

**Fabília Araújo Pereira**

**Influência do material restaurador, lesão cervical  
e tipo de carregamento no comportamento  
biomecânico de pré-molar superior.**

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, 2012**

**Fabília Araújo Pereira**

**Influência do material restaurador, lesão cervical  
e tipo de carregamento no comportamento  
biomecânico de pré-molar superior.**

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

**Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares**

**Banca examinadora:**

Prof. Dr. Paulo Francisco César - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares – Faculdade de Odontologia - UFU

Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos-Filho - Faculdade de Odontologia – UFU

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – Faculdade de Engenharia Mecânica - UFU

**Uberlândia, 2012**

# Dedicatória

## À Deus,

Agradeço por ter me concedido a vida, por me fazer levantar todos os dias confiando nas tuas palavras de vitória, amor, paz e alegria. Por ter me dado forças e sabedoria para conseguir mais essa realização, por me conceder tantos momentos inesquecíveis e por guiar meus passos. Te entrego essa conquista com o coração grato à Ti porque até aqui me ajudou o Senhor.

## À minha família,

Aos meus pais, **Renilda e Jovair**, que vibraram com cada vitória, me acolheram em cada erro e me apoiaram em cada decisão. Que me colocaram em primeiro lugar em suas vidas. Esta conquista é só mais um fruto do incentivo e luta de vocês. À minha querida irmã **Patrícia** que com cada palavra de amor me fez enxergar e ver as maravilhas que Deus tem feito, você é o bem mais precioso que tenho.

Aos tios e tias companheiros de todas as horas, Edmirson, Andréia, Elenita, Etevaldo, Sônia, Maria, Joaquim o que seria dos meus dias sem o amor de vocês. Obrigada pela atenção, companheirismo, vocês fazem toda diferença na minha vida.

Ao Bispo Edgar, Teka e família que tanto tem feito por mim, muito obrigada por tudo.

Amo todos vocês.

# Agradecimentos Especiais

**Ao professor Dr. Paulo Vinícius Soares,** seria

pouco dizer: “muito obrigada”, diante da tamanha gratidão e admiração que tenho por você. Foram anos de convivência que me fizeram enxergar um professor de altíssima qualidade, tanto em sala de aula quanto como um pesquisador. Que me fizeram ver um ser humano excepcional, com qualidades ímpares, humildade acima do normal. Te admiro por tudo isso. E sou grata pela oportunidade, pela confiança, porque você acreditou em mim em alguns momentos mais do que eu mesma. Obrigada pelos ensinamentos, pelas discussões. Obrigada pela atenção, conselhos, enfim agradeço a Deus pelo momento em que colocou você para me orientar.

**Aos Professores Alfredo e Carlos José** , obrigado pela confiança e oportunidades. Pela dedicação e atenção a mim dedicadas e pelos ensinamentos passados. Admiro muito vocês. Estarei sempre à disposição para trabalhar e poder retribuir a confiança depositada. Me orgulho muito desta Instituição que tem sido edificada e lembrada devido ao trabalho de vocês.

**Aos professores e amigos Murilo Menezes, Paulo César, Veridiana e Paulo Simamoto, Paulo Quagliato,** obrigado pelos ensinamentos, pelos conselhos, pelos momentos juntos dentro e fora da Faculdade. Levo comigo o exemplo de vocês como professores e educadores , a amizade e o desejo de continuar trabalhando com vocês. Muito obrigada.

**Aos professores Vanderlei Gomes, Ricardo Prado, Flávio Domingues das Neves, Adérito Soares da Mota, Denildo de Magalhães, Márcio Magno,** tenho orgulho de ter sido aluna de vocês e graduado em uma instituição que vocês trilharam e conquistaram juntos. É uma honra estar ao lado de vocês, estarei sempre à disposição para trabalhar e dar continuidade ao que vocês conquistaram. Obrigada.

**Aos professores Marcio Teixeira, Célio, Marlete, Biffi, Luis Carlos, João Edson, Andréa, Sergio Vitorino, Marcio Magno.**  
Obrigado pelos ensinamentos e pela convivência.

**Ao professor Paulo Francisco Cesar,** obrigado por participar e contribuir de maneira tão efetiva como membro da banca na defesa da dissertação. Obrigada pela atenção e cuidado com que tem sido nossa convivência. Admiro muito você e seu trabalho gerados com tanta dedicação e transparência. Obrigada pela confiança.

**Ao amigo Bruno Reis,** por tantos momentos vividos, pela atenção e dedicação, muito obrigada. Por toda ajuda, força, motivação. Te agradeço por acreditar em mim Você fez parte de tudo isso, essa vitória também é sua.

**As minhas grandes amigas Beatriz, Mariana, Debora, Michelle Mundim, Giovana, Lorraine,** obrigado aos meus amigos do dia-a-dia, amigos leais com quem dividi todos estes momentos. Obrigada pela paciência, pelas conversas, pelos conselhos e pela alegria. Obrigado pelo companheirismo, parceria e oportunidade de crescimento junto a vocês.

**Aos amigos Crisnicaw, Rodrigo Jaíba, Aline, Euridsse, Talita Dantas, Bruno Barreto, Luis Raposo, Analice, Cristiane, Danilo, Lucas Dantas, João Paulo, George, Marina,** obrigado pela amizade, parceria e convívio inesquecível. Admiro muito vocês pela dedicação e seriedade profissional. Muito obrigada pela ajuda e pelos momentos de descontração, vocês fizeram toda diferença.

**As alunos(as) da IC; Camila, Lívia, Marina, Victor,** obrigado pela ajuda e pela oportunidade de crescimento com a co-orientação de vocês. Vencemos juntos os desafios do dia-a-dia. Vocês são meu orgulho.

**Aos funcionários, Daniela , Graça, Advaldo, Adriana, Selma, Auxiliadora, Suzy, Ilton, Lilian, Thais, Aline.** Obrigado pela ajuda, atenção e carinho que foram importantes nesta etapa da minha vida.

**Aos amigos do CTI: Pedro Noritomi, Taka, César (Grilo), Coragem, Viviane, Tatiana.** Trabalhar junto com vocês foi um prazer. Obrigado pela paciência e tenham certeza da minha torcida pelo sucesso de vocês.

**À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Odontologia, e ao Programa de Pós-graduação em Odontologia,** por me proporcionar a concretização deste sonho. Tenho orgulho de ter me formado nesta escola e levarei sempre o nome desta instituição.

**À CAPES,** pelo estímulo a pós-graduação que são importantes na formação acadêmica

**Ao CTI,** pela disponibilidade e disposição para com o meu trabalho.

# SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b>	<b>1</b>
<b>RESUMO</b>	<b>4</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>7</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>10</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>14</b>
2.1 Tratamento endodontico e material restaurador	15
2.2 Lesão Cervical	<b>30</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO</b>	<b>40</b>
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>42</b>
4.1 Geração de modelo tridimensional	43
4.2 Simulação das formas de tratamento	43
4.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições do carregamento e geração de resultado	45
4.4 Preparo das Amostras	57
4.5 Teste de Extensometria	<b>59</b>
<b>5. RESULTADOS</b>	<b>63</b>
5.1 Elementos Finitos	63
5.2 Extensometria	69
5.2.1 Extensometro Mesial	69
5.2.2 Extensometro Vestibular	<b>73</b>



<b>6. DISCUSSÃO</b>	<b>77</b>
<b>7. CONCLUSÕES</b>	<b>86</b>
<b>8.REFERÊNCIAS</b>	<b>87</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

µm - Unidade de comprimento (micrometro)

mm<sup>2</sup> – Unidade de área (milímetro quadrado)

R – Unidade de raio

° - Unidade de angulação (grau)

° C - Unidade de temperatura (graus Celsius)

h – Unidade de tempo (hora)

min – Unidade de tempo (minuto)

s – unidade de tempo (segundo)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

% - Porcentagem

N - Unidade de força (Newton)

MPa – Unidade de tensão (MegaPascal)

GPa – Unidade de tensão (GigaPascal)

*E* – módulo de elasticidade / módulo de Young

*U* – coeficiente de Poisson

3D - tridimensional

Fig. – Figura

CAD - Computer Aided Design

CAE - Computer Aided Engineering

***RESUMO***

---

## RESUMO

Este trabalho objetivou avaliar a influência dos materiais restauradores, associado a presença de lesões cervicais na distribuição de tensões e deformações em pré-molares superiores tratados endodonticamente por meio de Análise por Elementos Finitos (FEA) e Técnica de extensometria. Para análise de Elementos Finitos, 12 modelos virtuais 3D de pré-molar superior foram gerados no software Rhinoceros, com cavidades mésio-ocluso-distais (MOD) e acesso endodôntico: A (restauração de amálgama MOD), R (restauração de resina composta MOD), AL (restauração de amálgama MOD + lesão cervical), RL (restauração de resina composta + lesão cervical), ALR (restauração de amálgama MOD + lesão cervical com restauração de resina composta) e RLR (restauração de resina composta MOD + lesão cervical com restauração de resina composta), cada modelo foi submetido a dois tipos de carregamento (carregamento axial e oblíquo). Os modelos foram analisados utilizando o critério de Von Mises e de Tensão máxima principal. Para o teste de extensometria, 14 pré-molares superiores foram selecionados, divididos em 2 grupos (n = 7) e sequencialmente receberam os seguintes tratamentos: 1) tratamento endodôntico, 2) preparo MOD, 3) restauração com resina composta MOD para o primeiro grupo e restauração de amálgama no segundo grupo, 4) preparo cervical e 5) restauração de resina composta na região cervical. Dois extensômetros foram fixados na face vestibular e proximal mesial de cada amostra. Os espécimes foram submetidos ao carregamento de compressão contínua a uma velocidade de 0,5 mm / min, com uma esfera de 4,5 mm, para um limite máximo de 100 N em uma máquina universal de ensaios, este carregamento foi aplicado no longo eixo tocando a cúspide vestibular e palatina simulando o carregamento axial e tocando apenas a cúspide vestibular, para o carregamento oblíquo. Os valores foram analisados usando teste não paramétrico de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis ( $p < .05$ ). Como resultados, o grupo A mostrou concentração de tensão significativamente maior e valores de deformação maiores em relação a todos os grupos. AL e RL apresentaram valores mais elevados de tensão e deformação, quando comparados com A,R,

ALR e RLR. Para ambos os tipos de contato. ALR e RLR apresentaram padrão de distribuição de tensão-deformação similar a A e R, respectivamente. Todos os grupos apresentaram valores mais elevados de tensão e deformação quando submetidos a carregamento oblíquo. Assim, as cavidades MOD restauradas com amálgama tiveram maior concentração de tensão e maiores valores de tensão em pré-molares tratados endodonticamente. A presença da lesão cervical aumentou a concentração de tensão e os valores de deformação. A lesão cervical restaurado com resina composta recuperou o comportamento biomecânico semelhante ao de amostras sem lesão. E com o carregamento oblíquo para ambos os materiais restauradores, e com a presença de lesão e lesão restaurada, foi fator modulador da tensão e deformação, intensificando e aumentando os valores.

**Palavras Chave:** Tratamento endodôntico, pré-molar, amálgama, resina composta, lesão cervical, Método de elementos Fintos, Técnica de Extensometria.

## ***ABSTRACT***

## ABSTRACT

To evaluate the influence of restorative materials in the presence of cervical lesions on stress distribution and strain pattern of endodontic treated maxillary pre-molars by means 3D-Finite Element Analysis (FEA) and strain gauge test. For finite element analysis, 12 virtual 3D models of maxillary premolar were generated on Rhinoceros software, with MOD cavities and endodontic treatment: A (MOD amalgam restoration), R (MOD composite resin restoration), AL (MOD amalgam restoration + cervical lesion), RL (MOD composite resin restoration + cervical lesion), ALR (MOD amalgam restoration + cervical lesion with composite resin restoration) and RLR (MOD resin composite restoration + cervical lesion with composite resin restoration), each model subjected to two loads in long axis (axial load) and Oblique axis (oblique load). The models were analyzed with finite element software, using the von Mises and Max principal criteria for stress distribution analysis. For the strain gauge test, 14 maxillary premolars were selected, divided into 2 groups (n=7) and sequentially received the following treatments: 1) Endodontic treatment, 2) MOD preparation, 3) restoration with composite resin MOD preparation for the first group and amalgam restoration in the second group, 4) preparation in the cervical and 5) composite resin restoration in cervical region. Two strain gauges were fixed on the buccal and mesial face of each specimen. The specimens were submitted to continuous axial compression loading at a speed of 0.5 mm/min, using a 4,5mm sphere, to a maximum limit of 100 N in a universal testing machine, this loading was applied in long axis touching the buccal and palatal cusps and another loading in oblique touching the buccal cusp Total strain values were obtained by combining the buccal and mesial strain values. These values were analysed using non-parametric test Mann-Whitney and Kruskal-Wallis test ( $p<.05$ ). The group A showed significantly higher stress concentration and strain values than the R. AL and RL showed higher values of stress and strain when compared with A and ALR, R RLR, respectively, for both types of contact. ALR and RLR had the distribution pattern of stress-strain similar to A and R, respectively. OA, R, AL, RL, RLR ALR showed higher values of stress and strain when subjected to oblique load. MOD cavity restored with amalgam had a



higher stress concentration and higher values of strain in premolars endodontically treated. The presence of cervical lesion increased the stress and strain values for premolars restored with MOD amalgam and resin. The cervical lesion restored with composite resin recovered the biomechanical behavior similar to that of samples without lesion. And with the oblique load both restorative materials, the presence of lesion and restored lesion, was a factor modulating the distribution pattern of stress-strain, increasing its values.

**Key-words:** Endodontic treatment; premolar, amalgam, Composite Resin, Finite Elements Method, Strain gauge Test.



## ***INTRODUÇÃO***

---

## 1. Introdução

A perda de estrutura dentária em pré-molares é fator modulador do padrão de distribuição de tensão e deformação no elemento dental (Mondelli, 1980; Reeh, 1989; Liin, 2001; Gonzalez, 2006; Soares, 2008). Perdas de estrutura advindas de cárie, acesso do canal radicular e preparo cavitário levam a grande perda de dentina coronária e radicular, diminuindo assim a rigidez dental deixando o dente mais susceptível a falhas que podem levar a fratura. Esse fato é ainda mais relatado em dentes tratados endodonticamente (Secco, 2000; Joshi, 2001; Shafiei, 2011; Elayouti, 2011).

A perda de cristas marginais proximais e parede pulpar em dentes tratados endodonticamente gera concentração de tensão e promove grande deflexão de cúspide (Magne, 2007; Soares, 2008). Conseqüentemente, esta perda pode resultar em fratura do tecido dentário após a restauração final, particularmente em pré-molares superiores, já que, sua anatomia facilita a separação das cúspides durante a mastigação gerando fraturas irreversíveis (Cohen, 2006; Soares, 2008).

O tratamento endodôntico não deve ser considerado completo até que uma restauração coronária definitiva seja realizada. Por esta razão, a prática endodôntica e seu sucesso tem sido intimamente ligada a restauração final realizada (Jiang, 2010; Shafiei, 2011; Elayouti, 2011). Restaurações que devolvam o comportamento biomecânico da estrutura dental perdida seria esperado para aumentar o prognóstico de dentes tratados endodonticamente submetidos a carga mastigatória. Assim, alguns autores recomendam o uso de restaurações de amálgama (Mondelli, 1998; Assif, 2003) e outros materiais resinosos (Siso, 2007; Liin, 2008; Jiang, 2010). O amálgama dental é um material restaurador amplamente utilizado, e tem sido caracterizado como de técnica fácil e longevidade clínica previsível, com propriedades mecânicas favoráveis, (Assif, 2003), apesar de algumas desvantagens. Estas incluem a falta de adesão às estruturas dentais (Toparli, 1999, Sagsen e Aslan, 2006; Soares, 2008) e baixa resistência à fratura da estrutura dental remanescente

(Siso, 2007). Assim em 2003 relatou que dentes restaurados com amálgama sofreram fraturas devido à multiplicação de microtrincas com carga em fadiga. Como alternativas ao amálgama, materiais com propriedades mecânicas que possibilitem melhor distribuição de tensão-deformação tanto em material restaurador quanto na estrutura dental remanescente tais como os compósitos, têm sido preteridos ao se restaurar dentes não-vitais (Sagsen e Aslan, 2006; Soares 2008). Além de possuir valor de módulo de elasticidade semelhante a estrutura dental perdida, têm o potencial para reforçar a estrutura dentária enfraquecida (Ausiello, 2001; Lohbauer, 2003; Siso, 2007; Shahrbafe, 2007; Linn, 2008; Jiang, 2010).

A perda de estrutura dentária na região cervical é um achado rotineiro e cada vez mais comum na prática clínica odontológica (Ommerborn et al., 2007; Smith, 2008; Wood, 2008; Reyes, 2009). O desgaste cervical na estrutura dentária ocorre em nível da junção amelo-cementária e acomete principalmente pré-molares (Grippio, 1991; Garone, 1996; Rees e Jacobsen, 1998; Lee, 2002; Smith, 2008; reyes, 2009). E descreve uma perda dentária em consequência da flexão das cúspides gerada pela concentração de tensão nesta região (Rees e Jacobsen, 1998; Lee, 2002; Rees, 2002). Esta concentração de tensão com consequente perda de estrutura dentária é advinda principalmente de fatores oclusais (Lee e Eakle, 1984; McCoy, 1983; Grippo, 1991, Grippo e Simiring, 1995; Garone, 1996; Whitehead, 1999; Rees, 2002; Paiva, 2003; Rees e Hammadeh, 2004; Bernhardt, 2006; Ommerborn, 2007; Wood, 2008; Reyes 2009; Ecie, 2011).

Vários autores já relataram que as estruturas dentais e as estruturas de suporte do dente são capazes de receber cargas oclusais bem distribuídas e aplicadas em seu longo eixo, e que quando este equilíbrio é alterado devido a interferências oclusais a distribuição de tensão-deformação é modificada (Grippio, 1992; Paiva, 2003; Ichim, 2007; Liin, 2008). As interferências oclusais geram concentração de tensão e deformações intensas e freqüentes na estrutura dental que podem resultar em fadiga e possível ruptura de estruturas

muito rígidas como o esmalte dental, resultando em falha (Rees, 2002; Paiva, 2003; Ichim, 2007; Reyes, 2009).

Alguns materiais restauradores podem promover uma maior flexão de cúspides, aumentando a concentração de tensão e deformação na região cervical, o que acaba influenciando a progressão da perda de estrutura dentária nesta região. No entanto, existem poucos estudos sobre a influência do material restaurador e tipo de contato na perda de estrutura dentária na região cervical de pré-molares com acesso endodôntico.

. Para obtenção de informações do comportamento interno do complexo dente-restauração durante a aplicação de carga é apropriado realizar a análise da interferência de pequenos fatores no comportamento biomecânico do dente, por meio da associação de metodologias não-destrutivas experimentais (Reeh et al., 1989; Sakagushi, 1991, Soares, 2008) ou computacionais (Ausiello et al., 2001; Lin et al., 2001; Magne, 2007), favorecendo análise biomecânica seqüencial e detalhada do comportamento da amostra.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes tipos de material restaurador em cavidades MOD, associado a presença de lesões cervicais no comportamento biomecânico de pré-molares com tratamento endodôntico, por meio de Análise de Elementos Finitos 3D e Técnica de Extensometria. A hipótese deste estudo foi que a presença da lesão cervical é fator concentrador de tensão e que o material restaurador submetido a diferentes tipos de contato é fator modulador do padrão de distribuição de tensão-deformação de pré-molares tratados endodonticamente.

## ***REVISÃO DE LITERATURA***

---

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Dentes tratados endodonticamente e material restaurador**

Mondelli et al. (1980), considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores é a ocorrência de imperfeições na geometria do preparo cavitário que possam promover a fratura do dente, realizaram trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Pré-molares receberam preparos classe I, classe II composta e classe complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, com 1/4, 1/3 e 1/2 da distância intercuspidal de profundidade de 2,5 mm. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma inversamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção de estrutura dental promove redução significativa da resistência à fratura de dentes posteriores.

Reeh et al. (1989) realizaram estudo que analisou a influência do tratamento endodôntico e procedimentos restauradores na rigidez de pré-molares superiores com preparos MOD. Para isso 42 pré-molares superiores humanos foram selecionados, os quais receberam 2 extensômetros colados nas cúspides vestibulares e palatinas para ensaios de extensometria. A carga oclusal compressiva foi aplicada com esfera de 6,3 mm de diâmetro, com carga de 0 a 111N e velocidade de 37 N a cada 3 seg. Avaliaram o efeito do acesso endodôntico, instrumentação, obturação, preparo MOD e dente hígidos. O cálculo da rigidez relativa foi mensurado pela divisão da máxima deformação do dente hígido pela máxima deformação da condição testada. Foi demonstrado que o procedimento endodôntico reduz apenas 5% da rigidez original, enquanto que o preparo MOD reduz em 60% a rigidez de pré-molares superiores.

Sakaguchi et al. (1991) realizaram um experimento com o método de elementos finitos para avaliar a formação e distribuição de tensões. Os



autores analisaram que este método é um importante na realização de experimentos que pode contribuir para análise de falhas ocorridas clinicamente. Os autores utilizaram também a associação com método experimental que empregou a construção de modelo físico nos quais foram fixados extensômetros na face vestibular e lingual da coroa de dente extraído. Um modelo bi-dimensional de pré-molar foi reproduzido para realizar ensaios de elementos finitos que validariam os ensaios experimentais. Os resultados do método de elementos finitos mostraram correlação com os resultados experimentais.

Mondelli (1998) determinou o efeito do recobrimento de cúspide com restaurações de amálgama sobre a resistência à fratura de pré-molares superiores humanos enfraquecidos. 30 pré-molares superiores extraídos humanos foram divididos em três grupos, Grupo A (controle): dentes sem cavidade, Grupo B: cavidades MOD com acesso endodôntico. Os dentes foram restaurados com amálgama sem recobrimento de cúspide, Grupo C: o mesmo que o Grupo B com redução de cúspide e restaurados com amálgama. A média da resistência à fratura obtida foi: Grupo A: 173,3 Kgf, Grupo B: 47,3 Kgf e Grupo C: 127,7 Kgf. Todos os valores foram estatisticamente diferentes ( $P < 0,05$ ). A restauração de amálgama em molares humanos enfraquecidos com recobrimento de cúspide aumentou significativamente a resistência à fratura dos dentes (63%) em comparação com dentes restaurados sem recobrimento de cúspide. Os resultados mostraram que o recobrimento de cúspide com amálgama pode ser uma opção para restaurar dentes endodônticamente tratados.

Toparli et al, 1999, realizaram estudo para analisar o comportamento biomecânico, por meio de elementos finitos, de um pré-molar superior restaurado. Foram simulados modelos restaurados com amálgama e resina confeccionados sobre ionômero de vidro e a distribuição das tensões foi avaliada a partir de cargas proveniente de forças mastigatórias e da expansão dos materiais restauradores utilizados neste estudo. Os autores demonstraram a importância da associação entre análise numérica de elementos finitos e

ensaios mecânicos laboratoriais, utilizando para a geração e análise de modelos linguagem computacional FOURTRAN 77. Os autores demonstraram, ainda, neste estudo as vantagens que a adesão do material restaurador à estrutura dental apresenta para reforçar o dente.

Secco et al., em 2000, avaliaram o efeito de materiais restauradores a base de ionômeros de vidro convencional e modificado por resina e resina composta, bem como a influência da técnica restauradora na deformação de cúspides de pré-molares superiores. Os autores utilizaram o método de extensometria e demonstraram que a remoção da estrutura dental para o preparo de cavidades tipo classe II e a presença de esmalte socavado aumentaram significativamente a deformação das cúspides em relação ao dente hígido.

Ausiello et al, 2001, confeccionaram um modelo de elementos finitos 3D de pré-molar superior hígido, adicionalmente foram simulados preparos cavitários e restaurações adesivas MOD. A validação dos modelos de elementos finitos foi executada baseada na comparação de cálculos teóricos e dados experimentais. Diferente rigidez foi considerada para o sistema adesivo e materiais restauradores. Foram consideradas duas condições de tensão: 1) tensões advindas da contração de polimerização e 2) tensões resultantes de tensões da contração combinadas com forças oclusais verticais. Três diferentes casos foram analisados: um dente com preparo MOD, um dente com preparo MOD restaurado com resina composta de alto valor de módulo de elasticidade (25GPa) e um dente com preparo MOD restaurado com uma resina composta de baixo valor de módulo de elasticidade (12,5GPa). O movimento de cúspides induzido pela contração de polimerização e forças oclusais funcionais foi analisado. O movimento das cúspides foi maior para a resina mais rígida advinda da contração de polimerização, a movimentação das cúspides tenderam a ser menor para a resina mais flexível nos casos das resinas com aplicação de força oclusal. Este estudo de elementos finitos 3D para analisar restaurações adesivas indicou que os valores de módulo de elasticidade para os materiais restauradores são pontos essenciais no sucesso

da restauração. Falhas prematuras advindas das tensões de contração de polimerização e forças oclusais podem ser prevenidas por meio de uma seleção criteriosa dos materiais restauradores.

Joshi et al, em 2001, realizaram estudo que analisou a performance mecânica de dentes tratados endodonticamente por meio de elementos finitos tridimensional. Para isso os autores variaram o tipo de material restaurador e tipo de retentor intraradicular para dentes uniradiculares. Este estudo demonstrou que a forma e as propriedades mecânicas dos materiais restauradores influenciam diretamente no comportamento mecânico do complexo dente-restauração.

Lin et al, em 2001, relataram que o emprego de restaurações méso-ocluso-distal (MOD) na restauração de extensa lesão cáries depende de muitos fatores. É atualmente reconhecida que a resistência à fratura de uma restauração não é somente uma preocupação biológica, sendo que a forma da cavidade, dimensões e o estado de tensão devem ser levados em consideração. No estudo presente, um programa de auto-malhamento, recentemente desenvolvido foi usado para gerar 30 modelos tri-dimensionais (3D) de elementos finitos (MEF) que simulam a biomecânica para restauração em ouro tipo MOD em segundo pré-molar superior. Os resultados mostraram que ao se aumentando o volume da cavidade MOD, resultou em aumento significativo das tensões em esmalte, mas não afetou as tensões em dentina. A profundidade foi o fator mais crítico que resultou em maior elevação de tensão em esmalte, enquanto a distância entre as paredes axiais foi o parâmetro mais importante em relação à dentina. Largura foi o fator que menos interferiu na concentração de tensões. Os achados deste trabalho questionam parcialmente o conceito tradicional de que a preservação de estrutura dental reduz o risco à fratura do dente, possibilitando a otimização da configuração do preparo cavitário para restauração MOD.

Assif (2003) avaliou a resistência à fratura de molares tratados endodonticamente com vários graus de perda de estrutura restaurado com amálgama. 90 molares foram tratados endodonticamente e divididos

aleatoriamente em 9 grupos experimentais de 10 espécimes cada um com diferentes graus de perda de estrutura, que vão desde um acesso endodôntico conservador até a remoção de todas as cúspides. Todos os dentes foram restaurados com uma técnica padronizada com amálgama. One-way mostrou que o grupo com acesso endodôntico conservador ( $1137,6 \pm 311,6$  N) e o grupo com remoção de todas as cúspides ( $1261,4 \pm 195,1$  N) apresentou uma resistência à fratura significativamente maior quando comparado com os outros grupos ( $P < 0,05$ ). Dentro das limitações deste estudo, os molares tratados endodonticamente com acesso endodôntico conservador ou após a remoção de todas as cúspides que foram restauradas com amálgama apresentaram a maior resistência à fratura sob uma carga oclusal.

Lertchirakam et al, em 2003, relataram que fratura vertical em dentes posteriores tende a ocorrer na direção vestibulo-lingual, ou seja, onde a espessura de dentina é maior. Relataram também que fatores como forma do canal, morfologia externa da raiz e espessura de dentina influenciam na localização e direção da fratura radicular. Neste trabalho foi empregado estudo por elementos finitos simulando secções de raiz variando a espessura do canal radicular, forma, espessura externa e morfologia da raiz. Os resultados demonstraram que canais curvos são mais importantes que a morfologia interna padrão de distribuição de tensões. A redução de quantidade de dentina, ou seja, ampliando a luz do canal radicular, foi o fator mais importante na concentração de tensões no interior da estrutura dental.

Lohbauer (2003) avaliou as propriedades mecânicas da resina composta sob carregamento estático e cíclico. Quatro pontos de flexão em 10 diferentes barras de resina composta foram fabricados de acordo com a norma ISO e armazenados por duas semanas em água destilada. A resistência à fratura (FS) foi medido com o teste de quatro pontos de flexão em uma máquina universal de ensaios. Os limites de fadiga flexural (FFL) para 10 (5) ciclos sob carga equivalente. Os valores iniciais de resistência à flexão para os materiais de resina composta variou de 55,4 MPa para Solitaire até 105,2 MPa para Filtek Z250. O limite de fadiga flexural por 10 (cinco) ciclos variou entre 37

e 67% da força inicial. MEV das superfícies fraturadas sugere dois tipos de mecanismos de falha de fratura inicial e fadiga. O comportamento de fadiga de materiais de resina composta não se correlaciona com os valores de força inicial. Mostrando que materiais de alta força inicial, obviamente, não revelam a melhor resistência à fadiga.

Soares et al, em 2005, analisaram a influência do método de inclusão e de reprodução do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura, empregando incisivos bovinos. Oitenta dentes foram selecionados, 40 foram incluídos em resina acrílica e a outra metade em resina de poliestireno. Quatro métodos de simulação do ligamento periodontal foram executados: 1- Sem ligamento; 2 – Material de moldagem a base de poliéter, Impregum F; 3 – Material de moldagem a base de polissulfeto, Permelaastic; 4 – Material de fixação de vidros automotivos a base de borracha de poliuretano, sendo produzida dez amostras por grupo. Os corpos de prova foram armazenados por 24 horas em 100% de umidade e então foram submetidos a um carregamento na porção palatina, de forma oblíqua, reproduzindo o carregamento presente nos dentes superiores anteriores. Os padrões de fraturas foram classificados em relação a parâmetros pré-estabelecidos: a - fratura coronária; b - fratura na transição da coroa para o cilindro de resina; c - fratura com invasão parcial do espaço biológico; d - fratura radicular. Os resultados demonstram que o método de inclusão e o procedimento de reprodução do ligamento periodontal podem influenciar nos testes de resistência à fratura. O valor de resistência à fratura foi pouco influenciado pela presença do ligamento, porém o padrão de fratura foi altamente influenciado pela reprodução do ligamento periodontal. Os autores concluíram que a associação da inclusão com resina de poliestireno e a reprodução do ligamento com Impregum S parece ser o mais indicado para os testes de resistência à fratura.

Sagsen & Aslan avaliaram em 2006 a resistência à fratura de pré-molares superiores tratados endodonticamente restaurados com diferentes técnicas. Os autores incluíram os dentes em cilindros de resina acrílica e os espécimes sofreram carregamento oclusal vertical até sua fratura. Foi observado que o grupo restaurado com amálgama convencional teve a menor

resistência à fratura quando comparado às restaurações adesivas. Porém, diferenças estatisticamente significantes não foram encontradas entre o grupo restaurado com amálgama adesivo e com os grupos restaurados com resina composta.

Cohen et al., 2006, avaliaram dentes com presença de fraturas verticais no longo eixo do dente. Diferentes variáveis foram investigadas e a sua correlação avaliada estatisticamente com a presença de fraturas radiculares verticais. Os autores avaliaram gênero, localização do dente, idade, achados clínicos, radiográficos, bruxismo e condição pulpar. Os autores realizaram a coleta de dados de três diferentes endodontistas em três regiões diferentes, compreendendo a um total de 277 dentes analisados. Os autores concluíram que as fraturas verticais de raiz são estatisticamente mais prevalentes nos molares inferiores e pré-molares superiores. Geralmente as fraturas nesses dentes estão associadas à perda óssea, dor à percussão, restaurações extensas e tendem a ocorrer mais em pacientes idosos do sexo feminino. Além disso, os autores observaram, também, que as fraturas verticais de raiz não estão necessariamente relacionadas com a perda óssea periapical, alargamento do ligamento periodontal, características pulpares particulares ou bruxismo.

Gonzalez-Lopez et al, 2006, realizaram estudo para avaliar a deflexão de cúspides de pré-molares com redução seqüencial de estrutura e a relação desta com a magnitude da força oclusal. Para cada redução de estrutura era aplicada as cargas de 50,100 e 150 N e mensurada a deflexão de cúspide. Os autores concluíram que deflexão de cúspide foi observada para o dente hígido só com a carga de 150 N. A medida em que houve maior redução de estrutura menor foi o valor de carga necessário para promover deflexão das cúspides.

Em 2007, Siso e colaboradores compararam a resistência de dentes restaurados com resina composta e dois sistemas de pino em pré-molares superiores uni-radiculares humanos. Os autores encontraram que o grupo hígido obteve os maiores resultados de resistência à fratura e o grupo

que permaneceu sem restauração, mas com tratamento endodôntico e cavidade classe II teve os piores resultados. Os grupos que foram restaurados apenas com resina composta e adesivo de um passo tiveram menores resultados de resistência do que os grupos restaurados com adesivo de dois passos ou com adesivos auto-condicionantes associado a pinos radiculares. Pode-se concluir que pré-molares superiores tratados endodonticamente com cavidades MOD, restaurados com resina composta com ou sem pinos radiculares tiveram a resistência da cúspide vestibular aumentada. O adesivo de dois passos e condicionamento total aumentou significativamente a resistência à fratura comparado ao adesivo de um passo.

Shahrbaf e colaboradores avaliaram em estudo de 2007 o efeito da da variação da espessura da crista marginal na resistência à fratura de pré-molares superiores tratados endodonticamente e restaurados com resina composta. Após ensaio de resistência à fratura e análise dos resultados os autores observaram que o grupo com dentes hígidos (G1) obteve os maiores resultados de resistência à fratura seguido pelos grupos com tratamento endodôntico e caixa OD com crista marginal remanescente de 2,0 mm (G3), 1,5 mm (G4), 1,0 mm (G5) e 0,5 mm (G6) e por ultimo pelo grupo com tratamento endodôntico e preparo MOD (G2). Pode-se concluir que a preservação da crista marginal em dentes tratados endodonticamente restaurados com resina composta atua reforçando o elemento aumentando sua resistência à fratura.

Magne em 2007, descreveu um método rápido para geração de modelos de elementos finitos para estruturas dentais e restaurações por meio de escaneamento micro-CT de um molar hígido que foi digitalizado e os contornos de superfície do esmalte e dentina foram confeccionados após a segmentação do dente com base na densidade de pixels usando um sistema de controle interativo de imagens. Arquivos de estereolitografia (STL) de esmalte e dentina foram, então, remodelados para reduzir a densidade de malha e importados em um software de prototipagem rápida, onde as operações booleanas foram utilizadas para garantir a congruência de malha, interface (limite

amelodentinário) e simular diferentes preparos cavitários (preparo MO / MOD, acesso endodôntico) e restaurações (em cerâmica feldspática (inlays) e resina composta). Os outros componentes da estrutura dental foram importados de um pacote de software de elementos finitos para criar modelos 3D sólidos. O potencial de uso do modelo foi demonstrado através da análise não-linear para simular o contato oclusal. A deformação de cúspide foi medida em diferentes etapas de reparação e correlacionadas com dados experimentais existentes para a validação e otimização do modelo. Cinco modelos diferentes foram validados por dados experimentais existentes. A abertura das cúspides (entre cúspides mesiais) com aplicação de carga de 100 N, variou de 0,4 microns para o dente restaurado, 9-12 microns para MO, cavidades MOD, com 12-21 microm para cavidades com acesso endodôntico. A cimentação de uma restauração adesiva MOD em cerâmica resultou em 100% de recuperação da rigidez das cúspides (0,4 micron de ampliação de cúspide a 100 N), enquanto a restauração de resina composta permitiu uma recuperação parcial da cúspide de estabilização (1,3 microns de ampliação de cúspide a 100 N). O método descrito pode gerar detalhes tridimensionais válidos por meio de modelos de elementos finitos de um molar com cárie e diferentes materiais restauradores. Este método é rápido e pode ser facilmente utilizado para aplicações médicas e odontológicas.

Soares et al., em 2008, realizou trabalho que teve por objetivo avaliar o comportamento biomecânico de pré-molares superiores humanos por meio de análise da distribuição de tensões (elementos finitos), deformação da estrutura dental (extensometria), resistência à fratura e análise do padrão de fratura. O autor analisou a relação entre perda de estrutura e morfologia radicular de pré-molares. Foram selecionados 40 pré-molares superiores, distribuídos em 4 grupos correspondentes a posição da furca radicular (n=10): Uni – unirradiculares; FA – birradiculares com furca localizada no terço apical da raiz; FM– birradiculares com furca no terço médio da raiz; FC – birradiculares com furca no terço cervical da raiz. Foi realizado em cada um dos dentes sete tipos seqüenciais de remoção de estrutura: H-hígido; O- preparo oclusal; OD- preparo disto-oclusal; MOD- preparo mésio-ocluso-distal;



MODAc- MOD + Acesso endodôntico, TE- tratamento endodôntico e RC- restauração em resina composta. Observou-se que a remoção de estrutura dental favoreceu maior acúmulo de tensões e deformação. A morfologia da raiz influenciou no padrão de deformação das cúspides e região proximal. As amostras que apresentavam furca localizada na região cervical demonstraram os maiores valores de deformação e o padrão de fratura foi mais desfavorável, envolvendo na maioria das vezes (80%) a porção radicular.

Na segunda parte do estudo de 2008 de Soares et al. avaliaram a influência do tipo de preparo cavitário e materiais restauradores na deformação e distribuição de tensões em pré-molares superiores sobre condições de carregamento, correlacionando com os achados analisados na primeira parte do estudo. Os autores observaram que no ensaio de extensometria os grupos preparados e sem restauração e o grupo restaurado com amálgama apresentaram maiores valores de deformação que os grupos restaurados com resina composta, resina laboratorial e cerâmica reforçada com leucita. A análise por elementos finitos revelou que a remoção de estrutura dental e que o tipo de material restaurador alteraram o padrão de distribuição de tensões com os grupos não restaurados e os grupos restaurados com amálgama e resina laboratorial apresentando as maiores concentrações de tensões na estrutura dental. Concluiu-se que os espécimes restaurados com restaurações adesivas se comportam similar ao dente hígido, enquanto o comportamento de dentes restaurados com amálgama se assemelha mais ao de dentes não-restaurados.

Lin et al. em 2008 avaliaram a contribuição relativa das mudanças nos materiais restauradores, dimensões da cavidade, adaptação da camada adesiva e condições de carregamento na resposta biomecânica de uma restauração Classe II durante as mudanças de temperatura da cavidade oral. Os autores utilizaram modelo de elementos finitos para execução da análise térmica-estrutural. Os autores identificaram por meio da análise experimental que a expansão térmica do material restaurador amplificou o efeito térmico e dominou os valores de tensão no dente em altas temperaturas.

Valores maiores de tensões foram observados com resina composta associada com forças laterais, cavidade profunda e cimento resinoso com alto modulo elástico. Além disso, foi observado que cavidades profundas podem aumentar o risco de um dente restaurado à fratura, bem como inlays cerâmicas com baixa expansão térmica requerem devido ajuste oclusal.

Cobankara et al (2008) compararam a resistência à fratura de molares inferiores tratados endodonticamente com cavidades mesio-ocluso-distal (MOD) restauradas usando diferentes técnicas de restauração. Sessenta molares inferiores hígidos foram divididos aleatoriamente em seis grupos (N = 10). Grupo 1 não receberam qualquer preparo. Os dentes dos Grupos 2-6 receberam tratamento endodôntico e preparo cavitário MOD. Os dentes do Grupo 2 foram mantidos sem restauração. Grupo 3 foi restaurado com amálgama convencional. Grupo 4 foi restaurado com sistema adesivo dentina (DBS, Clearfil SE Bond) e resina composta (CR) (Clearfil Photoposterior). Grupo 5 foi restaurado com material híbrido de cerâmica (Estenia). No Grupo 6, uma fita de fibra de polietileno (Ribbond) foi inserido nas cavidades em no sentido vestibulo-lingual e os dentes foram, então, restaurado com DBS e CR. Após acabamento e polimento, os espécimes, exceto para o Grupo 2, foram carregados utilizando material que simulava uma goma de mascar em dispositivo (60.000 ciclos de carga x 50 N, 1,3 Hz freq) em um ambiente artificial a 37 ° C. Cada dente foi submetido a uma carga de compressão perpendicular à superfície oclusal em uma velocidade de 1 mm / minuto. As cargas significativas à fratura foram registrados em Newtons e os resultados foram analisados estatisticamente. Os valores médios de fratura foram os seguintes: Grupo 1: 2485,3 ± 193,9a, Grupo 2: 533,9 ± 59,4b , Grupo 3: 1705,8 ± 135,7c , Grupo 4: 2033,3 ± 137,6cd, Grupo 5: 2.121,3 ± 156,5d, Grupo 6: 1908,9 ± 132,2cd . Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos anotadas com letras diferentes. Assim, Grupo 1 (dentes hígidos) teve a maior resistência a fratura e Grupo 2 (não-restaurado) com os menores valores. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os Grupos 3 (amálgama), 4 (resina composto) e 6 (fibra fita de polietileno reforçada por resina) (p> 0,05). Grupo 5 (inlay cerâmica) tiveram maior

resistência a fratura do que o Grupo 3 ( $p < 0,05$ ). Concluíram que apesar de todos os grupos restaurados terem maior resistência a fratura do que o dente sem restauração, nenhum dos materiais restauradores testados foi capaz de restaurar completamente a resistência à fratura perdida da cavidade MOD.

Lin et al., 2008, realizaram um estudo para investigar biomecanicamente utilizando o método de elementos finitos a interação entre material restaurador, preparo cavitário, espessura de cimento, e substituição de cúspide por material restaurador. As variáveis deste estudo foram: material restaurador (resina composta laboratorial, cerâmica reforçada, cerâmica vítrea), preparo cavitário (redução de 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm da altura da cúspide palatina), espessura da linha de cimento (50  $\mu$  m, 100  $\mu$  m, 150  $\mu$  m). Foi utilizado o critério de tensão máxima para análise. Os resultados indicam que a tensão no material restaurador é primeiramente influenciada pelo próprio material restaurador. O preparo cavitário usado foi o principal fator que influenciou na distribuição de tensão no remanescente dental. Concluiu-se que materiais de baixo módulo de elasticidade apresentam uma favorável performance biomecânica. A linha de espessura de cimento afeta ligeiramente o comportamento mecânico da restauração.

Magne & Oganesyan em 2009(a), investigaram e propõem um novo método para geração de modelos tridimensionais de dentes. Dados de tomografia computadorizada, estereolitográficos, e uma superfície de orientação de malhagem automática foram usados para geração de modelos de elementos finitos de pré-molar com diferentes preparos ocluso-proximais e correspondentes a restaurações utilizando resina composta. Uma carga oclusal de 150 N foi aplicada e dados de modelos experimentais foram utilizados para validação do modelo. Os modelos testados foram eficientes para validação do uso em geração de modelos de elementos finitos.

Francisconi et al. (2009) realizaram estudo para avaliar os efeitos do carregamento oclusal nas margens das restaurações cervical. Os autores prepararam 40 cavidades em forma de cunha em dentes pré-molares e restauraram com resina composta. Submeteram as amostras ao carregamento

oclusal (150 newtons, 10 (seis) ciclos) na cúspide vestibular, na fossa central e na cúspide lingual. Os autores utilizaram fluoresceína para delimitar defeitos marginais e avaliaram as falhas utilizando microscopia a laser confocal. Kruskal-Wallis ( $P < 0,05$ ) mostraram que as amostras submetidas a carregamento oclusal lateral tinham um percentual maior de gaps (53,3 por cento) do que os espécimes controle (10,0 por cento). Concluíram que o carregamento oclusal lateral levou ao aumento significativo na formação de gap nas margens da restauração cervical com resina composta.

Jiang et al (2010) calcularam as tensões de von Mises em um primeiro molar inferior usando modelos de elementos finitos 3D, comparando modelos com e sem tratamento endodôntico e uma variedade de materiais restauradores, e o uso de inlays e onlays para restaurar os dentes. Para tanto, quatro modelos 3D de molares inferiores foram criados: primeiro: (1) o grupo IV (restauração inlay em dente vital), (2) o grupo de OV (restauração onlay em dente vital), (3) o grupo IE (restauração inlay em dente com tratamento endodôntico), e (4) o grupo OE (restauração onlay em dente com tratamento endodôntico). Em cada grupo, três tipos de material restaurador foram testados: (1) resina composta, (2) cerâmicas, e (3) liga de ouro. Os materiais tiveram módulos elásticos de 19 GPa, 65 GPa, e 96,6 GPa, respectivamente. Cada modelo foi submetido a uma força de 45 N dirigida para a superfície oclusal, aplicada tanto verticalmente quanto lateralmente (45 graus obliquamente). As tensões que ocorreram no tecido dentinário foram calculadas. O padrão de distribuição de máxima tensão e as tensões de von Mises foram calculados e comparados. Os diferentes materiais restauradores exibiram padrões de distribuição de tensão semelhantes sob condições idênticas de carregamento. Em cada grupo, o dente restaurado com ouro exibiu a maior tensão de von Mises, seguido de cerâmica e resina composta. A tensão máxima de von Mises em dentina foi encontrada no grupo IE (16,73 MPa), que foi 5 vezes maior que o maior valor encontrado no grupo de OV (2,96 MPa). O maior valor que ocorreu no preparo e na região cervical em dentina, foram no grupo IE. A área de concentração de tensão no grupo IE também foi maior. Os resultados indicam que o tratamento endodôntico causou

maior concentração de tensões em dentina em comparação com dentes vitais, mas que a restauração adequada pode reduzir as tensões internas. Nos modelos, os valores de tensão de von Mises aumentou com o aumento do módulo elástico do material restaurador. Onlays de resina composta mostrou o melhor desempenho geral em minimizar tensões internas. Como as tensões internas são indicados como um mecanismo principal de falha do material restaurador, onlays de resina composta parecem ser melhores para restaurar a integridade estrutural. (J Dent Prosthet 2010; 103:6-12)

Shafiei et al (2011) investigou a resistência a fratura de dentes restaurados com a combinação de resina composta-amálgama para o recobrimento de cúspides em comparação com o recobrimento direto com compósito (com ou sem uma base de amálgama) e onlay de resina composta. Setenta e dois pré-molares superiores hígidos foram aleatoriamente divididos em seis grupos (n = 12). Os dois grupos de controle foram G1, dentes hígidos (controle negativo), e G2, com preparo mesio-occluso-distal (controle positivo). Para cada um dos outros quatro grupos experimentais utilizou-se um tipo diferente de restauração: G3, recobrimento de cúspide com material compostos; G4, onlay de resina composta; G5, recobrimento com resina composta e base de amálgama e G6, recobrimento de cúspide com combinado de amálgama e resina composta. Depois da termociclagem, a resistência à fratura foi testada. A média de resistência à fratura para os seis grupos (em N) foram G1, 1101 61 86; G2, 228 6 38; G2, 699 6 161; G4, 953 6 185; G5, 859 6 146 e G6, 772 6 154. Houve diferença significativa entre G1 e todos os outros grupos exceto para G4 e entre G2 e todos os outros grupos. A resistência à fratura no G3 também foi signifcantemente diferente em relação ao G4 e G5. A diferença entre o G4 e G6 foi estatisticamente significativa (p, 0,05), mas a diferença ser entre G3 e G6 não foi (p.0.05).

ElAyouti et al. (2011) avaliaram a influência da redução de cúspide e cobertura com resina composta sobre a resistência à fratura de pré-molares. Cavidades com acesso endodôntico foram preparadas em 60 dentes pré-molares que foram divididos em quatro grupos: R1, R2, R3 e NR (n = 15).

Em todos os grupos de teste, cavidades MOD foram preparadas. O desgaste sequencial das cúspides foi de: 1-1,5 mm de R1, R2 1,5-2 mm e 2-3 mm em ambos R3 e grupos NR. Restaurações de recobrimento das cúspides e MOD foram realizados utilizando resina composta. Dez pré-molares hígidos serviram como grupo controle positivo e outro dez pré-molares com MOD sem restauração foram utilizados como controle negativo. Os dentes foram submetidos à fadiga cíclica de 1,2 milhões de ciclos. A carga compressiva foi aplicada 30 ° ao longo eixo dos dentes até a fratura. A resistência à fratura média de cada um dos grupos cúspide reduzida R1, R2 e R3 (603, 712 e 697 N, respectivamente) foi significativamente maior do que o grupo cúspide não-reduzido (305 N) e foi comparável ao grupo de pré-molares hígidos (653 N). Concluindo que a redução de cúspide e recobrimento com resina composta aumentou significativamente a resistência à fratura de dentes pré-molares com cavidades MOD e acesso endodôntico.

## **2.2 Lesões cervicais não cariosas**

Em 1983, McCoy ressaltou a importância da tensão sobre os dentes. quando forças oclusais são aplicadas, a tensão distribuída por toda estrutura. Se o dente for forçado excentricamente, ocorrerá sua flexão (tração de um lado e compressão do lado oposto). Dessa forma a lesão abfrativa pode ocorrer, e o progresso dela leva a defeitos profundos na dentina. Se o dente chega ao limite de o dente pode inclusive chegar a uma fratura completa. Clinicamente, McCoy notou uma variedade de largura, tamanhos e 20 localizações de lesões de esmalte e dentina sugerindo deste modo a necessidade de uma nomenclatura e uma classificação específica.

Lee e Eakle (1984) se referiam inicialmente as perdas de estrutura como “erosões cervicais idiopáticas”, para distingui-las daquelas erosões arredondadas e polidas causadas por meio ácido, e das abrasões causadas por ação mecânica da escovação. Entretanto, segundo os autores, torna-se difícil explicar como esses agentes etiológicos podem afetar um dente e não afetar seus vizinhos, gerando lesões isoladas. Observações dessas

lesões cervicais em forma de cunha podem indicar que o estresse oclusal seja o principal fator desencadeante e que outros fatores locais desempenham um papel secundário na dissolução da estrutura dentária, criando a lesão.

Grippo (1991), a partir da observação clínica da forma anatômica incomum, tamanho, localização e incidência de uma ampla variedade de lesões de esmalte e dentina, resultantes de estresse advindos de forças biomecânicas estáticas e cíclicas, denominou-as abfração. No esmalte, as lesões podem ser desde pequenas trincas acentuadas com luz transmitida ou estrias horizontais, chamados planos de deslocamento molecular ou Linhas de LUDER, como possui forma de pires ou semilunar ou ainda, invaginação nas pontas das cúspides. Na dentina, as lesões podem apresentar-se como defeitos angulares profundos na margem gengival e superfície vestibular, possui forma circunferencial, localização subgengival, lingual ou interproximal, simples ou múltiplas, alternadas, com ângulos de 45 graus e, ainda, nas margens das coroas e restaurações. Portanto, o sentido do termo abfração, dado pelo autor, não se limita a lesões em forma de cunha, mas a todas as lesões advindas de sobrecarga oclusal.

Grippo (1992) voltou ao tema das lesões cervicais não cariosas visando esclarecer a classificação por ele feita no ano anterior, buscando definir critérios, com base em princípios de bioengenharia para a decisão de se restaurar ou não estas lesões. Segundo o autor, além dos efeitos biomecânicos (físico e químico) resultantes da sobrecarga oclusal, que causam deformação e flexão dentária e conseqüente perda de tecido cervical, fenômenos como corrosão sobtensão e piezo eletricidade podem ocorrer durante a dinâmica dos contatos interoclusais e contribuir para a formação das lesões de abfração. Por fim, o autor 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.

Em Grippo e Simring, afirmaram em 1995, que o dinamismo da tensões que ocorre na boca durante as atividades interoclusais, como a mastigação e o bruxismo, influenciam significativamente na quebra da estrutura dentária. Quando os dentes recebem cargas em direção oclusal, o efeito da tensão se concentra na região cervical. Por outro lado, quando a direção da força muda de um lado para o outro, como no bruxismo, os dentes flexionam para ambos os lados e o padrão de tensão modifica-se continuamente, na mesma área, de tração para compressão. Dessa forma, a compressão e a tração que ocorrem de forma cíclica podem levar ao limite de fadiga e conseqüente rompimento da estrutura dentária. Algumas evidências têm suportado essa teoria, contra a teoria puramente química, como fator etiológico das lesões cervicais não cariosas (NCCL). Entre elas está o aparecimento das lesões semelhantes em dentes artificiais de próteses totais e em restaurações de materiais quimicamente inertes, como o ouro. Embora, desempenhe um papel fundamental na iniciação do processo, o estresse oclusal não pode ser considerado como inteiramente responsável pela formação das NCCL. Os autores acreditam que muitos fatores combinados levam ao aparecimento dessas lesões.

Em 1996, Garone, relatou que as lesões por abfração, eram observadas, principalmente, na face vestibular dos dentes, porém caso uma força lateral, gerada por uma desarmonia oclusal, tivesse o sentido linguo-vestibular em um determinado dente, a região cervical da face vestibular sofreria compressão enquanto a região cervical da face lingual ficaria submetida a uma tração, levando a formação de lesões cervicais nesta área. Deste modo, seria provável o aparecimento dessas lesões tanto na face vestibular quanto na face lingual dos dentes indistintivamente. Foi realizado um estudo, com o objetivo de auxiliar o cirurgião dentista na identificação e remoção dos agentes etiológicos envolvidos no aparecimento das LCNC, visando recuperar a integridade funcional do elemento dentário por meio de



procedimentos reabilitadores e prevenir o desenvolvimento de novas lesões ou recidivas. A forma mais simples e eficiente de evitar a ocorrência de abfração seria manter ou devolver uma eficiente desoclusão em caninos.

Rees e Jacobsen (1998) examinaram um pré-molar inferior usando um modelo de elementos finitos com o objetivo de comparar experimentalmente um dente sob um sistema de cargas. Uma carga de 100N foi aplicada e o estresse na região cervical foi pesquisado em dois planos horizontais, o primeiro ao nível de JEC e o segundo, 1,1mm acima do primeiro. Ele mostrou que uma carga oclusal vertical aplicada na fossa central produziu um estresse na região cervical menor que 20 Mpa. Entretanto, cargas oblíquas aplicadas próximo ao topo da cúspide produziram estresse acima de 70 Mpa, que são próximas ao conhecido limite de fratura para o esmalte. Este estudo mostrou que o aumento na profundidade de cavidade, mais que o aumento na largura, contribuíram para aumentar o estresse na região cervical induzindo ao desenvolvimento de lesão cervical, e ainda que, a presença de uma restauração oclusal de amálgama podem acrescentar tensão na região cervical do dente, elevando a tensão a um nível onde o desarranjo do esmalte se tornava possível. Segundo o autor, é necessário que mais estudos sejam desenvolvidos para que se confirmem clinicamente a existência da conexão entre a presença de restaurações oclusais profundas de amálgama e lesões de abfração.

Whitehead; Wilson e Watts, 1999, conduziram um estudo cujo objetivo foi demonstrar o desenvolvimento de lesões cervicais não cariosas “in vitro”. As lesões foram produzidas através de forças axiais em dentes permanentes imersos em uma solução de ácido sulfúrico a 10% por um período de cinco dias. Os resultados indicaram características microscópicas e macroscópicas similares às observadas em lesões “in vivo”. Apesar da necessidade de novas investigações com relação à etiologia e patogênese das lesões cervicais não cariosas, os autores concluíram que a relação entre o desenvolvimento de lesões cervicais e a força aplicada, indicou que os fatores

oclusais possuem papel significativo na iniciação e progressão deste tipo de lesão.

Lee et al, 2002, usando o método de elementos finitos com o objetivo de investigar a distribuição de tensão (tração e compressão) a que são submetidas os dentes, desenvolveram um estudo comparando as alterações no estresse sob a ação de forças aplicadas em diferentes locais e direções. Os resultados demonstraram que a presença de tensão de tração na região cervical de pré-molares levou ao desgaste cervical, confirmando a teoria que sustentava que, seriam necessárias forças de alavanca para o desenvolvimento da abfração.

Rees, 2002, examinou o efeito que a variação de posição das forças oclusais aplicadas sobre um segundo pré-molar, poderia ter no contorno da região cervical, usando um modelo bidimensional para a técnica de elementos finitos, 500N de força foram aplicadas verticalmente em cada ponta de cúspide e em várias posições ao longo da inclinação das vertentes internas. A conclusão deste estudo mostrou que variando a posição da força oclusal variações marcantes na tensão foram encontradas no esmalte cervical. Foram aplicadas às vertentes de cúspides simulando as forças produzidas durante movimentos excursivos laterais da mandíbula, produziram maior tensão e magnitude suficiente para iniciar a fratura do esmalte. O autor considerou este um interessante achado, já que as lesões são mais comumente encontradas nos pacientes que apresentam bruxismo, onde estes movimentos estão muito presentes. Apesar desse resultado, o autor acredita também ser possível que os efeitos da desmineralização por ácidos possam debilitar o esmalte potencializando assim os efeitos das forças oclusais. As tensões de estresse aumentaram na área do dente onde o esmalte é estruturalmente inferior comparado com as outras faces do dente. Em decorrência disso, pôde concluir que, a complexa interação de área do dente onde o esmalte e a desmineralização por ácido, pode desencadear o desenvolvimento de lesões cervicais não cariosas.

Segundo Paiva et al, 2003, a abfração é resultante de problemas de oclusão traumática, proveniente de forças oclusais anormais, de apertamento dental e provavelmente de casos de bruxismos. Esses autores desenvolveram um trabalho de cunho marcadamente clínico onde foram selecionados três casos clínicos de pacientes portadores de lesões cervicais, representando respectivamente lesões classificadas como abfração, abrasão e/ou erosão. O objetivo era avaliar a efetividade da utilização do laser de ER:YAG no preparo cavitário dessas lesões. Os autores concluíram ser grande a dificuldade encontrada para se classificar o tipo de lesão e ainda que a abfração, encontrada principalmente em jovens, sofreu mudanças morfológicas com o passar do tempo, tendo inclusive sofrido abrasão e/ou erosão com mais facilidade. Portanto, foram fortes as indicações de que as lesões tipo abfração eram as mais importantes, sendo mais fácil classificá-las em pacientes jovens e que as lesões como abrasão eram uma consequência inevitável da abfração. Concluíram ainda que a análise oclusal de pacientes portadores de lesões cervicais, principalmente do tipo abfração, era de fundamental importância e que seria indispensável à eliminação de traumatismo oclusal antes do procedimento restaurador de lesões tipo abfração.

Em um estudo realizado por Rees e Hammadeh, 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. A observação clínica do enfraquecimento da JAD é possível, em consequência de uma recessão gengival, sendo um achado relativamente comum especialmente numa população mais idosa. Uma vez que a dentina cervical esteja 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 30 em perda de esmalte e uma

vez que isto tenha ocorrido, o processo vai sendo realimentado. Em conclusão, o estudo encontrou que o enfraquecimento da JAD pode causar significativo incremento no perfil do estresse cervical, podendo causar o início da fratura do esmalte e eventualmente levando à perda de tecido.

Ainda em 2006, Bernhardt et al, usando dados obtidos numa análise de 2707 pacientes entre 20 e 59 anos de idade, fizeram um estudo objetivando determinar os indicadores de riscos para a etiologia das abfrações. Os primeiros pré-molares foram o de maior risco para a etiologia das abfrações, seguido dos segundos pré-molares. Dentes superiores e inferiores tiveram comportamento similar em termos de desenvolvimento da lesão, com exceção dos caninos inferiores que tiveram um risco muito mais baixo do que os caninos superiores. Os resultados da análise indicaram que abfrações estão associadas com fatores oclusais, como facetas de desgaste, presença de restaurações Inlay, alteração de posicionamento dentário e frequência de escovação. Concluíram eles que abfrações já podem ser detectadas em adultos jovens (o risco aumenta com a idade), e reforçam ainda a evidência da etiologia multifatorial para seu desenvolvimento.

Ichim et al, desenvolveram um estudo em 2007 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.

Ommerborn, Schneider, Giraki, Schafer, Singh, Franz, e Wolfgang, 2007, em um estudo in vivo sobre lesões cervicais não cariosas em pacientes com bruxismo durante o sono, avaliaram a frequência dessas lesões e possíveis diferenças oclusais entre pacientes com bruxismo durante o sono e pacientes saudáveis. Foram examinados 91 pacientes, 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 pacientes foram selecionados através das características clínicas previamente estabelecida. 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, sendo a face vestibular dos dentes a mais afetada.

Wood, Jawad, Paisley e Brunton, 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.

Smith, Marchan, Rafeek, 2008, analisaram a prevalência e gravidade das lesões cervicais não cariosas em um grupo de pacientes atendidos em um hospital universitário em Trindad. Foram selecionados cento e cinquenta e seis pacientes com idade média de 46 anos onde 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. Grupos etários 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 pacientes que tinham lesões cervicais não cariosas e pacientes que tinham conhecimento do bruxismo (ranger, ou seja, apertar) os dentes. Quanto á oclusão, pacientes 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 com aqueles com função canina. Os dentes mais freqüentemente 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.

Reyes, Hildebolt, Langenwalter e Miley, 2009, em um estudo comparando a relação entre lesões de abfração e perda de inserção em dentes com contato prematuro em relação cêntrica observou que as maiorias dos contatos prematuros ocorreram em pré-molares (49,1%; 58/118) e, sobretudo nos primeiros pré-molares (29,6%, 35/118) e de todos os dentes com lesões de abfração 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. Ou seja, o estudo 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 determinado; ou seja, é possível que

uma lesão de abfração leva 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.

Kim HC, Park, Verluis (2011) relataram que a etiologia das lesões cervicais não-caríicas cervicais (NCCLS) não é bem compreendida e ainda é controversa. Assim, examinaram as características morfológicas da NCCLS para evidência clínica de perda de esmalte acima da junção cimento-esmalte (CEJ), como sugerido pela teoria da abfração. Cinquenta dentes humanos extraídos com vários tipos de NCCLS foram coletadas e examinadas por microtomografia computadorizada. A reconstrução em modelos tridimensionais foram avaliados 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 coronal das lesões foram inspecionados para a evidência de perda de esmalte acima do CEJ usando imagens seccionadas 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 maioria das lesões, independentemente do tipo de 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 NCCLS como seria esperado de acordo com o mecanismo de abfração geral.

Ecie et al. (2011) em revisão de literatura buscaram suporte para escolha da restauração mais adequada para NCCL. 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 NCCL. Hoje, com base nas excelentes propriedades como estética e bom desempenho clínico, há uma indicação geral para uso de resina composta para NCCL. 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.



***PROPOSIÇÃO***

### **3. PROPOSIÇÃO**

A proposta deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico por meio do método de elementos finitos e extensometria de pré-molares superiores tratados endodonticamente variando:

- Tipo de material restaurador para o preparo cavitário MOD:
  - Amálgama;
  - Resina Composta
- Presença de lesão cervical:
  - Presente;
  - Ausente;
  - Lesão restaurada
- Tipo de carregamento:
  - Axial;
  - Oblíquo.

## ***MATERIAIS E MÉTODOS***

---

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

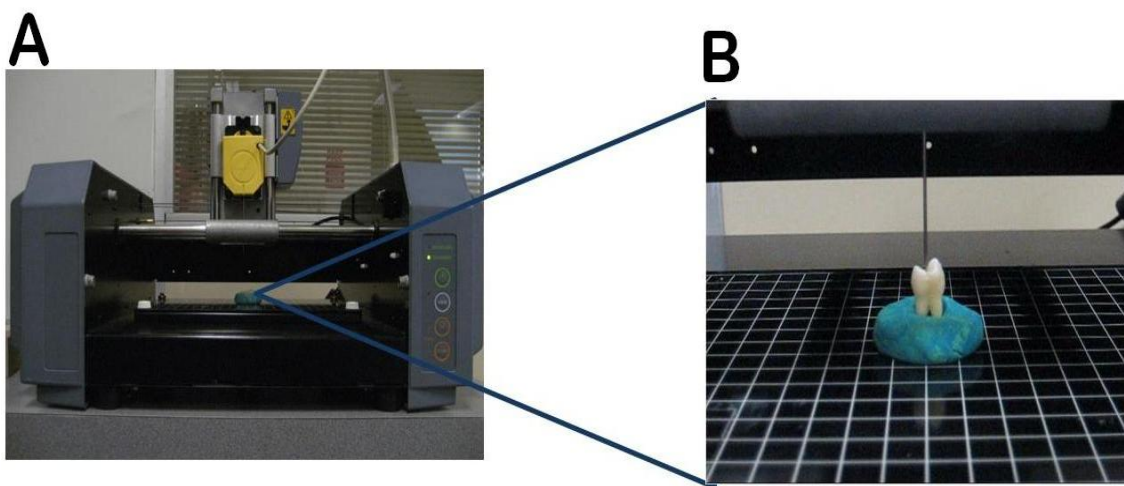
Este trabalho aplicou o método de elementos finitos 3D para análise do comportamento biomecânico mensurando o campo de tensões em modelos numéricos virtuais. E o método laboratorial não-destrutivo de extensometria para mensuração da deformação de pré-molares submetidos a diversos tratamentos.

### 4.1 Geração de modelo tridimensional

Foi selecionado um pré-molar de dimensões médias e anatomia coronária favorável que serviu como base para geração dos modelos deste estudo como padrão para a construção do modelo hígido e posterior simulação das formas de tratamento propostas pelos fatores em estudo (Figura 1). 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 (Figura 2). A geometria externa obtida foi arquivada em arquivos do tipo \*.STL (Stereolitográficos) em computador ligado ao sistema do scanner (Figura 3).

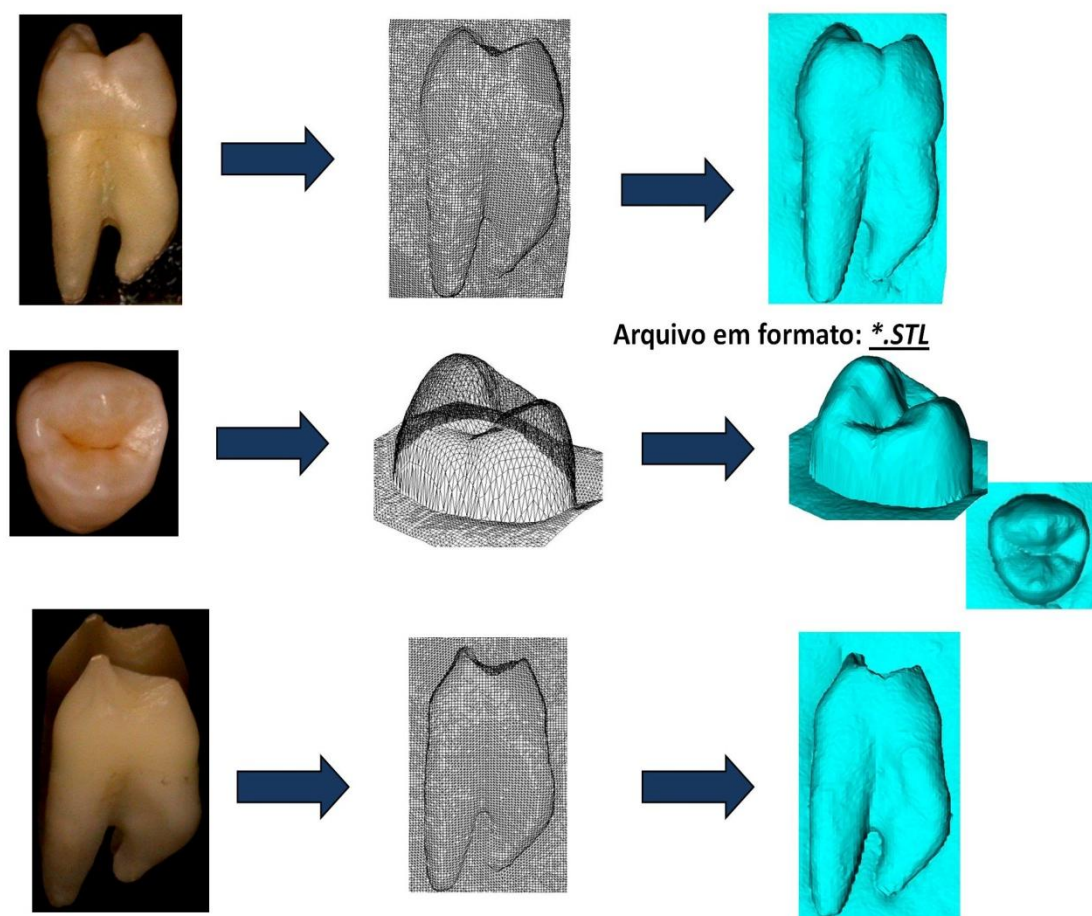
FATORES EM ESTUDO	GRUPOS/MODELOS	DESCRIÇÃO DOS GRUPOS
Material restaurador		
- Amálgama	A	Tratamento endodontido (TE) + MOD restaurada com amálgama
- Resina Composta	R	
Lesão cervical		
- Presente	AL	A + Lesão cervical
	RL	R + Lesão cervical
- Lesão restaurada com resina composta	ALR	A + Lesão cervical restaurada com resina composta
	RLR	R + Lesão cervical restaurada com resina composta
Tipo de contato		
- Axial	A, R, AL, RL, ALR, RLR	
- Oblíquo	A, R, AL, RL, ALR, RLR	

**Figura 1.** Esquema da divisão dos modelos/grupos experimentais mostrando a forma sequencial de preparo das amostras Em amarelo tipo de material restaurador e tratamento endodôntico, em preto cavidade cervical e em azul a restauração da mesma.



**Figura 2.** **A-** Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil); **B-** Escaneamento com ponta calibrada para mensurar detalhes de 0,2 mm.

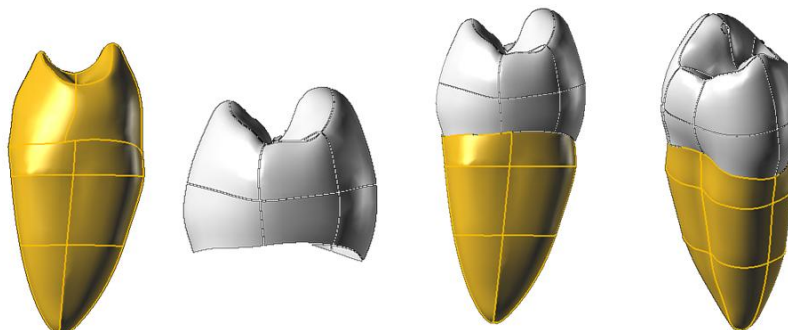
Após a obtenção da geometria externa da coroa e raiz (Figura 3), a raiz do pré-molar foi protegida com cera utilidade e o esmalte mergulhado em solução de ácido clorídrico a concentração de 10% de maneira que apenas o esmalte da coroa permanecesse em contato com ácido clorídrico e este fosse totalmente removido. Assim após degradação em solução do ácido durante 10 humanominutos 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. Novamente o scaneamento foi realizado, agora objetivando a obtenção da geometria externa na dentina coronária (Figura 3). Após isto, o dente foi cortado no seu longo-eixo de forma a realizar o scaneamento também da porção pulpar.



**Figura 3.** Escaneamento de esmalte e dentina e geração de arquivo STL\*.

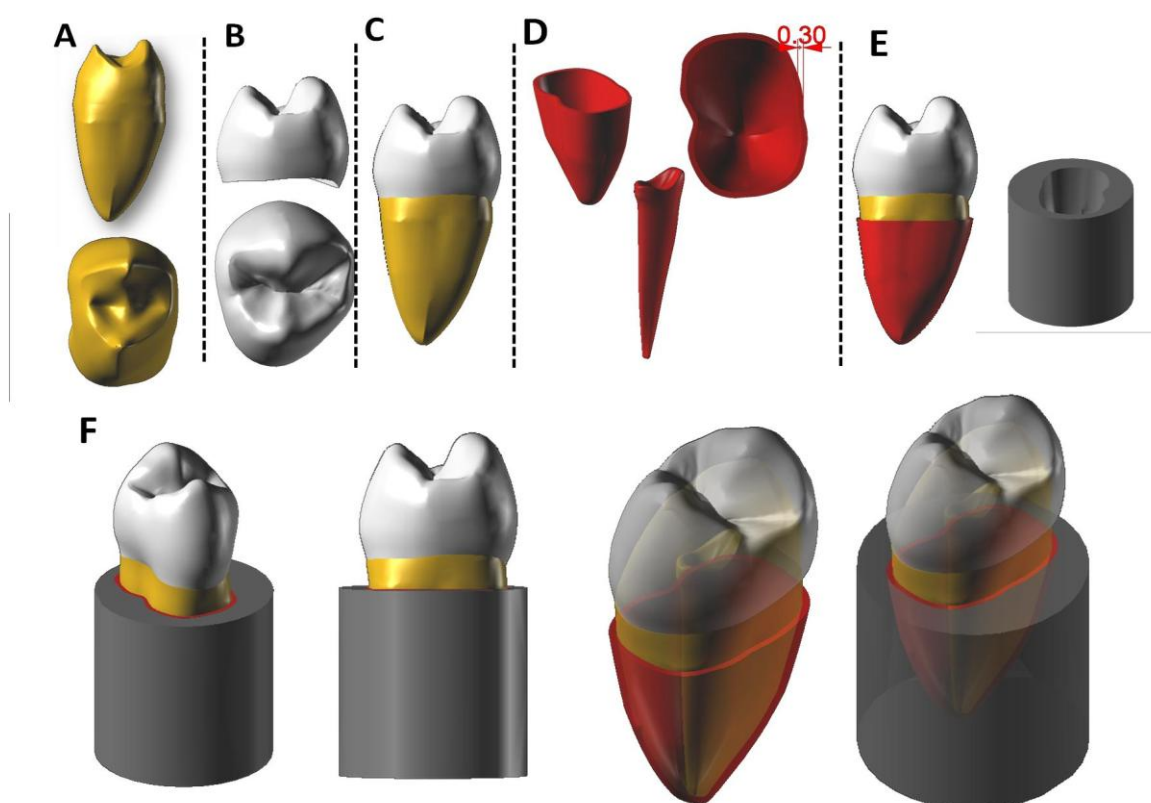
Os arquivos armazenados sob formato \*.STL do esmalte, dentina e polpa foram exportados para software de modelagem Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional que serviu como padrão do dente hígido e sobre o qual foi simulado as diversas condições de tratamento restaurador. Para modelagem as principais regiões dentais são inicialmente traçadas (colo dental, equador protético, cristas marginais, etc). 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 linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas

linhas, e levando em conta a referência dos principais marcos anatômicos, foram geradas as superfícies dos modelos (Figura 4).



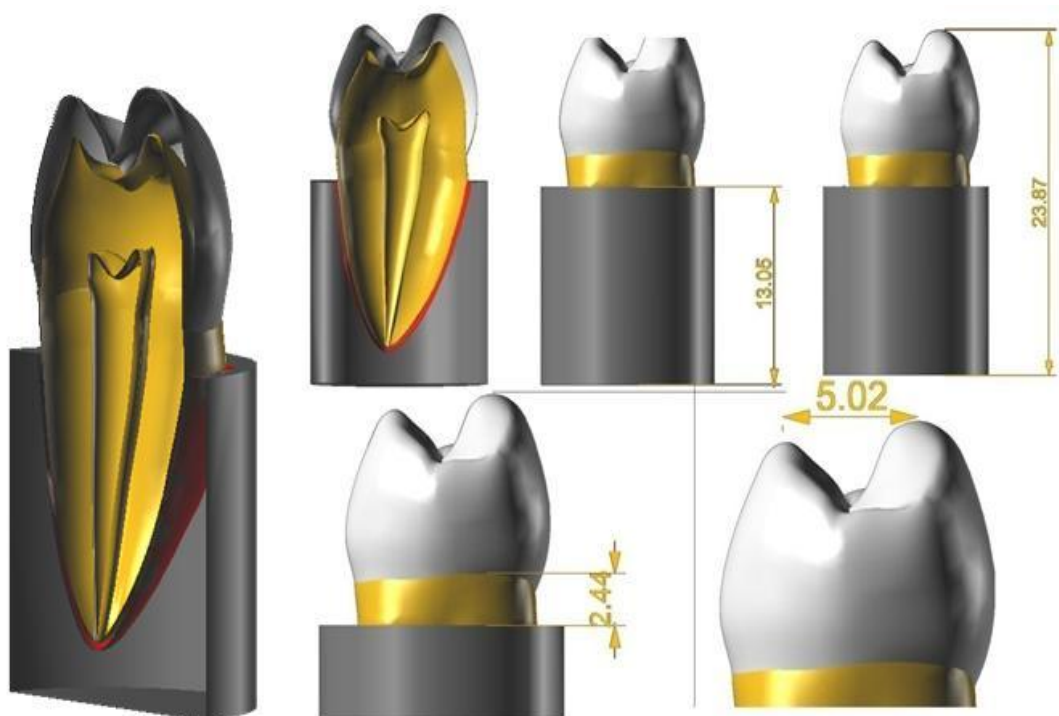
**Figura 4.** Geração de modelo hígido baseado nos principais marcos anatômicos e com auxílio de ferramenta específica do programa (Superfícies NURBS).

Posteriormente, foram gerados os volumes das estruturas internas e externas e o modelo da câmara pulpar do dente de referência (Figura 5). As diferentes formas de tratamento que definiram os fatores em estudo também foram geradas neste software, e estas serão melhor detalhadas a seguir. Foi realizada a simulação do ligamento periodontal e inclusão em cilindro de resina de poliestireno, simulando as condições realizadas no estudo laboratorial. O ligamento periodontal foi simulado com espessura de 0,3mm. Todas as estruturas seguiram medidas pré-estabelecidas do elemento padrão (Figura 6 e 7). Posteriormente, o dente foi seccionado de forma a permitir a mensuração das medidas de espessura de esmalte para as diversas regiões (Figura 7).

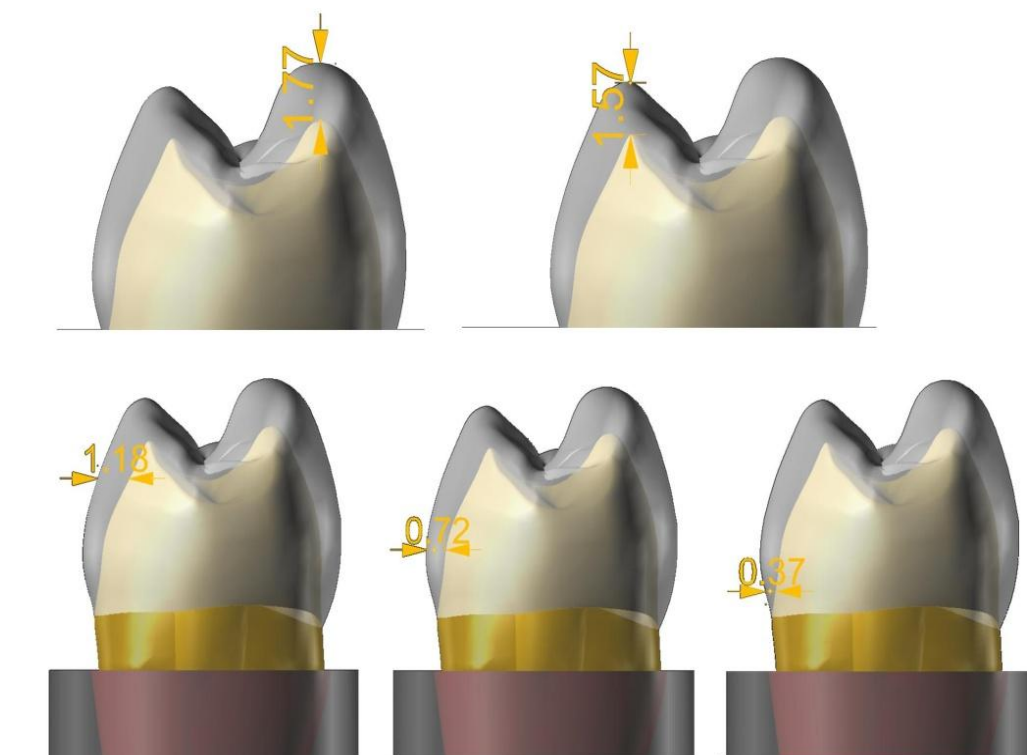


**Figura 5.** A – Volumes de dentina; B- Volumes do esmalte; Montagem dos volumes de esmalte e dentina; C- Montagem dos volumes de esmalte e dentina; D- Volume do ligamento periodontal e polpa; E- Montagem dos volumes do dente, ligamento peridontal e cilindro; F – Vista por diversos ângulos do modelo finalizado.





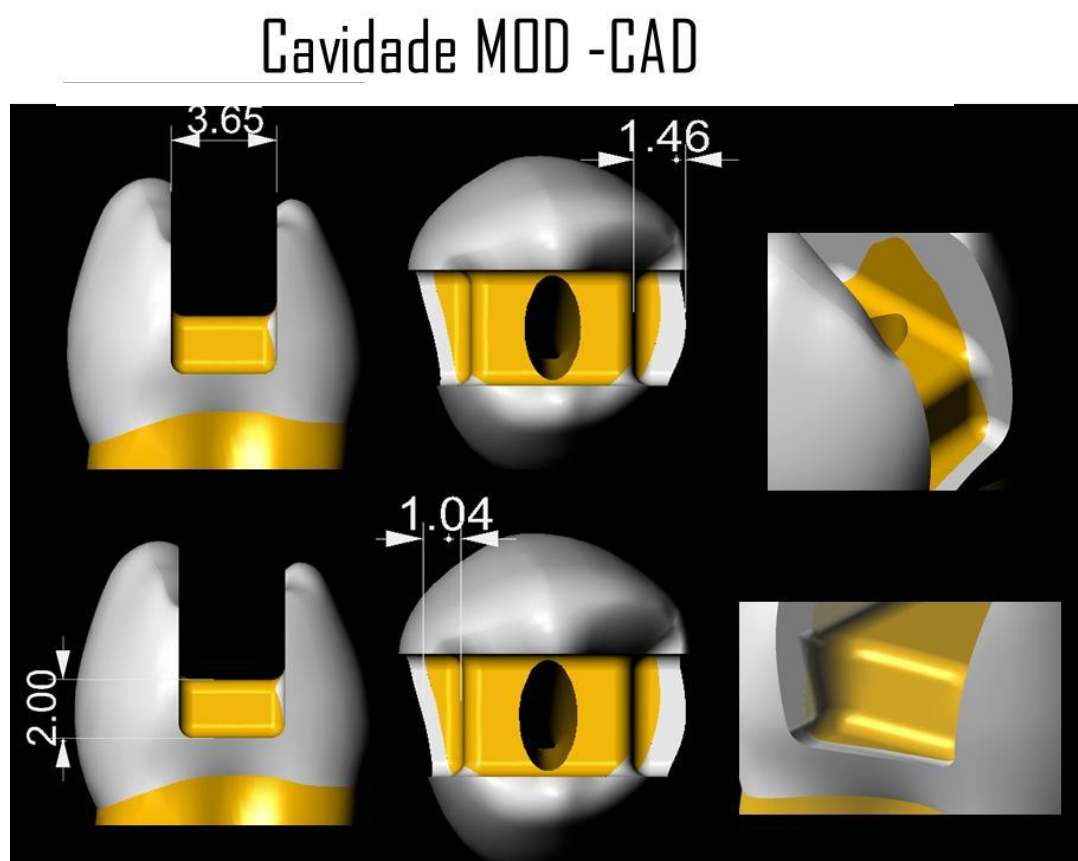
**Figura 6.** Relação entre as partes do modelo em secção longitudinal e medidas anatômicas utilizadas na geração do modelo.



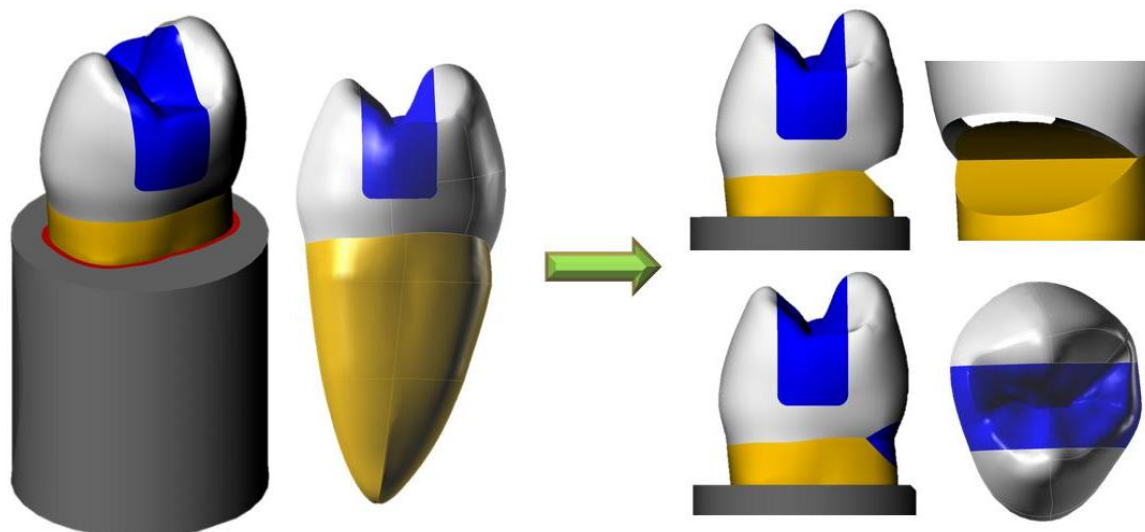
**Figura 7.** Espessura de esmalte mimetizando as espessuras obtidas pela mensuração do elemento padrão, a espessura do esmalte diminui a medida em que este se aproxima da região cervical

#### **4.2 Simulação das características do tratamento**

Foram gerados 12 modelos com acesso endodôntico com diferentes materiais restauradores. As cavidades confeccionadas nos modelos foram do tipo méso-ocluso-distal (MOD) e preparo cervical (Figura 1). As cavidades foram padronizadas seguindo as espessuras padrão da forma da ponta diamantada #1151(KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). A inclinação das caixas oclusais e proximais foram, também, definidos pela configuração da ponta diamantada e portanto, paralelas (Figura 8). A anatomia oclusal das restaurações reproduziram a mesma forma da anatomia oclusal do dente hígido (Figura 9).



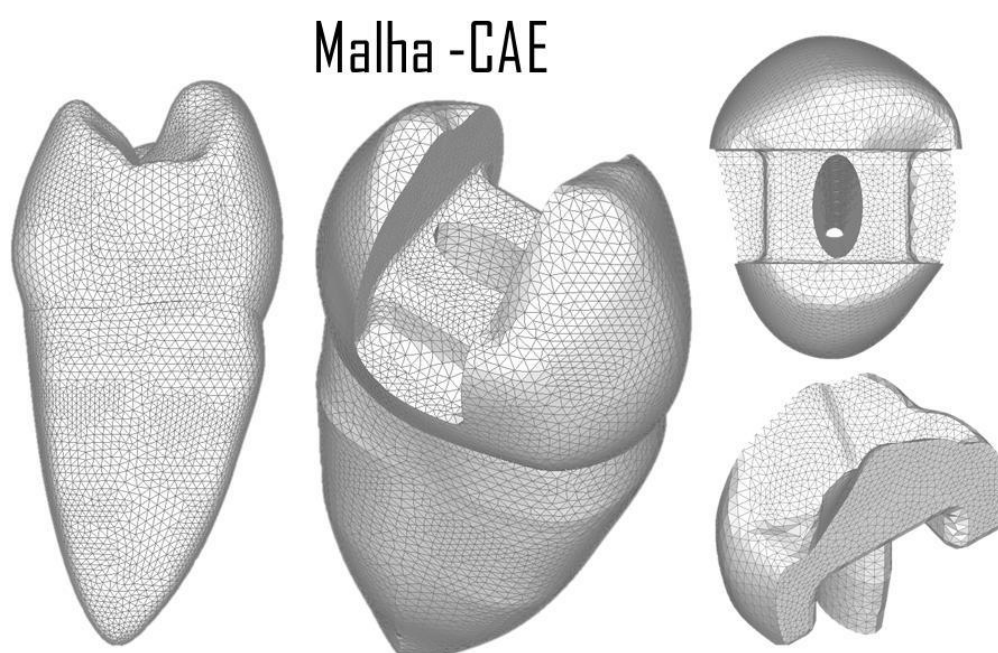
**Figura 8.** Confeção das caixas proximais, observar o detalhe do arredondamento dos ângulos. Quantidade de desgastes: Caixa oclusal com abertura de caixa de 3,65 mm, caixa proximal com profundidade de 2,0 mm.



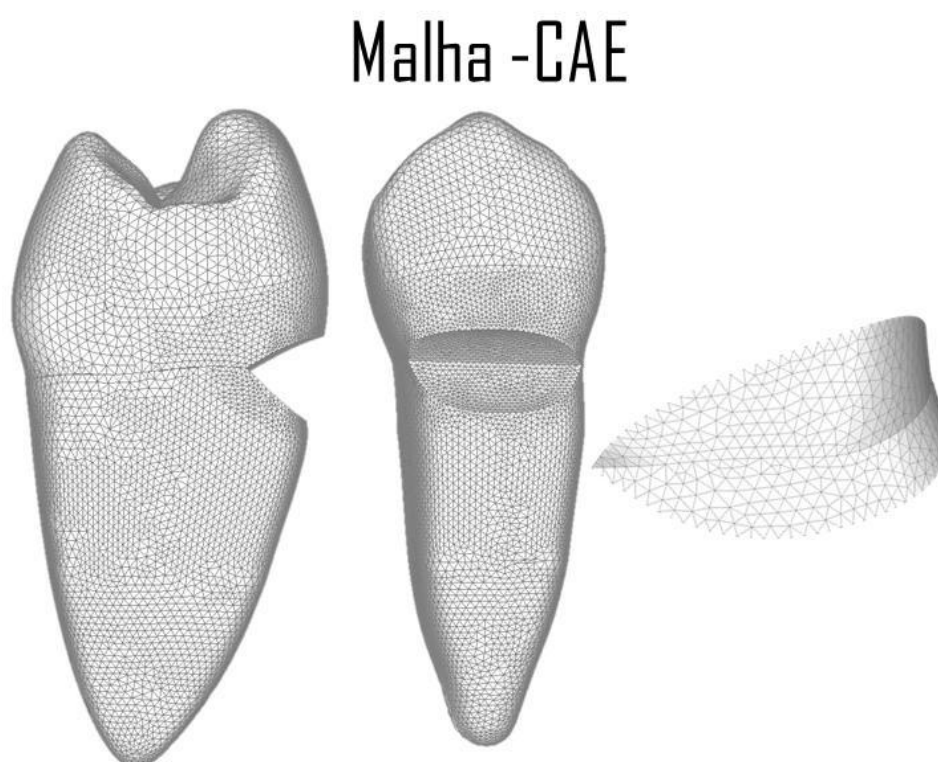
**Figura 9.** A- Restauração MOD; B- Modelos com cavidade cervical e C- Restauração MOD e restauração cervical, ambas mimetizando a forma coronária do dente hígido

#### ***4.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições do carregamento e geração de resultado***

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados para um software de pré-processamento (FEMAP, NoranEngineering, USA) e a malha de cada estrutura foi gerada empregando elemento sólido do tipo quadrático tetraédricos com 10 nós (Figura 10 e 11). A malha foi controlada empregando-se ferramentas específicas do software de pré-processamento de forma a se obter malha homogênea e com adequada congruência e conectividade entre as estruturas geradas.



**Figura 10.** Malha gerada nos modelos com cavidade MOD e acesso endodôntico com restauração correspondente.



**Figura 11.** Malha gerada nos modelos com cavidade cervical e correspondente restauração.

A quantidade de elementos e nós dos modelos estão descritos na Tabela 1.

**Tabela 1** – Número de elementos e nós de cada modelo.

<b>Modelos</b>	<b>Elementos</b>	<b>Nós</b>
<b>A e R</b>	213.535	324.505
<b>AL e RL</b>	332.042	489.661
<b>ALR e RLR</b>	343465	506976

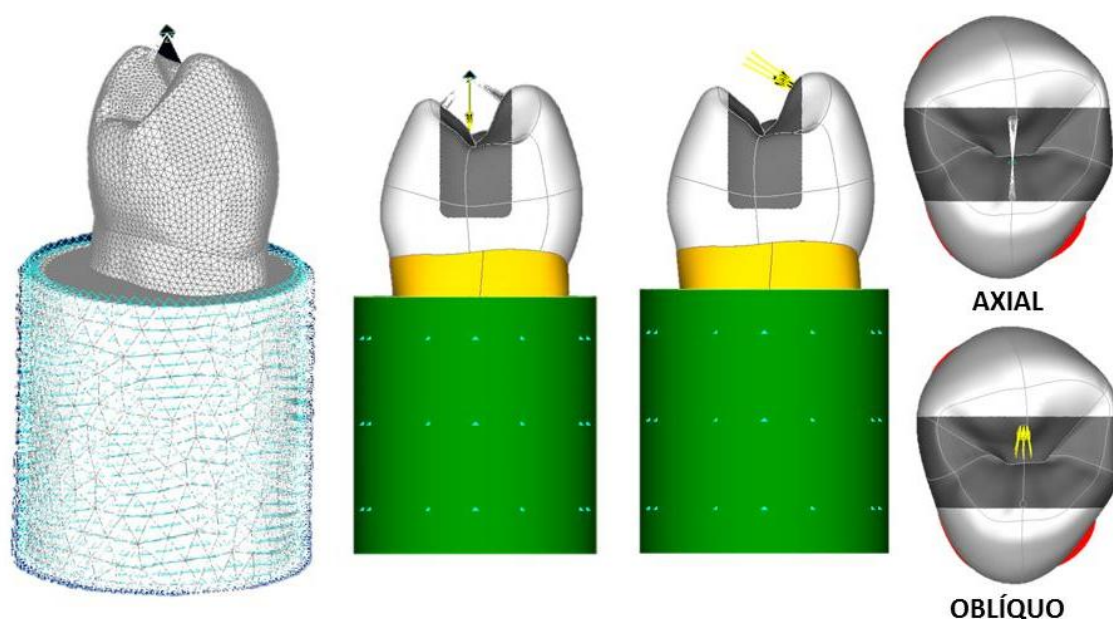
A análise empregada foi do tipo estrutural, linear e elástica para tal todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas. Para isto, foi necessário a obtenção dos módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson das estruturas que caracterizaram cada modelo, que estão descritos na Tabela 2.

**Tabela 2.** Propriedades mecânicas aplicadas nos modelos

<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade E (Mpa)</b>	<b>Coeficiente de Poisson <math>\nu</math></b>
<b>Esmalte<sup>46</sup></b>	<b><math>46.8 \times 10^3</math></b>	<b>0.30</b>
<b>Dentina<sup>45</sup></b>	<b><math>18 \times 10^3</math></b>	<b>0.31</b>
<b>Poliéter</b>	<b>50</b>	<b>0.45</b>
<b>Resina de Poliestireno<sup>50</sup></b>	<b><math>13.5 \times 10^3</math></b>	<b>0.30</b>
<b>Resina Composta</b>	<b><math>16.6 \times 10^3</math></b>	<b>0.24</b>
<b>Amálgama<sup>36</sup></b>	<b><math>15.0 \times 10^3</math></b>	<b>0.30</b>

Foram definidas as condições de contorno, simulação dos contatos entre estruturas como sendo perfeitamente unidas para os modelos com cavidade MOD restaurada com resina composta e contato deslizante para os modelos restaurados com amálgama (Figura 12). O

carregamento axial foi realizado utilizando uma força de 100N aplicada em um elemento rígido que se ligava a uma área delimitada correspondente a 10 nós na região do material restaurador. Esta área foi predefinida utilizando uma esfera de 4,5 mm de diâmetro que foi desenhada em CAD e exportada para o software de CAE. O grau de liberdade do elemento rígido foi restringido e a força aplicada. O contato oblíquo foi realizado por meio da aplicação de carga de 100N sob uma área de correspondente a 10 nós na cúspide vestibular sobre o material restaurado. O contato foi simulado de forma a reproduzir condições realizadas em ensaios laboratoriais de extensometria (Figura 12). A fixação do modelo foi localizada na base e superfície lateral do cilindro. Os modelos foram exportados para o núcleo de processamento do software (NeiNastran, NoranEngineering, USA). Para análise dos resultados foi utilizado critérios de associação de tensões máximas principais e tensões equivalentes de Von Mises.



**Figura 12.** Simulação de área de contato oclusal de 100 N aplicado sobre elemento rígido e distribuída na inclinação das cúspides em material para carregamento axial e carregamento oblíquo sobre a ccúspide vestibular em material restairador. A restrição é indicada pelas setas azuis e foi realizada em toda região externa do cilindro.

#### **4.5 Preparo das amostras**

Quatorze pré-molares superiores humanos foram selecionados 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 e indicação ortodôntica. A coleta foi executada com prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa desta mesma instituição (217/06). 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 a 37°C. Após mensuração das medidas coronárias com um paquímetro digital, no sentido vestibulo/lingual e mesio/distal e descartado os pré-molares que apresentavam dimensões que desviavam de 5% da média, os dentes foram divididos em 2 grupos (n = 7), e sequencialmente receberam os seguintes tratamentos: 1) tratamento endodôntico, 2) preparo cavitário MOD, 3) restauração com resina composta MOD para o primeiro grupo e restauração de amálgama no segundo grupo, 4) preparo cervical e 5) restauração de resina composta na região cervical.

1) Tratamento endodôntico (TE): O acesso e preparo do canal radicular foi realizado utilizando uma broca de alta velocidade e spray de água (Figura 13), os canais foram instrumentados até o forame apical com limas K, a partir do número 10-50 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). A solução de hipoclorito de sódio 2,5% foi utilizada para irrigar e limpar o canal. Após o preparo do canal, todos os dentes foram obturados com guta-percha (Dentsply Maillefer) e cimento endodôntico (Sealer 26; Dentsply Intl, York, Pa), utilizando condensação lateral.

2) As cavidades MOD foram feitas em uma máquina de preparo padronizadora (Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil) Este dispositivo consiste de uma peça de mão de alta velocidade (KaVo do Brasil Ltd, Joinville, SC , Brasil) acoplado a uma base móvel. A base móvel se move verticalmente e horizontalmente, em incrementos de 3 mm, com o auxílio de um micrômetro (Mitutoyo, Tóquio, Japão) com precisão de nível de 0,1 mm (Figura 13). Para o preparo das cavidades MOD foi utilizada ponta diamantada #1151 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil), proporcionando cavidade com paredes paralelas (Figura 13), com distância inter cuspal medido no istmo cavo ângulo de superfície, 3,65 mm, profundidade na região oclusal e 2,5 mm, paredes gengivais de 2.mm.

3) Para Confeccionar as restaurações de resina composta, cada preparo foi tratado com ácido fosfórico 37% (3M ESPE) por 15 segundos, lavados com spray de ar-água por 15 segundos e secas com papel absorvente. Duas aplicações de sistema adesivo (Single Bond 2; 3M ESPE) que foram aplicadas com um intervalo de 20 segundos e luz polimerizadora por 20 segundos com uma unidade de luz halógena com intensidade de 800 mW/cm<sup>2</sup> (XL3000, 3M ESPE) . A resina composta nanoparticulada (Z350 – A3, 3M ESPE) foi inserida em incrementos de 2 mm de espessura e, em seguida, fotopolimerizada por 40 segundos com a mesma unidade de luz halógena.

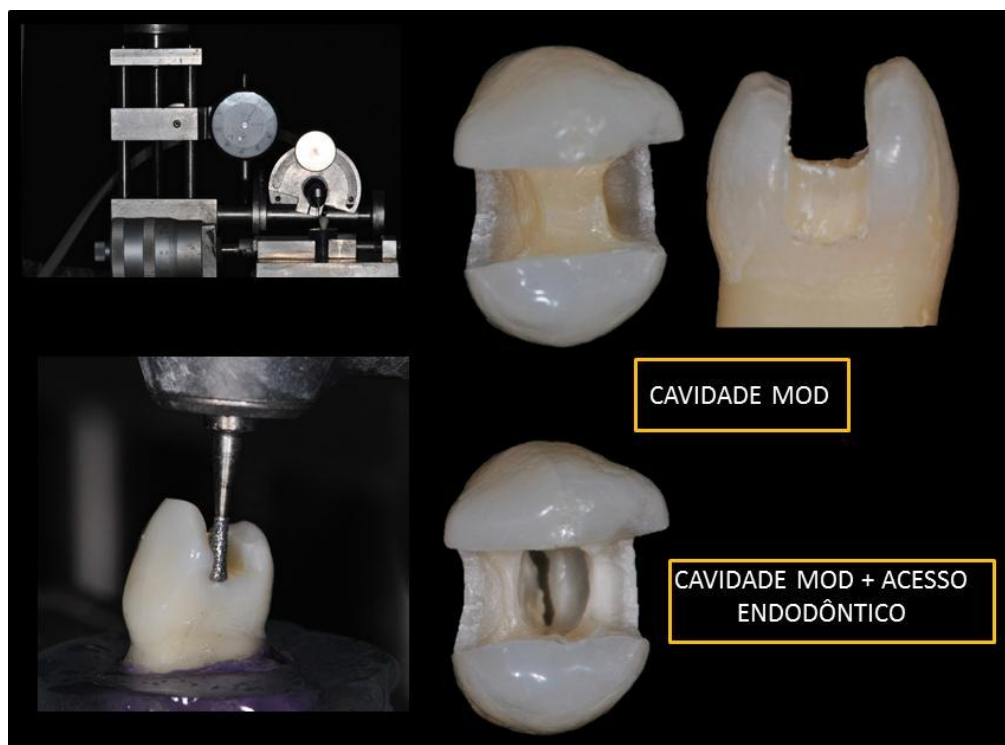
4) Para o amálgama foi utilizada uma matriz de metal (TDV, Pomerode, Santa Catarina, Brasil) que foi adaptada para o dente. O amálgama de alto teor de cobre (Permite C; SDI, Bayswater, Austrália) foi preparado em um misturador mecânico (Astron ; Dabi Atlante, SP, Brasil) por 8 segundos e depois inserido, condensado, brunido e esculpido.

5) Para a preparação da cavidade cervical foi utilizada ponta diamantada #3118 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil) fazendo uma cavidade de 2 mm de profundidade e 1,6 mm de abertura na região de junção amelo-cementária na cúspide vestibular .

Para reproduzir o movimento do dente no alveolo, todas as amostras foram embutidas em resina de poliestireno (cristal, piracicaba, SP, Brasil) a 2



milímetros da junção amelo-cementária e o ligamento periodontal foi simulado, utilizando poliéter (Impregum S; 3M ESPE, St. Paul, Minn), (Soares, 2005).

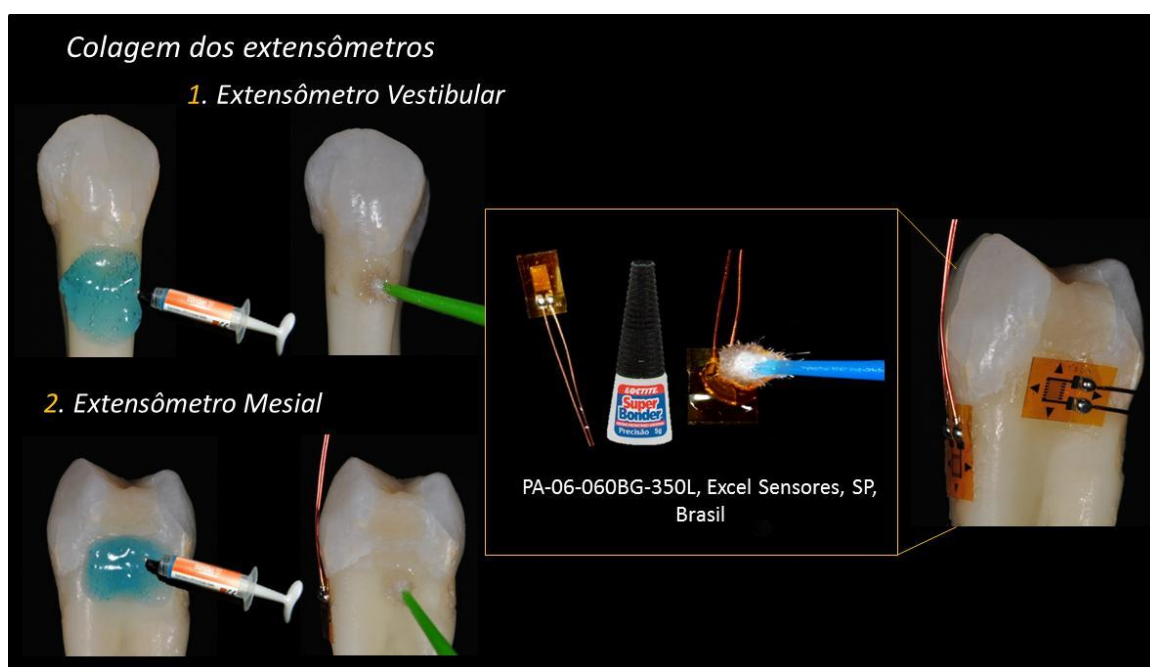


**Figura 13:** Máquina padronizadora de preparo (FOUFU) e configurações do preparo MOD e acesso endodôntico.

#### **4.6 Técnica de Extensometria**

Para mensuração da deformação das amostras foram colados dois extensômetros (PA-06-060BG-350L, Excel Sensores, SP, Brasil), em cada amostra, um paralelamente ao longo eixo do dente na base cúspide vestibular e outro transversalmente ao longo eixo do dente na face mesial, com a grelha (porção ativa do extensômetro) posicionada 2mm abaixo da junção amelo-cementária para o extensômetro vestibular e na região da junção amelo-cementária para o extensômetro mesial (Figura 14). Os extensômetros

utilizados neste trabalho apresentavam resistência elétrica de  $120\Omega$  e fios de cobre soldados nos terminais (Figura 15). O fator de sensibilidade (gauge factor) era de 2,12. 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 14).

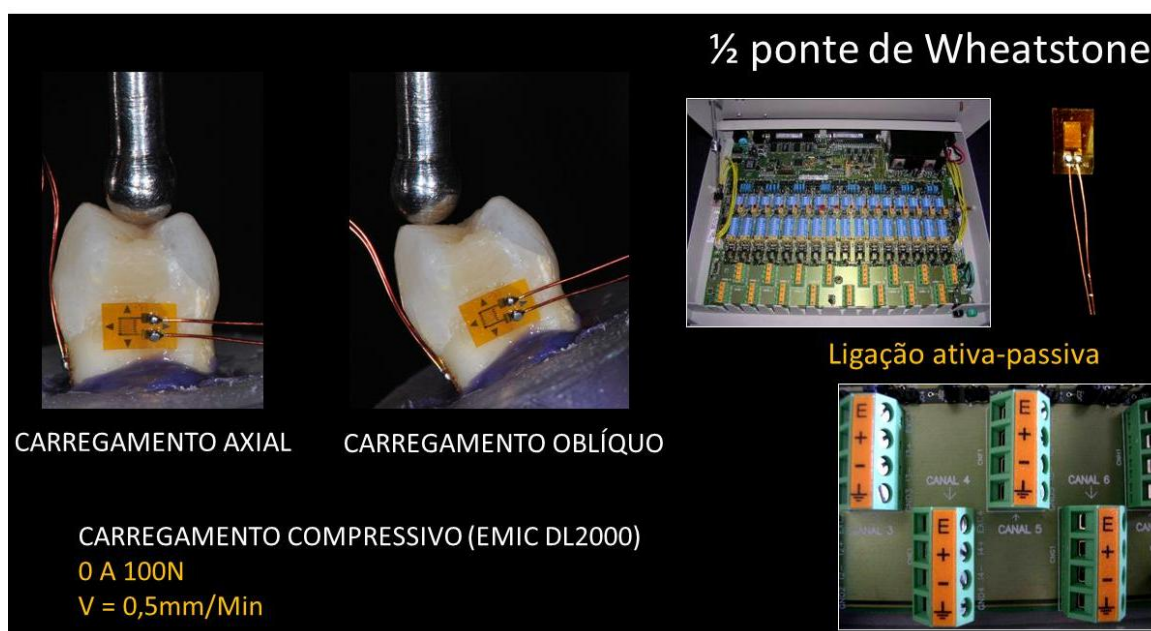


**Figura 14.** Colagem dos extensômetros.

A partir desta etapa a deformação da cúspide vestibular e da face mesial de cada um dos grupos das amostras submetidas a 2 tipos de carregamento, foram mensuradas na mesma amostra (Figura 1).

Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil – Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica - FOUFU) no esquema de meia ponte de Wheatstone (Figura 14) com dois extensômetros fixados em outro dente fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura (Soares et al., 2008), para mensuração das deformações em cada uma das 3 fases e 2 tipos de carregamento.

Assim, após o término de cada preparo as amostras foram submetidas à aplicação de carga de compressão de 100N, com velocidade de 0,5mm/minuto, aplicada com esfera de 4,5mm de diâmetro contatando a cúspide vestibular e palatina para o carregamento axial e contatando a cúspide vestibular para o carregamento oblíquo, em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Brasil) (Figura 14). Os dados 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 1 nível de microdeformação ( $\mu\text{s}$ ) a cada 0,3 segundos utilizando carga contínua de 0 a 100N. Os resultados foram obtidos em microdeformação separadamente para face vestibular e mesial e analisados por meio de Teste de normalidade de Shapiro-Wilk e Levine ( $p < .05$ ). Porém, os dados não apresentaram normalidade e homogeneidade, sendo então, aplicados testes não-paramétricos de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis ( $p < .05$ ).



**Figura 14.** Amostra posicionada com esfera de 4,5 mm simulando os dois tipos de carregamento. Placa de aquisição de sinais.



## ***RESULTADOS***

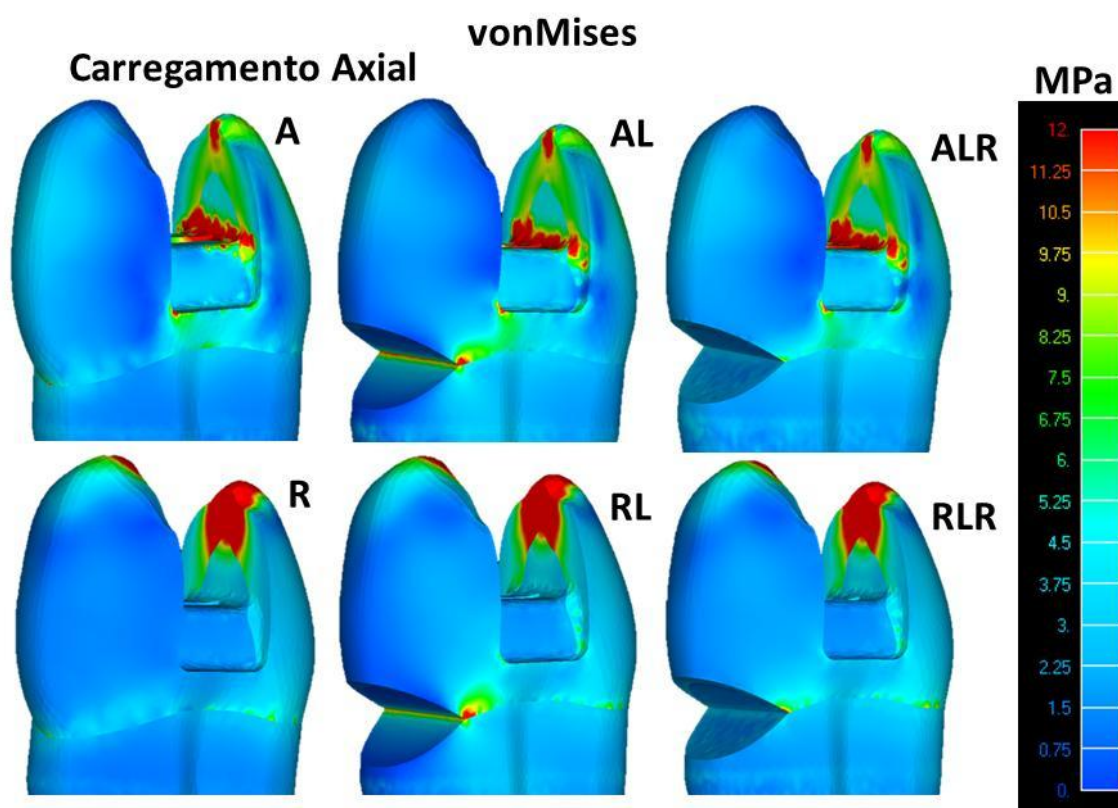
---

## **5 Resultados**

### **5.1 Análise por Elementos Finitos**

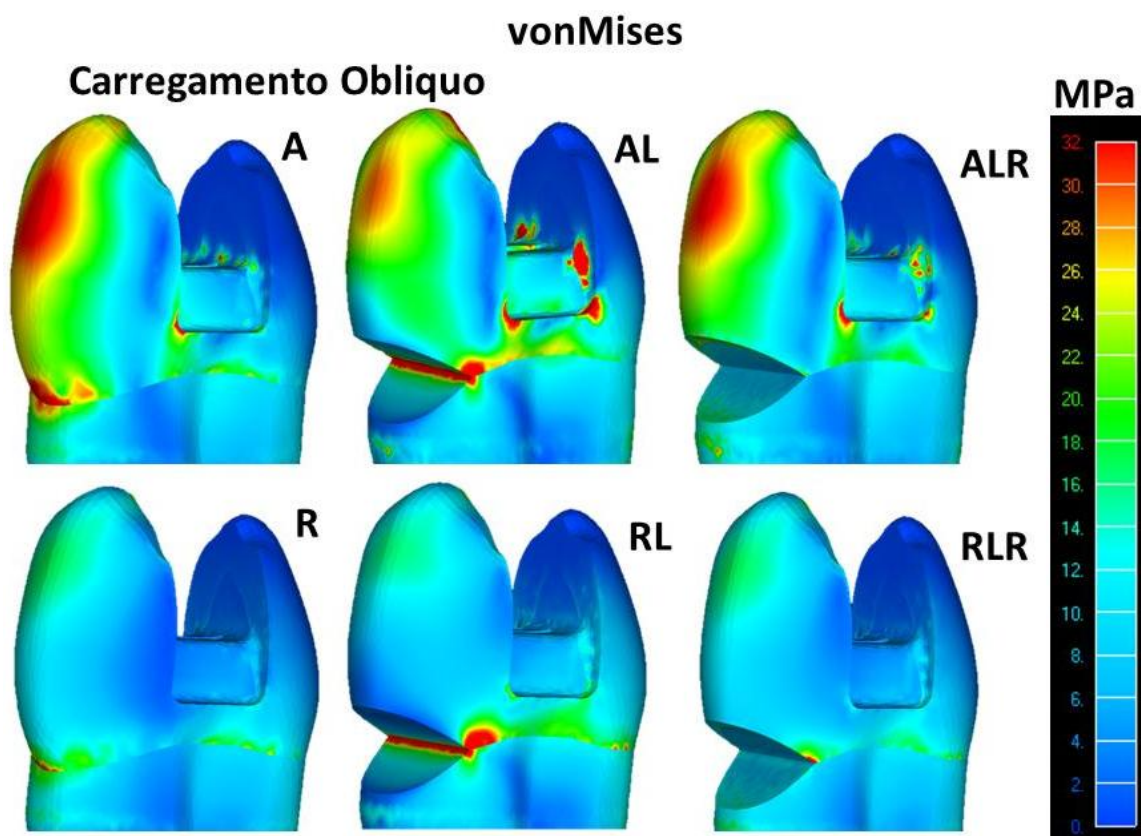
Para o critério de Von Mises todos os fatores em estudo, tipo de material restaurador MOD, a presença de lesão cervical e tipo de contato influenciaram a distribuição de tensão nos modelos de pré-molar. Em geral, os modelos com MOD restaurados com amálgama apresentaram maior concentração de tensão do que os modelos restaurados com resina composta (Figura 15, 16, 17 e 18). O modelo A com carregamento axial apresentou concentração de tensão nos ângulos internos da restauração e região cervical como pode ser observado na Figura 15, em que a restauração foi removida para possibilitar uma visualização da distribuição de tensões nas paredes internas do preparo. No entanto, o modelo A com contato oblíquo apresentou concentração de tensão na cúspide vestibular, região cervical e ângulo superficial da restauração (Figura 16) com valores de tensão 3x maiores do que o modelo A com carregamento axial (aproximadamente 12 MPa para o axial e 32MPa para o oblíquo). O modelo R com contato axial apresentou concentração de tensão na região do esmalte adjacente ao local da carga aplicada e região cervical (Figura,16), já o modelo R com carga oblíqua apresentou concentração de tensão na cúspide vestibular e cervical com valores de tensão intensificada com o contato oblíquo (aproximadamente de 12 MPa para o axial e 32MPa para o oblíquo). A presença da lesão cervical foi fator de concentração de tensão tanto para os modelos AL e RL com contato axial (Figura 15) quanto para os modelos AL e RL com contato oblíquo (Figura 16). Porém, no grupo A a concentração de tensão foi mais evidente e mais intensa do que para a resina, e com o contato oblíquo essas tensões para ambos os modelos triplicaram (Figura 16). A restauração da lesão minimizou a concentração de tensão na região da lesão e região cervical para ambos os modelos com contato axial como pode ser observado na Figura 17, com as restaurações posicionadas. Já, os modelos com lesão restaurada e contato oblíquo (Figura 18) apresentaram concentração de tensão na região da restauração e cúspide vestibular (Figura 18). Em uma análise específica na

região da lesão pelo critério de máxima tensão principal (Figura 19 e 20), pode-se observar tensões de compressão no fundo da lesão para os modelos com contato axial e oblíquo (Figura 19 e 20). No entanto, com valores maiores (aproximadamente de 5 MPa para o axial e 15 MPa para o oblíquo). A região do ângulo superficial da lesão e base da lesão apresentaram tensões de tração com contato axial e contato oblíquo, porém o oblíquo intensificou as tensões no modelo AL (Figura 20).



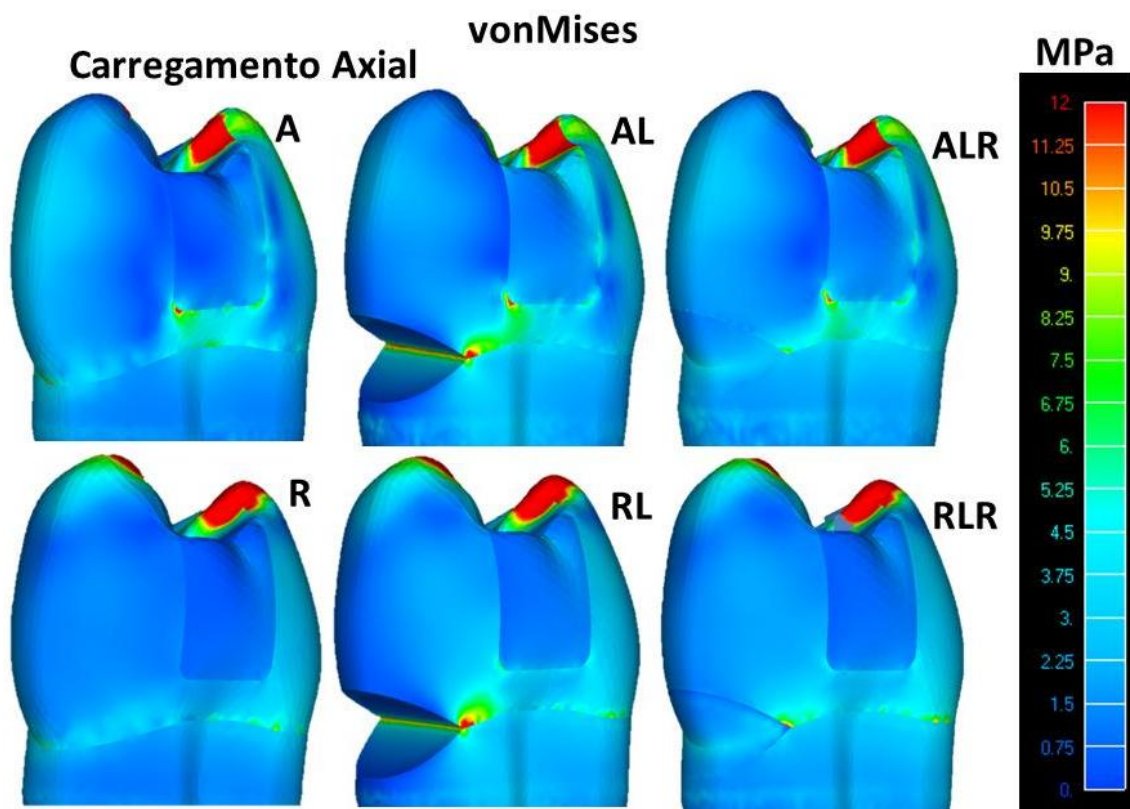
**Figura 15.** Resultados de Elementos Finitos pelo critério de vonMises para o carregamento axil, sem a restauração em posição com escala de 0 a 12 MPa.



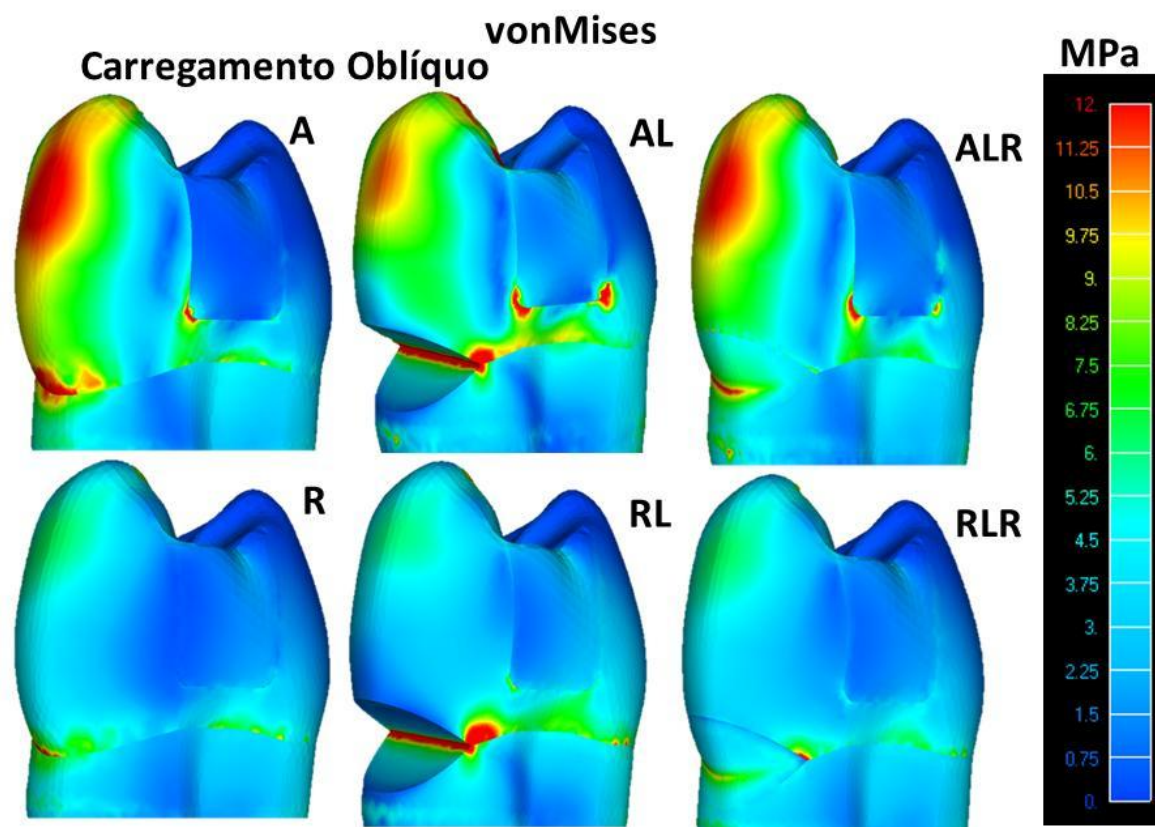


**Figura 16.** Resultados de Elementos Finitos pelo critério de vonMises para o carregamento oblíquo, sem a restauração em posição com escala de 0 a 32 MPa.

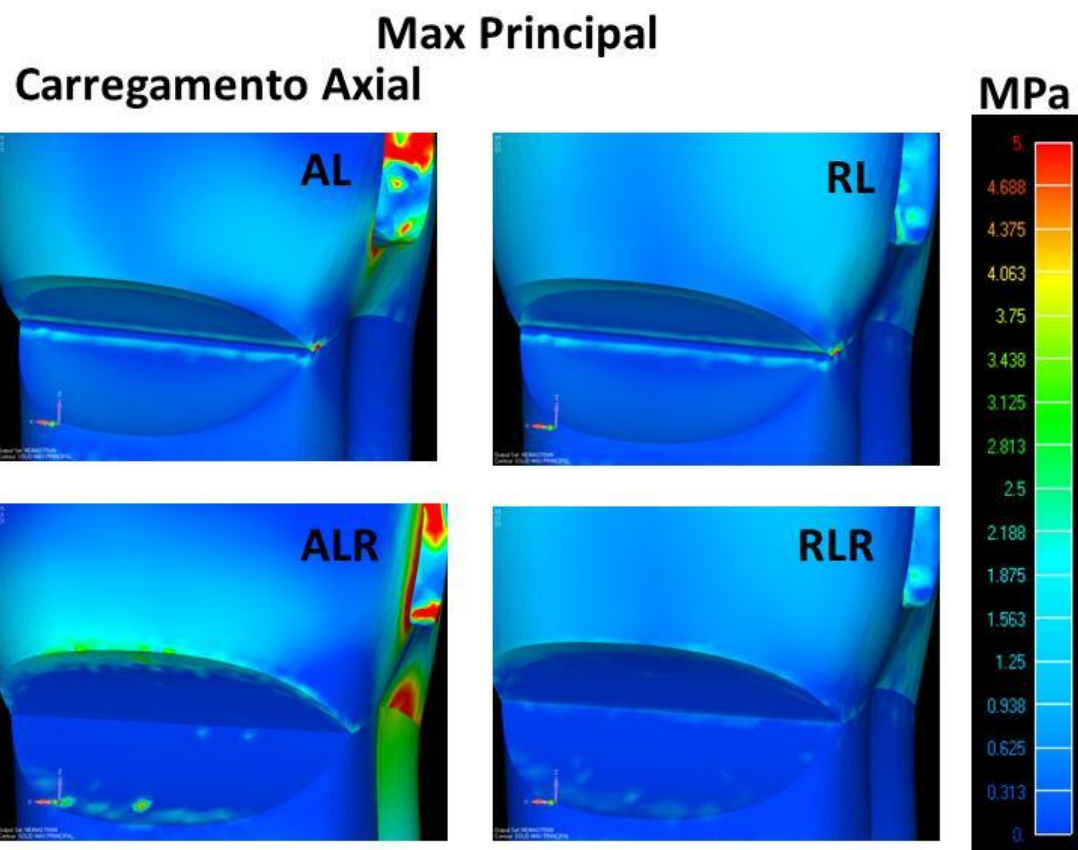




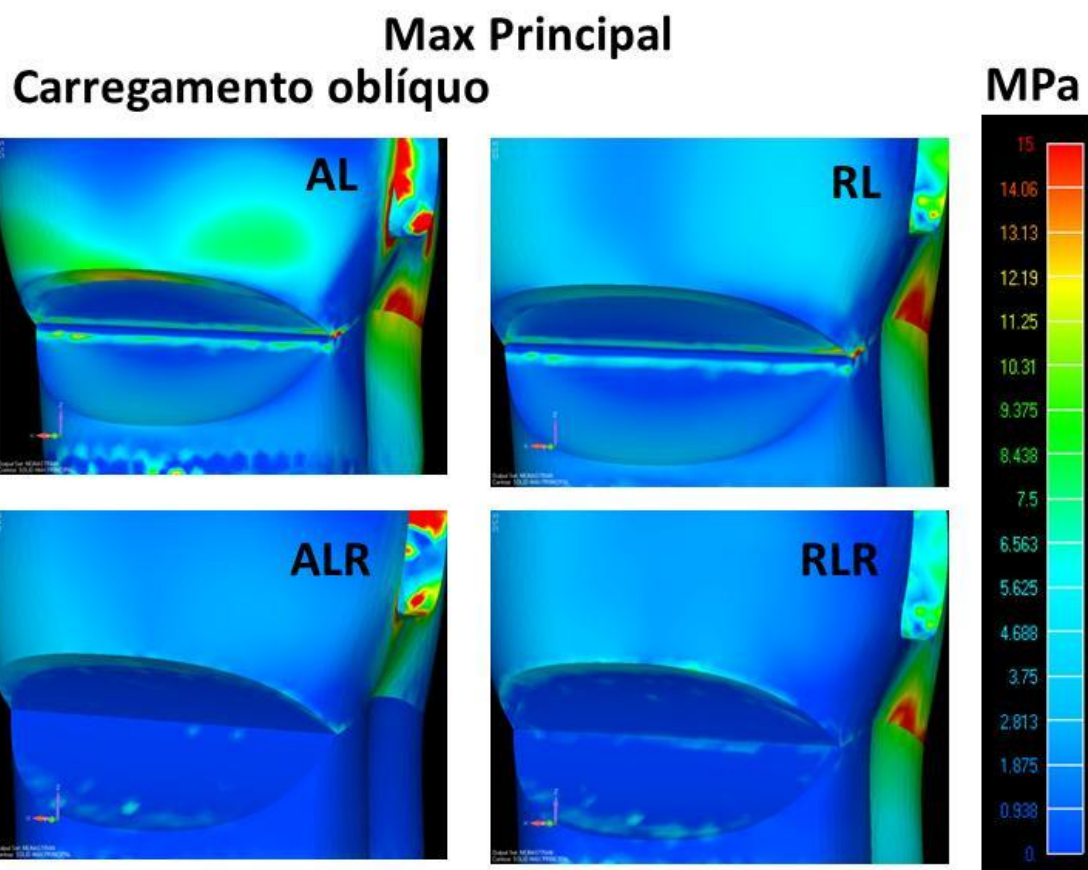
**Figura 17.** Resultados de Elementos Finitos pelo critério de vonMises para o carregamento axial, com a restauração em posição com escala de 0 a 12 MPa.



**Figura 18.** Resultados de Elementos Finitos pelo critério de vonMises para o carregamento axial, com a restauração em posição com escala de 0 a 12 MPa.



**Figura 19.** Resultados de Elementos Finitos pelo critério de máxima tensão principal para o carregamento axial, sem a restauração em posição com escala de 0 a 5 MPa.



**Figura 20.** Resultados de Elementos Finitos pelo critério de máxima tensão principal para o carregamento oblíquo, sem a restauração em posição com escala de 0 a 15 MPa.

## **5.2 Técnica de Extensometria**

### **5.2.1 Extensometro Mesial**

Por meio de teste de Mann-Whitney ( $p < .05$ ), para o carregamento axial os grupos A, AL e ALR; apresentaram maiores valores de deformação do que os grupos R, RL e R, respectivamente, como pode ser observado na Tabela 3. A presença da lesão cervical no grupo RL não apresentou diferença estatística significativa em relação ao grupos R e RLR, já AL apresentou os maiores valores e diferença estatística significativa ( $p < .05$ ). (Tabela 3). Para o carregamento oblíquo os valores de deformação para os grupos A, AL e ALR

não apresentaram diferença estatística significativa em relação aos grupos R, RL e RLR, respectivamente (Tabela 4). A presença da lesão cervical apresentou maiores valores de deformação tanto para AL quanto para RL. (Tabela 4). O carregamento oblíquo foi estatisticamente significativo pra o grupo RL (Tabela 6) promovendo maiores valores de deformação para os grupos restaurados com resina, já para os de amálgama o grupo ALR foi estatisticamente diferente (Tabela 5). A correlação de todos os fatores em estudo estão apresentados na Tabela 7, de forma decrescente de valores de deformação analisados por meio de Teste Kruskal-Wallis ( $p < .05$ ).

**Tabela 3.** Deformação mesial para carregamento axial.

Material	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Resina</b>	36,1 (15,0-64,8)Aa	93,0 (61,1-133,3)Ba	65,7 (18,7-112,2)Aba
<b>Composta</b>			
<b>Amálgama</b>	256,9 (147,1-319,3)Bb	421,3 (144,3-512,4)Bb	107,6 (40,1-152,2)Aa

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney ( $p < .05$ ). Letras maiúsculas representam análise em linha e minúsculas em coluna.

**Tabela 4.** Deformação proximal mesial com carregamento oblíquo.

Material	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Resina</b>	36,1 (15,0-64,8)Aa	153,0 (106,5-224,0)Ba	74,1 (42,5-165,4)Aba
<b>Composta</b>			
<b>Amálgama</b>	54,7 (22,4-97,8)Aa	266,1 (123,98-572,3)Bb	154,0 (109,1-228,5)ABb

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney ( $p < .05$ ). Letras maiúsculas representam análise em linha e minúsculas em coluna.

**Tabela 5.** Deformação proximal mesial para amálgama.

Carregamento	Amálgama		
	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Axial</b>	256,9 (147,1-319,3)b	421,3 (144,3-512,4)a	107,6 (40,1-152,2)a
<b>Obliquo</b>	54,7 (22,4-97,8)a	266,1 (123,98-572,3)a	154,0 (109,1-228,5)b

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney (p<.05).

**Tabela 6.** Deformação mesial pra resina composta.

Carregamento	Resina Composta		
	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Axial</b>	36,1 (15,0-64,8)a	93,0 (61,1-133,3)a	65,7 (18,7-112,2)a
<b>Obliquo</b>	44,4 (22,6-66,0)a	153,0 (106,5-224,0)b	74,1 (42,5-165,4)a

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney (p<.05).

**Tabela 7.** Deformação Mesial para todos os grupos analisando a influência de todos os fatores em estudo.

Grupos	Média (Min-Máx)	Categoria Estatística
AL_Carregamento Axial (A)	421,3 (144,3-512,4)	A
AL_Carregamento Obliquo (O)	266,1 (123,98-572,3)	A
A_A	256,9 (147,1-319,3)	A
ALR_O	154,0 (109,1-228,5)	B
RL_O	153,0 (106,5-224,0)	B
ALR_A	107,6 (40,1-152,2)	C
RL_A	93,0 (61,1-133,3)	D
RLR_O	74,1 (42,5-165,4)	D
RLR_A	65,7 (18,7-112,2)	E

A_O	54,7 (22,4-97,8)	E
R_O	44,4 (22,6-66,0)	F
R_A	36,1 (15,0-64,8)	G

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Kruskal-Wallis ( $p < .05$ ).

### 5.2.2 Extensometro Vestibular

Por meio de teste de Mann-Whitney ( $p < .05$ ) para o carregamento axial os grupos AL e ALR comparados com R e RLR não apresentaram respectivamente, diferença estatística significativa (Tabela 8), na ausência de lesão o grupo A apresentou maior valor de deformação do que R observado na Tabela 8. A presença da lesão cervical aumentou os valores de deformação tanto no grupo A como em R apresentando diferença estatística significativa em relação a A, ALR e R, RLR, respectivamente. (Tabela 8). Para o carregamento oblíquo os valores de deformação para os grupos A e AL apresentaram diferença estatística significativa e maiores valores em relação aos grupos R, RL, respectivamente (Tabela 9). A presença da lesão cervical não apresentou diferença estatística significativa (Tabela 9). O carregamento oblíquo apresentou os maiores valores de deformação tanto para os modelos restaurados com amálgama (Tabela 11) quanto para os de resina composta e teve diferença estatisticamente significativa (Tabela 10). A correlação de todos os fatores em estudo estão apresentados na Tabela 12, de forma decrescente de valores de deformação analisados por meio de Teste Kruskal-Wallis ( $p < .05$ ).

**Tabela 8.** Deformação vestibular para carregamento axial.

Material	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Resina</b>	209,4 (196,6 - 252,8)Aa	378,5 (186,7 - 635,7)Ba	
<b>Composta</b>			160,2 (118,6 - 239,8)Aa
<b>Amálgama</b>	231,6 (229,1 - 350,6)ABb	337,2 (235,2 - 633,2)Ba	114,5 (30,8 - 263,2)Aa

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney ( $p < .05$ ). Letras maiúsculas representam análise em linha e minúsculas em coluna.

**Tabela 9.** Deformação vestibular com carregamento oblíquo.

Material	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Resina Composta</b>	559,4(185,7 - 595,2)Aa	543,0 (456,0 - 799,96)Aa	424,4 (154,6 - 906,25)Aa
<b>Amálgama</b>	785,9(384,6 - 1628,1)Ab	847,0 (761,0 – 2101, 0)Ab	594,8 (450,8 - 1283,8)Aa

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney ( $p < .05$ ). Letras maiúsculas representam análise em linha e minúsculas em coluna.

**Tabela 10.** Deformação vestibular para amálgama.

Carregamento	Amálgama		
	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Axial</b>	231,6 (229,1 - 350,6)a	337,2 (235,2 - 633,2)a	114,5 (30,8 - 263,2)a
<b>Oblíquo</b>	785,9(384,6 - 1628,1)b	847,0 (761,0 – 2101, 0)b	594,8(450,8 - 1283,8)b

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney ( $p < .05$ ).

**Tabela 11.** Deformação vestibular para resina composta.

Carregamento	Resina Composta		
	Lesão Cervical		
	Ausente	Presente	Restaurada
<b>Axial</b>	209,4 (196,6 - 252,8)a	378,5 (186,7 - 635,7)a	160,2 (118,6 - 239,8)a
<b>Obliquo</b>	559,4(185,7 - 595,2)b	543,0 (456,0 - 799,96)b	424,4(154,6 - 906,25)b

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Mann-whitney ( $p < .05$ ).



**Tabela 12.** Deformação vestibular para todos os grupos analisando a influência de todos os fatores em estudo.

<b>Grupos</b>	<b>Média (Min-Máx)</b>	<b>Categoria Estatística</b>
AL_Carregamento Oblíquo (O)	847,0 (761,0 – 2101, 0)	A
A_O	785,9(384,6 - 1628,1)	AB
ALR_O	594,8(450,8 - 1283,8)	B
RL_O	543,0 (456,0 -799,96)	B
R_O	559,4(185,7 - 595,2)	C
RLR_O	424,4(154,6 - 906,25)	C
RL_Carregamento Axial (A)	378,5 (186,7 - 635,7)	C
AL_A	337,2 (235,2 - 633,2)	C
A_A	231,6 (229,1 - 350,6)	D
R_A	209,4 (196,6 - 252,8)	D
ALR_A	160,2 (118,6 - 239,8)	E
RLR_A	114,5 (30,8 - 263,2)	E

Letras representando diferença estatística entre os grupos, Kruskal-Wallis ( $p < .05$ ).

## ***DISCUSSÃO***

## 6. Discussão

A hipótese deste estudo foi totalmente aceita, todos os fatores em estudo, tipo de material restaurador MOD, a lesão cervical e tipo de carregamento influenciaram o comportamento biomecânico de pré-molares tratados endodonticamente.

Quando uma carga é aplicada a um objeto provoca um gradiente de tensões e deformações estruturais neste objeto. Quando isso ocorre dentro do limite elástico, a integridade do corpo não é afetada. No entanto, a concentração de tensão pode resultar em formação e propagação de trincas causando fratura e falhas estruturais (Soares, 2008). Clinicamente, pré-molares superiores restaurados podem sofrer deformação vestibular e palatina, como resultado da aplicação de carga oclusal, que pode estar associada com altos níveis de concentração de tensão no interior do complexo dente-restauração. No entanto, se os valores de deformação exceder a capacidade máxima de resistência das estruturas dentais, a restauração pode ser comprometida (Lohbauer, 2003).

Assim, o padrão de distribuição de tensão-deformação é dependente da magnitude e local do carregamento. Contatos oclusais aplicados no longo eixo e bem distribuídos estão relacionados a uma adequada distribuição de tensão e deformação na estrutura dental e material restaurador, sem prejuízos para o dente e suas estruturas de suporte (Grippio, 1992; Paiva, 2003; Ichim, 2007; Liin, 2008). Entretanto, as interferências oclusais são danosas ao sistema estomatognático porque são responsáveis pela concentração de tensão e deformação elevada promovendo possíveis falhas na estrutura dental, material restaurador e até mesmo recessões gengivais (Paiva, 2003; Rees e Hammadeh, 2004; Ichim, 2007; Reyes, 2009). Assim, este estudo simulou dois tipos de contato oclusal, um simulando contato axial tocando a cúspide vestibular e palatina em pré-molar superior, e uma interferência oclusal por meio de um contato oblíquo na cúspide vestibular.

Numerosos estudos tem relatado uma alta incidência de fratura em pré-molares superiores tratados endodonticamente (Secco, 2000; Joshi, 2001; Shafiei, 2011; Elayouti, 2011). Essas fraturas são resultado da perda de estruturas dentais fundamentais para um adequado padrão de distribuição de tensão-deformação, estruturas como cristas marginais e o teto da câmara pulpar arrombada durante o preparo para acesso do canal radicular (Magne, 2007; Soares, 2008). E esta perda é mais agravada particularmente em pré-molares superiores, já que, sua anatomia facilita a separação das cúspides durante a mastigação (Cohen, 2006; Soares, 2008). A escolha do material restaurador para dentes não-vitais ainda é um grande desafio na prática clínica. O sucesso do tratamento endodôntico depende da escolha do material restaurador mais adequado para esta situação clínica (Jiang, 2010; Shafiei, 2011; Elayouti, 2011), que deverá fornecer função, estética e vedamento marginal, além de proteger a estrutura dental remanescente.

Assim, quando comparou-se o comportamento biomecânico dos grupos A e R neste estudo, variando o tipo de material restaurador e tipo de carregamento, observou-se que os materiais restauradores adesivos promovem valores inferiores de deformação quando submetidos a carga axial (Tabela 3), como encontrado nos estudos de (Reeh, 1989; Soares, 2008), bem como, menores níveis de concentração de tensão no interior da estrutura dental quando comparados ao amálgama. O amálgama promoveu concentração de tensão principalmente nos ângulo internos da restauração e na região cervical quando comparados com o grupo restaurado com resina composta (Figura 15). Para o carregamento oblíquo os locais de concentração de tensão foram os mesmos para ambos os materiais restauradores, respectivamente, embora, os valores de tensão tenham sido triplicados (aproximadamente de 12 MPa para o carregamento axial e 32 MPa para o oblíquo) como pode ser observado na (Figura 16). Os valores de deformação para o contato oblíquo também foram maiores do que para o axial para ambos os materiais (Tabela 5,6, 10 e 11).

A diferença nos padrões de distribuição de tensão-deformação entre os materiais restauradores também foi observado nos estudos de Sagsen e Aslan (2006), Soares (2008). E a principal causa desta diferença de comportamento parece ser o fator de adesão dental, da união da resina composta a estrutura dentária formando um único corpo (Ausiello, 2001; Lohbauer, 2003; Siso, 2007; Shahrbaei, 2007; Linn, 2008; Jiang, 2010). O amálgama dental tem um módulo de elasticidade próximo ao da resina composta. No entanto, a presença de mercúrio e do tipo de interação entre seus componentes metálicos faz com que este material apresente níveis mais elevados de deformação, quando submetidos à aplicação de carga oclusal. Cavidades MOD restauradas com amálgama têm freqüentemente mostrado fratura de cúspides devido à incapacidade deste material para fortalecer cúspides enfraquecidas (Toparli, 1999, Sagsen e Aslan, 2006; Soares, 2008).

Outro fato clínico de grande incidência e prevalência em relação a perda de estrutura dentária são as lesões cervicais não cariosas. Vários autores tem relacionado estas lesões com forças oclusais que geram tensões em esmalte e dentina ao longo da região cervical, em que a flexão dental pode levar a um rompimento das camadas extremamente finas de prismas de esmalte desta região, bem como microfraturas de cimento e dentina. Além disso, estas lesões acometem principalmente pré-molares (Lee e Eakle, 1984; McCoy, 1983; Grippo, 1991, Grippo e Simiring, 1995; Garone, 1996; Whitehead, 1999; Rees, 2002; Paiva, 2003; Rees e Hammadeh, 2004; Bernhardt, 2006; Ommerborn, 2007, Wood, 2008; Reyes 2009; Ecie, 2011).

Quando comparou-se cavidades MOD restauradas com amálgama e resina composta na presença de lesão cervical, grupo AL e RL respectivamente, a presença da lesão para ambos os tipos de contato foi fator modulador da tensão, concentrando no fundo da lesão e região cervical grande parte da tensão distribuída (Figura 15 e 16). Porém, para o grupo A foram obtidos maiores valores de tensão do que em R, e o contato oblíquo triplicou os valores de tensão. O carregamento oclusal lateral causado por interferências oclusais promove concentração de tensão na região cervical devido ao

aumento de flexão das cúspides e esta flexão é aumentada na presença de MOD restaurada com amalgama como mostrado neste estudo, favorecendo a concentração de tensão nestes grupos (Figura 16).

Assim, o estudo da relação entre o material restaurador MOD submetido a um carregamento axial e oblíquo, na presença de uma lesão cervical em pré-molar tratado endodonticamente leva a uma análise complexa do comportamento biomecânico de dentes com grande perda de estrutura dental e a relação desta com os materiais restauradores que devem devolver ao elemento dental uma distribuição de tensão e deformação o mais adequada. Portanto, o material restaurador é de fundamental importância no comportamento biomecânico das estruturas remanescentes destes dentes, já que, restaurações oclusais promovem uma maior concentração de tensão de tração e de tensão de cisalhamento na região cervical da face vestibular (Smith, 2008).

Na análise da deformação mesial a presença da lesão cervical também conferiu os maiores valores de deformação tanto em amálgama quanto em resina composta (Tabela 8 e 9), entretanto, o tipo de contato não foi estatisticamente significativo na análise mesial (Tabela 12). E isto se deve principalmente a localização deste extensômetro, que teve sua mensuração limitada para este fator devido a distância da carga oblíqua aplicada, não demonstrando diferença estatisticamente significativa para os valores de deformação entre contato axial e oblíquo. Na análise da deformação vestibular a presença da lesão aumentou os valores de deformação para ambos os materiais submetidos a carregamento axial (Tabela 8). No carregamento oblíquo a presença da lesão não apresentou diferença estatisticamente significativa tanto em resina quanto em amálgama (Tabela 9), porém o contato oblíquo aumentou os valores de deformação em relação ao contato axial, principalmente no grupo AL, que foi o grupo com maior valor de deformação quando comparado a todos os outros.

A presença da lesão cervical como mostrado neste estudo é fator concentrador de tensão, e em uma análise específica da distribuição de tensão

na lesão pelo critério de tensão máxima principal (Figure 19 e 20), pode –se observar concentração de tensão de compressão na região do fundo da lesão e tensão de tração na região do ângulo da lesão próximo ao esmalte superficial para o carregamento axial (Figura 19), quando comparado com o contato oblíquo essas concentração de tensões foram triplicadas (aproximadamente de 5 MPa para o carregamento axial e 15 MPa para o oblíquo) e a tensão de tração na base da lesão aumentou principalmente para o grupo A (Figura 20). Assim, quando a direção da força muda, o dente flexiona e o padrão de tensão modifica-se continuamente, na mesma área, de tração para compressão e de compressão para tração. Dessa forma, a compressão e a tração que ocorrem de forma cíclica podem levar ao limite de fadiga e conseqüente rompimento da estrutura dentária, levando a progressão da lesão (Grippio, 1995; Rees e Jacobsen, 1998; Lee, 2002. Reyes, 2009).

Portanto, a restauração da lesão é necessária para evitar a concentração de tensão e altos valores de deformação nesta região, ao restaurar as lesões com resina composta neste estudo, os grupos de ALR e RLR apresentaram distribuição de tensão (Figura 17) e deformação (Tabela 8) semelhantes aos modelos A e R submetidos a carregamento axial , mostrando que a restauração por meio de material adesivo devolve um comportamento ao remanescente dental similar ao dente sem lesão (grippio, 1992, Paiva, 2003; Eciei, 2011). Porém, esses mesmos grupos quando submetidos a carregamento oblíquo apresentaram concentração de tensão nas restaurações como pode ser observado na Figura 18 ,o que pode gerar falhas na mesma como confirmado por Paiva (2203), Ichim (2007) e Reyes (2009). Francisconi et al. (2009) mostrou que amostras submetidas a carga lateral apresentaram maior percentagem de gaps.

O grupo de pré-molares tratados endodonticamente restaurados com amálgama submetidos a carregamento oblíquo e com presença de lesão cervical, mostraram um comportamento biomecânico que pode comprometer tanto a estrutura dental remanescente quanto o material restaurador. Esta situação laboratorial é muito comum na prática clínica, diante disso a análise de

como deve-se proceder diante do tratamento de tais dentes é de fundamental importância para sua manutenção e longevidade.

A remoção de interferências oclusais e a escolha do material restaurador são fatores primordiais para o sucesso clínico de dentes tratados endodonticamente. Como pôde ser observado neste trabalho, contatos oclusais fora do longo eixo (carregamento oblíquo) promoveram concentração de tensão em regiões críticas que geraram muita deformação na estrutura dental e material restaurador, e esse padrão foi intensificado na presença de uma cavidade MOD restaurada com amálgama.

A presença da lesão cervical não restaurada tornou esse padrão de tensão-deformação ainda mais crítico fazendo com que as tensões geradas se direcionassem para a lesão, principalmente para o fundo e base da lesão. Assim, restaurar estas lesões melhora este comportamento biomecânico desfavorável, tanto quanto a melhor distribuição das tensões quanto de deformação, conseqüentemente melhorando o prognóstico destas lesões. Entretanto, mesmo quando a lesão foi restaurada, na presença de carregamento oblíquo esta restauração poderia estar comprometida.

A análise da deformação por meio de extensômetros é dependente do local e da posição em que ele foi colado, assim é necessário analisar onde se quer mensurar a deformação antes da realização do teste. Já que, quando uma carga é aplicada longe do local onde o extensômetro foi colado ou se este foi colado perpendicular a carga aplicada, esses fatores poderão limitar a mensuração da deformação, como foi mostrado neste estudo a colagem dos extensômetros em diferentes localizações, face mesial e vestibular, permitiram a análise de diferentes deformações sob diferentes carregamentos (Reeh et al., 1989; Sakagushi, 1991, Soares, 2008). Assim, o método de análises por elementos finitos é de fundamental importância para a avaliação do comportamento biomecânico das estruturas dentais e materiais restauradores submetidos a diferentes carregamentos, para o conhecimento da magnitude e orientação das tensões nos momentos que antecedem a falha (Ausiello et al., 2001; Lin et al., 2001; Magne, 2007). Portanto, entender como



se deu a distribuição de tensão anteriormente a escolha da colagem dos extensômetros para realização do teste laboratorial é fundamental para que estes testes se complementem (Soares, 2008).

Com o avanço da tecnologia, novos softwares de elementos finitos foram criados e fizeram com que a análise de modelos pelo Método de elementos finitos se estabelecesse como uma metodologia validada e muito utilizada (Soares, 2008; Magne, 2009). A possibilidade de analisar modelos com formas anatômicas mais fiéis, com análises estruturais mais complexas e controle de malha cada vez mais rigoroso aumentou sua utilização e perspectiva quanto aos avanços científicos. Este trabalho realizou durante a fase de processamento do modelo, condições de contorno e carregamento que simularam carregamentos semelhantes aos realizados no teste laboratorial. O carregamento axial foi feito utilizando uma força de 100N aplicada em um elemento rígido que se ligava a uma área delimitada correspondente a 10 nós no material restaurador. Esta área foi predefinida utilizando uma esfera de 4,5 mm que foi desenhada em CAD e exportada para o software de CAE. O grau de liberdade do elemento rígido foi restringido e possibilitou a distribuição do esforço (força) de acordo com a inclinação das cúspides, balanceando a carga de forma mais fiel ao teste laboratorial.

Para estudos futuros sugere-se a utilização de análise não-linear para o estudo da distribuição de tensão em modelos com lesão cervical, bem como análise de modelos de elementos finitos individuais, ou seja, de cada paciente, com padrão de oclusão específico para uma resposta mais abrangente quanto aos fatores oclusais que influenciam o comportamento biomecânico das lesões. E, uma análise real e 3D das deformações em amostras por meio de Interferometria Holográfica Digital (ESPI).

## ***CONCLUSÕES***

## **7. Conclusões:**

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

1. As cavidades MOD de pré-molares tratados endodônticamente restauradas com amálgama apresentaram maior concentração de tensão e os maiores valores de deformação.
2. A presença da lesão cervical aumentou a concentração de tensão e os valores de deformação para ambos os materiais restauradores MOD.
3. A lesão cervical restaurada com resina composta devolveu o comportamento biomecânico das amostras sem lesão cervical.
4. Para todos os modelos e grupos o carregamento oblíquo foi fator intensificador do padrão de distribuição tensão e níveis deformação.

## ***REFERÊNCIAS***

---

## 8.Referências

1. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. **J Prosthet Dent.** 2003;89(5):462-5.
2. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** 2001;34(10):1269-77.
3. Bernhardt O, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. **J Oral Rehab.** 2006; 33:17-25.
4. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. **Oper Dent.** 2008;33(5):526-33.
5. Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. **J Endod.** 2006;32(12):1160-3.
6. Pecie R, Krejci I, García-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. **Am J Dent.** 2011;24(3):183-92.
7. ElAyouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. **Int Endod J.** 2011;44(6):543-9.
8. Francisconi LF, Graeff MS, Martins Lde M, Franco EB, Mondelli RF, Francisconi PA, Pereira JC. The effects of occlusal loading on the margins of cervical restorations. **Am J Dent.** 2009;140(10) 1275-82.

9. Garone Filho W. Lesões cervicais e Hipersensibilidade dentinária in Todescan FF; Botino MA. Atualização na clínica Odontológica: a prática da clínica geral, **São Paulo: Artes médicas**; p. 35-75, 1996.
10. Gonzalez-Lopez S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Diaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. **Oper Dent.** 2006;31(1):33-8.
11. Grippo JO. Abfractions; a new classification of hard tissue lesions of teeth. **J Esthet Dent.** 1991;3(1):14-19.
12. Grippo JO. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. **J Esthet Dent.** 1992;4:55-64.
13. Grippo JO, Simring M. Dental "Erosion" revisited. **Amer Dent.** 1995;126(5): 619-630.
14. Hur B, Kim HC, Park JK, Versluis A. Characteristics of non-carious cervical lesion -an ex vivo study using micro computed tomography. **J Oral Rehabil.** 2011;38(6):469-74.  
.
15. Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. **J Dent.** 2007;35(1):28-35
16. 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. **J Prosthet Dent.** 2010;(1):6-12.

17. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elements in Analysis and Design*. 2001;37:587-601.
18. Lee HE, et al. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar – a finite element investigation. **J Dent**. 2002; 30:283-290.
19. Lee WC. Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. **J Prosthet Dent**. 1984;52(3):374-80.
20. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. **J Endod**. 2003;29(8):523-8.
21. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. **J Oral Rehabil**. 2001;28(6):576-85.
22. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. **J Dent**. 2008;36(3):194-203.
23. Lohbauer U, von der Horst T, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. **Dent Mater**. 2003;19(5):435-40.
24. Magne P, Oganessian T. CT scan-based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures. **Int J Periodontics Restorative Dent**. 2009a;29(4):361-9.

25. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent Mater.** 2007;23(5):539-48.
26. McCoy G. On the longevity of teeth. **J. of Oral Implantol.** 1983;11: 248-67.
27. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthet Dent.** 1980;43:419-22.
28. Mondelli RF, Barbosa W, Mondelli J, Franco EB & Carvalho RM. Fracture strength of weakened human premolars restored with amalgam with and without cusp cover age. **Amer J Dent.** 1998;11(4) 181-184.
29. Ommerborn MA; Schneider C; Giraki M; Schafer R; Singh P; Franz ME; et al. In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. **J Prosthet Dent.** 2007; 98:150-158.
30. Paiva G, et al. Preparo com laser Er: YAG de lesões dentais cervicais causadas por abfração, abrasão e/ou erosão. **J. Bras. Dent. Estet.** 2003;2(5):44-49.
31. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15(11):512-6.
32. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. **J Oral Rehab.** 2002;29:188-193.
33. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. **Eur J Oral Sci.** 2004;112: 347-352.



34. Rees JS, Jacobsen PH. The effect of cuspal flexure on a buccal class V restoration: a finite element study. **J Dent**. 1998;26(4):361-67.
35. Reyes E, Hildebolt C, Langenwalter EE, Miley D. Abfractions and Attachment Loss in teeth With Premature Contacts in Centric Relation: Clinical Observations. **J Periodontol**. 2009;80(12):1955-62.
36. Sagsen B, Aslan B. Effect of bonded restorations on the fracture resistance of root filled teeth. **Int Endod J**. 2006;39(11):900-4.
37. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent Mater**. 1991;7:186-90.
38. Secco AS, Martins LRM, Góes MF, Consani S, Spinelli D, Takeya T. Efeito do suporte de esmalte com ionômero de vidro ou resina composta na rigidez de cúspides. **Rev Assoc Paulista de Cirurgiões Dentistas** 2000;54(4): 322-326.
39. Shafiei F, Memarpour M, Karimi F. Fracture resistance of cuspal coverage of endodontically treated maxillary premolars with combined composite-amalgam compared to other techniques. **Oper Dent**. 2011;36(4): 439-47.
40. ShahrbaF S, Mirzakouchaki B, Oskoui SS, Kahnamoui MA. The effect of marginal ridge thickness on the fracture resistance of endodontically-treated, composite restored maxillary premolars. **Oper Dent**. 2007;32(3):285-90.

41. Siso SH, Hürmüzlü F, Turgut M, Altundaşar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. **Int Endod J.** 2007;40(3):161-8.
42. Smith WAJ, Marchan SE, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. **J Oral Rehab.** 2008;35:128–134.
43. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.** 2005;19(1):11-6.
44. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod.** 2008a;34(8):1015-9.
45. 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. **J Prosthet Dent.** 2008b;99(2):114-22.
46. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. **J Oral Rehabil.** 1999;26(2):157-64.
47. Whitehead SA, Wilson NH, Watts DC. Demonstration of "vertical barrelling" using profilometry. **Eur J Prosthodont Restor Dent.** 1999 ;7(4):131-4.

48. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a surface loss: a literature review. **J Dent.** 2008;36(10): 759-66.

49.