and local refractive index: an optical coherence tomography study. **J Dent**. 2012;40(5):387-96.

28. Harran Ponce E, Canalda Sahli C, Vilar Fernandez JA. Study of dentinal tubule architecture of permanent upper premolars: evaluation by SEM. **Aust Endod J**. 2001;27(2):66-72.

29. 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.

30. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J Endod**. 1992;18(5):209-15.

31. Hur B, Kim HC, Park JK, Versluis A. Characteristics of non-carious cervical lesions--an ex vivo study using micro computed tomography. **Journal of oral rehabilitation**. 2011;38(6):469-74.

32. Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**. 2007a;23(12):1553-61.
33. Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. **Journal of dentistry**. 2007b;35(1):28-35.
34. Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**. 2007c;23(12):1562-9.
35. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. **The Journal of prosthetic dentistry**. 2010;103(1):6-12.
36. 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.
37. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Suzuki Y, Tokiniwa Y, Fukushima S. Five-year clinical evaluation of In-Ceram crowns fabricated using GN-I (CAD/CAM) system. **Journal of oral rehabilitation**. 2011;38(8):601-7.
38. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. **Quintessence Int**. 2000;31(4):267-74.
39. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. **Journal of dentistry**. 2002;30(7-8):283-90.
40. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. **The Journal of prosthetic dentistry**. 1984;52(3):374-80.
41. Li R. Development of a ceramic primer with higher bond durability for resin cement. **Journal of oral rehabilitation**. 2010;37(7):560-8.

42. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. **Journal of dentistry**. 2013;
43. McCoy G. On the longevity of teeth. **The Journal of oral implantology**. 1983;11(2):248-67.
44. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. **Australian dental journal**. 2009;54(1):2-8.
45. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**. 2009;25(1):67-73.
46. Nguyen C, Ranjitkar S, Kaidonis JA, Townsend GC. A qualitative assessment of non-carious cervical lesions in extracted human teeth. **Australian dental journal**. 2008;53(1):46-51.
47. Nikzad S, Azari A, Dehgan S. Ceramic (Feldspathic & IPS Empress II) vs. laboratory composite (Gradia) veneers; a comparison between their shear bond strength to enamel; an in vitro study. **Journal of oral rehabilitation**. 2010;37(7):569-74.
48. Ommerborn MA, Schneider C, Giraki M, Schafer R, Singh P, Franz M, et al. In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. **The Journal of prosthetic dentistry**. 2007;98(2):150-8.
49. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**. 2000;16(6):412-9.
50. Palamara JE, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. **Journal of dentistry**. 2006;34(3):185-94.
51. Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. **American journal of dentistry**. 2011;24(3):183-92.
52. 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.

53. Perez CR. Alternative technique for class V resin composite restorations with minimum finishing/polishing procedures. **Operative dentistry**. 2010;35(3):375-9.
54. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. **Clinical oral investigations**. 2012;16(1):129-37.
55. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. **Journal of dentistry**. 2000;28(3):163-77.
56. Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate E, Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. **Computer methods and programs in biomedicine**. 2011;104(2):292-9.
57. 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. **Brazilian oral research**. 2009;23(2):161-8.
58. Powell LV, Johnson GH, Gordon GE. Factors associated with clinical success of cervical abrasion/erosion restorations. **Operative dentistry**. 1995;20(1):7-13.
59. 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.
60. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. **Journal of oral rehabilitation**. 2002;29(2):188-93.
61. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. **European journal of oral sciences**. 2004;112(4):347-52.
62. Rees JS, Jacobsen PH. The effect of cuspal flexure on a buccal Class V restoration: a finite element study. **Journal of dentistry**. 1998;26(4):361-7.
63. Reyes E, Hildebolt C, Langenwalter E, Miley D. Abfractions and attachment loss in teeth with premature contacts in centric relation: clinical observations. **Journal of periodontology**. 2009;80(12):1955-62.

64. Rodriguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Gonzalez-Lluch C, Perez-Gonzalez A, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L. Premolars restored with posts of different materials: fatigue analysis. **Dental materials journal**. 2011;
65. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Stress analysis of occlusal forces in canine teeth and their role in the development of non-carious cervical lesions: abfraction. **International journal of dentistry**. 2012;2012(234845).
66. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **Journal of dental research**. 1983;62(2):82-6.
67. Santamaria MP, Saito MT, Casati MZ, Nociti Junior FH, Sallum AW, Sallum EA. Gingival recession associated with noncarious cervical lesions: combined periodontal-restorative approach and the treatment of long-term esthetic complications. **General dentistry**. 2012;60(4):306-11.
68. Santos-Filho PC, Verissimo C, Soares PV, Saltarello RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. **Journal of endodontics**. 2014;40(1):119-23.
69. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. **Dental materials journal**. 2010;29(3):324-9.
70. Senna P, Del Bel Cury A, Rosing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. **Journal of oral rehabilitation**. 2012;39(6):450-62.
71. Shetty SM, Shetty RG, Mattigatti S, Managoli NA, Rairam SG, Patil AM. No carious cervical lesions: abfraction. **Journal of international oral health : JIOH**. 2013;5(5):143-6.
72. Shinya A, Yokoyama D, Lassila LV, Vallittu PK. Three-dimensional finite element analysis of metal and FRC adhesive fixed dental prostheses. **The journal of adhesive dentistry**. 2008;10(5):365-71.

73. Silva AG, Martins CC, Zina LG, Moreira AN, Paiva SM, Pordeus IA, et al. The association between occlusal factors and noncarious cervical lesions: a systematic review. **Journal of dentistry**. 2013;41(1):9-16.
74. 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.
75. Soares CJ, Castro CG, Neiva NA, Soares PV, Santos-Filho PC, Naves LZ, et al. Effect of gamma irradiation on ultimate tensile strength of enamel and dentin. **J Dent Res**. 2010;89(2):159-64.
76. Soares PV, de Almeida Milito G, Pereira FA, Reis BR, Soares CJ, de Sousa Menezes M, et al. Rapid prototyping and 3D-virtual models for operative dentistry education in Brazil. **Journal of dental education**. 2013a;77(3):358-63.
77. 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.
78. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **The Journal of prosthetic dentistry**. 2008b;99(1):30-7.
79. 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.
80. Soares PV, Souza, L. V., Veríssimo, C., Zeola, L. F., Pereira, A. G., Santos-Filho, P. C. F. and Fernandes-Neto, A. J. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. **Journal of oral rehabilitation**. 2013;41(108–14).
81. Soares PV, Spini PH, Carvalho VF, Souza PG, Gonzaga RC, Tolentino AB, et al. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. **Quintessence Int**. 2014;45(2):129-33.

82. Takehara J, Takano T, Akhter R, Morita M. Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. **Journal of dentistry**. 2008;36(10):774-9.
83. 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.
84. Tomasik M. [Analysis of etiological factors involved in noncarious cervical lesions]. **Annales Academiae Medicae Stetinensis**. 2006;52(3):125-36.
85. Vasudeva G, Bogra P. The effect of occlusal restoration and loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. **Journal of conservative dentistry : JCD**. 2008;11(3):117-20.
86. Vaz RR, Hipolito VD, D'Alpino PH, Goes MF. Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. **Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists**. 2012;21(2):101-11.
87. Verissimo C, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **The Journal of prosthetic dentistry**. 2013;
88. Vieira AC, Oliveira MC, Lima EM, Rambob I, Leite M. Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. **Journal of Indian Prosthodontic Society**. 2013;13(3):290-5.
89. Walter C, Kress E, Gotz H, Taylor K, Willershausen I, Zampelis A. The anatomy of non-carious cervical lesions. **Clin Oral Investig**. 2013;
90. Walter C, Kress E, Gotz H, Taylor K, Willershausen I, Zampelis A. The anatomy of non-carious cervical lesions. **Clinical oral investigations**. 2014;18(1):139-46.
91. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. **Journal of biomedical materials research**. 1980;14(1):23-9.

92. Whitehead SA, Wilson NH, Watts DC. Demonstration of "vertical barrelling" using profilometry. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**. 1999;7(4):131-4.
93. 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.
94. Yaman SD, Sahin M, Aydin C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. **Journal of oral rehabilitation**. 2003;30(6):630-41.
95. Zander-Grande C, Amaral RC, Loguercio A, Barroso L, Reis A. Clinical Performance of One-step self-etch Adhesives Applied Actively in Cervical Lesions: 24-Month Clinical Trial. **Operative dentistry**. 2013;