

Giovana de Almeida Milito

**Utilização do método de franjas de Moiré na
análise da influência da lesão cervical não
cariosa, material restaurador e carregamento
oclusal no padrão de deformação de pré-molares
superiores.**

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

Orientação: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Uberlândia, 2013

Giovana de Almeida Milito

**Utilização do método de franjas de Moiré na
análise da influência da lesão cervical não
cariosa, material restaurador e carregamento
oclusal no padrão de deformação de pré-molares
superiores.**

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 Vinícius Soares – Faculdade de Odontologia - UFU

Prof^a. Dr^a. Noelio Oliveira Dantas – Instituto de Física – UFU

Prof. Dr. André Luis Faria e Silva – Departamento de Odontologia – UFS

Uberlândia, 2013

DEDICATÓRIA

A Deus,

Ao autor da minha vida, agradeço por mais essa conquista. Sou grata porque Ele trilhou meus caminhos e direcionou meus passos. Sei que essa porta só foi aberta porque Ele permitiu e encaminhou todas as coisas. Sei que cada detalhe da minha esteve sobre o cuidado de Suas mãos e que em cada momento Seu olhar de amor zelou por mim. "Todas as coisas foram feitas por intermédio dele e sem ele nada do que foi feito se fez". João 1:3

Aos meus pais e à minha irmã,

Por todo amor que sempre me deram. Sou abençoada por ter uma família tão maravilhosa. Por sempre me apoiarem nas minhas escolhas. A minha mãe **Stela** pelas palavras de conforto e conselhos. Ela é pessoa em quem mais confio nesse mundo. Ao meu pai **Paulo**, que em oito anos ainda não se acostumou com minha ausência. Saiba que também senti saudade sua todos os dias em que estive longe. A minha irmã e melhor amiga **Débora**, me desculpe ter sido tão ausente nos últimos anos. Amo muito vocês. Essa vitória não é minha, é nossa, pois ela é fruto da dedicação de cada um de vocês também.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Paulo Vinícius Soares, que durante a minha graduação sempre foi um exemplo de profissional e desde que me tornei sua orientada, passou também a ser um exemplo de caráter, humildade e carisma. Tenho enorme respeito, admiração e, principalmente, gratidão pela oportunidade que me proporcionou e pela confiança em mim depositada.

Aos professores da área de Dentística e Materiais dentários, Veridiana Resende Novais Simamoto, Murilo de Sousa Menezes, Paulo César Freitas Santos Filho, Paulo Sérgio Quagliato, Gisele Rodrigues Silva, Carlos José Soares e Roberto Elias Campos, pela convivência e ensinamentos. Vocês transmitem a nós alunos não apenas conhecimento, mas também o amor que têm à profissão. São exemplos de trabalho e dedicação.

Aos demais professores do programa de pós-graduação, Paulo César Simamoto Júnior, Flávio Domingues das Neves, Alfredo Júlio Fernandes Neto, Denildo de Magalhães, Adriano Mota Loyola, Sérgio Vitorino Cardoso, João Carlos Gabrielli Biffi, Liliane Parreira Tannús Gontijo. Obrigada pela paciência e carinho ao compartilhar conosco seus conhecimentos.

Aos meus irmãos de orientação Lorraine, Lívia, Vitor, Alexandre, Marina, Paola, Pedro, Ramon, Sonia e Camila. Sou grata, pois nunca me negaram ajuda quando precisei deles. Na verdade estavam sempre dispostos a ajudar, sem ser necessário pedir. Vocês proporcionaram, em meio

aos momentos de aprendizagem, momentos de alegria, risos, descontração e é claro, muita comida! Existe uma irmã que merece meu agradecimento mais que especial, minha co-orientadora Fabrícia. Nossa amizade provou que, em meio a momentos de angústia, nasce um irmão. Não foram apenas assuntos relacionados à odontologia que compartilhamos; também compartilhamos experiências e conselhos. Devo muito a você por essa conquista, obrigada!

Aos colegas de mestrado, Rodrigo, Aline Bicalho, Crisnicaw, Michelle, Éverton, Morgana, Talita, Luisa, Marcel, Thiago, Marina, Crithiane, Rayssa, Manuella, Maiolino, Kellen, Laís, Fabiana, Marcos, Juliana, Aline e Patrícia que tornaram essa jornada muito prazerosa.

Aos funcionários, Daniela, Advaldo, Graça, Aline, Dora, Lilian, Susi e Thais. Obrigado pelo carinho, pela amizade. Trabalhar na companhia de pessoas maravilhosas não tem preço.

Aos professores José Luis Valin Rivera e Francisco Palacios, pela tornarem possível a realização desse trabalho.

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

À CAPES, pelo apoio e incentivo à pesquisa e ensino.

À FAPESP, que tornou possível a vinda dos professores ao Brasil para execução do projeto.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	1
RESUMO	2
ABSTRACT	4
INTRODUÇÃO	6
REVISÃO DE LITERATURA	10
1. Técnica de Moiré	11
2. Lesão cervical não cariosa	14
3. Cavidade MOD e material restaurador	22
PROPOSIÇÃO	29
MATERIAIS E MÉTODOS	31
1. Preparo das Amostras	32
1.1. Seleção dos dentes	32
1.2. Inclusão	32
1.3. Realização dos preparos cavitários MOD	34
1.4. Instrumentação do canal endodôntico	35
1.5. Confecção das lesões cervicais não cariosas	35
1.6. Confecção das restaurações	35
2. Aplicação da técnica de Moiré de projeção	37
RESULTADOS	44
DISCUSSÃO	49
CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

° - Unidade de angulação (grau)

s – unidade de tempo (segundo)

N - Unidade de força (Newton)

Fig. – Figura

LCCN – lesão cervical não cariosa

MOD – mesio-ocluso-distal

% - porcentagem

p – período

f – frequência

Rr – retículo referência

Rm – retículo modelo

PVC – policloreto de vinil

nº - número

CCD – Charge coupled device

LED – Light emitting diode

3D – tridimensional

CO – cervico-oclusal

MD – mesio-distal

BL – buco-lingual

RESUMO

Resumo

O objetivo desse estudo foi utilizar a técnica de Moiré de projeção para a análise das deformações ocorridas na estrutura dental. Foi analisada a influência da lesão cervical não cariosa (LCNC), da cavidade mésio-oclusal (MOD) restaurada com diferentes tipos materiais e do tipo de carga oclusal na deformação de pré-molares superiores. Dezoito pré-molares superiores foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos (n=3). Grupo A: cavidade MOD restaurada com amálgama; AL: MOD em amálgama + LCNC não restaurada; ALR: MOD em amálgama + LCNC restaurada; R: MOD em resina composta; RL: MOD em resina composta + LCNC não restaurada; RLR: MOD em resina composta + LCNC restaurada. As amostras foram submetidas a dois tipos de carregamento oclusal: axial e, posteriormente, oblíquo de 30°. As deformações ocorridas foram analisadas pelo método de Moiré de projeção nas direções mésio-distal (MD), cérvico-oclusal (CO) e buco-lingual (BL). Os resultados mostraram que os grupos com LCNC não restauradas apresentaram maiores valores de deformação, tanto na análise feita na direção MD quanto na direção CO, independente do tipo de carregamento oclusal. O grupo AL submetido ao carregamento oblíquo apresentou os maiores valores de deformação tanto na direção MD quanto na direção CO. Na direção BL o tipo de carregamento e de material restaurador da cavidade MOD influenciaram na deformação das amostras. Pelos resultados desse estudo foi possível concluir que pela técnica de Moiré é possível quantificar as deformações que ocorrem na estrutura dental e que a presença de LCNC, o tipo de material restaurador da cavidade MOD e o tipo de contato oclusal influenciam no padrão de deformação de pré-molares superiores.

Palavras-chave: Moiré de projeção; franjas de Moiré; deformação; lesão cervical não cariosa; pré-molares superiores.

ABSTRACT

Abstract

The aim of this study was to use the projection Moiré technique for the analysis of deformation occurring in the dental structure. The influence of non-carious cervical lesions (NCCL), mesio-occlusal-distal (MOD) cavity restored with different materials and occlusal loading type on the deformation of premolars. Eighteen premolars were randomly distributed into 6 groups (n = 3). Group A: MOD cavity restored with amalgam, AL: amalgam MOD + not restored NCCL; ALR: amalgam MOD + restored NCCL; R: composite resin MOD; RL: composite resin MOD + not restored NCCL; RLR: composite resin MOD + restored NCCL. The samples were subjected to two types of occlusal loading: axial and thereafter, 30° oblique. The deformations occurring were analyzed by the projection Moiré method in mesiobuccal distal (MD), cervical occlusion (CO) and bucco-lingual (BL) directions. The results showed that groups with not restored NCCL showed higher strain values in both CO and MD analysis directions, regardless of the type of occlusal loading. The AL group when subjected to oblique loading showed the highest strain values in both CO and MD directions. Toward BL direction the loading type and MOD cavity restorative material type influence the deformation of the samples. From the results of this study it was concluded that by the projection Moiré technique it is possible to quantify the deformations that occur in the tooth structure and that the presence of NCCL, the type of occlusal loading and MOD cavity restorative material type influence the deformation upper pre- molars.

Keywords: projection Moiré; Moiré fringes; strain; non carious cervical lesion; premolars.

INTRODUÇÃO

Introdução

Devido a estratégias de promoção de saúde, doenças bucais como cárie e doença periodontal tiveram diminuídas suas prevalências. A atenção do clínico se voltou então para injúrias que ocorrem na cavidade oral cuja etiologia não depende diretamente de microrganismos e da higiene bucal do paciente, tal como as lesões cervicais não cariosas (LCNC).

As LCNC podem ser observadas geralmente em um único dente ou em dentes não adjacentes e sua etiologia parece estar associada a forças oclusais não axiais que levam a concentração de tensões e consequente perda de estrutura na região cervical. As características clínicas desse tipo de lesão foram descritas na literatura já em 1930 (Ferrier, 1931), porém só foram associadas a fatores oclusais anos depois, com o trabalho de Lee e Eakle (Lee & Eakle, 1984).

A relação de fatores oclusais com as LCNC só se tornaram mais evidentes a partir de trabalhos que, através do método de elementos finitos, mostraram a concentração de tensões da região cervical (Lee et al., 2002). Forças oclusais excêntricas geradas durante a mastigação, hábitos parafuncionais e contatos prematuros foram relacionados com a perda de estrutura na região cervical. As interferências oclusais geram concentração de tensão e deformações na estrutura dental que, dependendo da intensidade e frequência, podem resultar em fadiga e possível ruptura de estruturas muito rígidas como o esmalte dental, resultando em falha (Rees, 2002; Ichim et al., 2007; Reyes et al., 2009).

Outro fator que, associado às LCNCs, pode intensificar as tensões geradas na região cervicais é a presença de restaurações oclusais. Perdas de estrutura advindas de cárie, acesso do canal radicular e preparo cavitário influenciam a rigidez dental deixando o dente mais susceptível a falhas que podem levar a fratura, principalmente em dentes tratados endodonticamente (ElAyouti et al., 2011; Shafiei et al., 2011). A perda de cristas marginais

proximais e parede pulpar gera concentração de tensão e promove grande deflexão de cúspide (Magne, 2007; Soares et al., 2008).

Visando uma distribuição de tensões mais homogênea em dentes com extensa perda de estrutura, a escolha do material restaurador é de fundamental importância. Quando um material não adesivo, como o amálgama, é utilizado na restauração de dentes com restaurações classe II, que perderam suas cristas marginais, a deflexão das cúspides pode ser intensificada durante a mastigação, levando à geração de tensões e possíveis fraturas devido à fadiga (Assif et al., 2003; Siso et al., 2007). Em casos como esses é indicada a utilização de materiais restauradores adesivos, como a resina composta. A resina composta possui propriedades mecânicas semelhantes as da dentina e é capaz de devolver ao dente tratado um comportamento biomecânico semelhante ao de um dente hígido (Jiang W, 2010; Taha et al., 2011).

Para a análise das deformações ocorridas nas estruturas dentais e materiais restauradores o método de extensometria é bastante utilizado (Reeh et al., 1989; Soares et al., 2008; Santana et al., 2011), porém tal método possui como limitação a mensuração da deformação ocorrida apenas na superfície onde foi posicionado o extensômetro, portanto não possibilita quantificar a deformação ocorrida em toda a estrutura dental/material restaurador. Métodos computacionais, como o método de elementos finitos, também possibilitam quantificar a deformação ocorrida frente à aplicação de carga, porém, em muitas situações, as estruturas analisadas necessitam ser simplificadas em sua geometria e padronizadas quanto as suas propriedades físicas para a geração do modelo. Portanto tal método nos permite prever algumas situações clínicas, porém não retratam com fidelidade a situação real, sendo necessária sua complementação ou validação pela associação com outros métodos laboratoriais.

Frente à necessidade de métodos alternativos que forneçam informação tridimensional estática e dinâmica e que permitam sua utilização também no contexto clínico, a técnica de moiré parece ser uma alternativa por atender a esses pré-requisitos (Studer et al., 2000; Zhang et al., 2010). Trata-

se de um método de medição tridimensional da deformação de superfícies amplamente utilizado na engenharia. Este método explora o efeito de moiré, um fenômeno óptico, resultante da superposição de um padrão de franja de uma referência e um padrão.

O objetivo desse estudo foi utilizar a técnica de Moiré de projeção para a análise das deformações ocorridas na estrutura dental e da influência da presença da LCNC, da cavidade MOD restaurada com diferentes tipos materiais e do tipo de carga oclusal no padrão de deformação em pré-molares superiores.

As hipóteses desse estudo são:

1. A presença da LCNC influencia na deformação de pré-molares superiores;
2. O tipo de material restaurador para cavidade MOD influencia na deformação de pré-molares superiores nas direções;
3. O tipo de carga oclusal influencia na deformação de pré-molares superiores nas direções.

REVISÃO DE LITERATURA

Revisão de Literatura

1. Técnica de moiré

O efeito de moiré, um fenômeno óptico que resulta da superposição de um padrão de franja de uma referência e um padrão de franja gerado na superfície do objeto a ser analisado. Assundi & Yung definem as Técnicas de Moiré como sendo um conjunto de técnicas versáteis baseadas no fenômeno de moiré, usadas para medição de deformação, contornos topográficos, inclinação, curvatura e formas dos objetos (Assundi & Yung, 1991). A técnica é bastante utilizada na engenharia na topografia de objetos. Vários autores empregaram o fenômeno para estudar deslocamento, deformação e tensão (Riley & Durelli, 1962; Wood et al., 2003; Kishen & Asundi, 2005a; Kishen et al., 2006; Shrestha et al., 2010)

Geralmente o padrão de franjas utilizado é constituído por linhas ou faixas claras e escuras, paralelas e equidistantes. Os centros de linhas de grade de duas faixas escuras (ou duas faixas claras) contíguas é o período ou passo (p) do retículo e o inverso do período é a frequência do retículo (f), geralmente dado em linhas por milímetro.

Dentre as técnicas de moiré destacam-se: moiré de sombra e moiré de projeção. Na técnica de moiré de sombra, o retículo cujas faixas claras são transparentes é colocado à frente do objeto. Quando o retículo é iluminado por uma fonte, a sombra dele é projetada sobre a superfície do objeto, gerando o Retículo modelo (R_m). As franjas de moiré são formadas pela interferência dos dois retículos, quando o observador olha através do retículo de referência (R_r). A desvantagem dessa técnica é a necessidade da utilização da grade física que limita o tamanho da superfície analisada. Na técnica de moiré de projeção, o padrão de franjas é projetado na superfície do objeto. Para se obter a deformação, o retículo referência (R_r) e o retículo modelo (R_m) são adquiridos pela projeção de um mesmo padrão de franjas, um antes e outro depois do objeto ser deformado, respectivamente. As franjas de moiré são formadas pela sobreposição das duas imagens (Lino, 2002).

A sensibilidade das técnicas de moiré depende principalmente do período (passo) do retículo. Visando aumentar a sensibilidade da técnica de moiré, Gasvik afirma que várias são as metodologias que podem ser aplicadas ao processo, como por exemplo, a de deslocamento de fase (Gasvik, 1983). O método consiste na utilização de quatro imagens das franjas deslocadas de frações de seu período em relação à primeira imagem (Dirks et al., 1988). Usualmente, por questões de praticidade, utiliza-se a chamada Técnica de Quatro Passos, em que são projetados quatro padrões de franjas senoidais na superfície do objeto, cada um deslocado de $\frac{1}{4}$ do período (espessura da linha). A partir dessas quatro imagens defasadas entre si, é possível obter o mapa de fase do objeto e da referência. Um mapa de fase proporcional ao perfil tridimensional do objeto é obtido através da subtração do mapa de fase da referência do mapa de fase do objeto. Os deslocamentos podem ser realizados projetando-se sobre o plano, retículos defasados de frações de seu passo quando se utilizar moiré de projeção (Mazzeti Filho, 2004).

Além do aumento da sensibilidade, a técnica de deslocamento de fase confere o aspecto tridimensional às imagens obtidas. As franjas de Moiré geradas são ambíguas, ou seja, não é possível distinguir somente pelas franjas secundárias um ponto de elevação de um ponto de depressão da superfície do objeto estudado. Em outras palavras, um corpo semi-esférico convexo gera o mesmo padrão de franjas moiré que um corpo semi-esférico côncavo. Para solucionar a ambigüidade das franjas secundárias, a técnica de deslocamento de fase foi combinada à técnica de moiré (Costa, 2006; Del-Vecchio, 2006).

Na odontologia, a técnica tem sido utilizada na análise da superfície dental (Mayhall & Kageyama, 1997; Zhang et al., 2010), da deformação da estrutura dental (Kishen et al., 2006), do comportamento dental frente à aplicação de calor ou frio (Shrestha et al., 2010), da desidratação (Wood et al., 2003; Kishen & Asundi, 2005a; Kishen & Rafique, 2006) e também associada a outras metodologias (Kishen & Asundi, 2005b).

Mayhall & Kageyama em 1997, utilizaram a técnica de moiré para analisar desgastes oclusais em molares superiores. Os autores afirmam que a

combinação da técnica de moiré com análise de imagem digital permite estimar com precisão a quantidade de desgaste dental ao longo do tempo e em situações com pequena quantidade de desgaste que até agora eram difíceis de medir com precisão e consistência (Mayhall & Kageyama, 1997).

Wood et al. em 2003 utilizaram a técnica de interferometria de moiré para avaliar os efeitos de mudanças na umidade sobre as mudanças dimensionais em discos de dentina limitados pelo esmalte e em discos apenas de dentina. Os autores relatam que a técnica tem a vantagem de analisar deformações ocorridas em materiais não isotrópicos, com comportamento não linear, além de quantificar as deformações totais ocorridas, em alta precisão (Wood et al., 2003).

Kishen & Assundi em 2005 associaram o método de fotoelasticidade à técnica de moiré para analisar a relação de tensão e deformação em dentina radicular (Kishen & Asundi, 2005b). Em outro estudo os autores, também pela técnica de moiré, analisaram o papel da água e sua influência nas deformações ocorridas na dentina. Eles observaram que o padrão de deformação é diferente em planos distintos da dentina e que este fato está relacionado com direção dos túbulos dentinários (Kishen & Asundi, 2005a).

Kishen et al em 2006 avaliaram a influência de fatores mecânicos na formação de lesões cervicais não-cariosas baseando-se nos padrões de deformação em esmalte e dentina. Ambas as estruturas dentais apresentaram um padrão único de deformação tanto no plano axial como no lateral dos dentes. Os valores de deformação no plano lateral no esmalte e no plano axial ocorridas na dentina foram maiores na região cervical do dente, na face vestibular. Os resultados desse estudo suportam a hipótese de que fatores oclusais contribuem para a perda de estrutura na região cervical dos dentes (Kishen et al., 2006).

Zhang et al. em 2010 analisaram o comprimento, a largura, a profundidade e distribuição dos sulcos horizontais e verticais na face vestibular de um incisivo central superior utilizando a técnica de moiré de sombra com o

objetivo de reproduzir as mesmas características em restaurações estéticas (Zhang et al., 2010).

2. Lesão cervical não cariosa

Em 1983, McCoy et al ressaltaram a influência do acúmulo de tensão na estrutura dental quando forças oclusais são aplicadas. Se o dente for carregado excentricamente, ocorrerá sua flexão (tração de um lado e compressão do lado oposto), fator associado à formação da lesão cervical e progressão da mesma. Se as forças oclusais excederem o limite elástico da estrutura dental poderá ocorrer falhas na estrutura, inclusive fratura da mesma. Clinicamente, McCoy notou uma variedade de largura, tamanho e localização de lesões de esmalte e dentina sugerindo deste modo a necessidade de uma nomenclatura e uma classificação específica.

Lee et al (1984) se referiam inicialmente às 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 as tensões geradas por fatores oclusais seja o principal fator desencadeante e que outros fatores locais desempenham um papel secundário na dissolução da estrutura dentária, criando a lesão.

Grippio et al (1991), à partir da observação clínica da forma anatômica incomum, tamanho, localização e incidência de uma ampla variedade de lesões de esmalte e dentina, resultantes das tensões advindas de forças biomecânicas estáticas e cíclicas, denominaram tais lesões de 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, possuir 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.

Grippio et al afirmaram em 1995 que o dinamismo das 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, as tensões geradas por fatores oclusais não podem ser consideradas como inteiramente responsável pela formação das NCCL. Os autores acreditam que muitos fatores combinados levam ao aparecimento dessas lesões.

Em 1996, Garone et al relataram 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.

Whitehead et al em 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 em 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 padrão de tensão 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 et al em 2002, examinaram 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. Forças 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.

Rees et al (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 retração 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 corrosivos, tais como ácido cítrico da dieta, ou pela presença de cárie cervical. É interessante observar que a retração 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 levar ao acúmulo de tensão na região cervical, podendo causar o início da fratura do esmalte e eventualmente levando à perda de tecido.

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 30º 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 et al (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 et al (2008), em sua revisão sobre a prevalência, etiologia e tratamento de lesões cervicais não cariosas, observaram que essas lesões têm causa multifatorial, mas ressaltam ainda, que sem a menor dúvida as alterações oclusais, estão presentes na maioria dos casos. Isso é reforçado pelo fato de que cargas excêntricas produzem tensões de tração potencialmente destrutivas na região cervical dos dentes diferente do que ocorre com as cargas axiais. As lesões cervicais não cariosas são encontradas mais frequentemente em pré-molares do que em caninos. Os autores puderam ainda verificar que o uso de resina composta com apropriado módulo de elasticidade associada a um sistema adesivo constitui uma forma de restauração efetiva desse tipo de lesão.

Vasudeva et al em 2008 avaliaram os tipos de contato oclusal em uma análise por meio de elementos finitos, para avaliar a deflexão de cúspides e concentração de tensão em dentes hígidos e com restaurações oclusais. O estudo mostrou que maiores cargas oclusais geram maior deflexão de cúspides e maiores valores de tensão de cisalhamento na região cervical de pré-molares superiores. A presença de restaurações oclusais apresentou maiores valores de tensão na região cervical. Os autores sugeriram a associação da tensões geradas ao rompimento do esmalte na região.

Reyes et al (2009), em um estudo comparando a relação entre lesões de abfração e perda de inserção em dentes com contato prematuro em relação cêntrica, observaram que a maioria dos contatos prematuros ocorreram em pré-molares (49,1%) e, sobretudo nos primeiros pré-molares (29,6%) e de todos os dentes com lesões de abfração em ambos os arcos, 45,6% eram pré-molares, sendo os primeiros pré-molares os mais afetados. Após avaliar os contatos prematuros ficou claro que a maioria dos dentes não apresentavam lesões de abfração independente do padrão oclusal, demonstrando que não houve diferença significativa na presença das lesões de abfração entre os

dentes, com ou sem contato prematuro. 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.

Poiate et al em 2009 analisaram, por meio do método de elementos finitos, a distribuição de tensão na região cervical de um incisivo superior hígido em dois tipos de situações clínicas, força mastigatória funcional (100N) e máxima (235.9 N). Na junção cimento-esmalte os valores de tensão chegaram a 14.7 MPa na força mastigatória funcional e 40,2 MPa na força mastigatória máxima, excedendo o valor de resistência à tração do esmalte (16.7 MPa). Os resultados sugerem a formação das LCNC.

Pecie et al. (2011) em revisão de literatura buscaram suporte para escolha da restauração mais adequada para LCNC. Para este fim, a literatura nos últimos 10 anos disponíveis na base de dados MEDLINE foi revista. Revisões sistemáticas anteriores, meta-análise, ensaios clínicos randomizados com um período de testes de um ano no mínimo foram selecionados. Até recentemente, o ionômero de vidro foi considerado o tratamento de escolha na maioria dos tratamentos de LCNC, porém, considerando as propriedades mecânicas e bom desempenho clínico, o uso de resina composta é indicado no tratamento das LCNCs. Uma abordagem estética periodontal, foi sugerida por combinar a cobertura da raiz com a correção cirúrgica do perfil de emergência da resina composta.

Romeed et al em 2012, por meio do método de elementos finitos, investigaram a biomecânica das lesões de abfração. Um modelo de canino superior foi submetido a carregamento oclusal axial e lateral (45°). Foram atribuídos duas forças de carregamento, 100N e 200N. Em todas as situações

houve concentração de tensão na junção cimento-esmalte, porém o carregamento lateral apresentou maiores valores de tensão. O estudo contribuiu para o entendimento da etiologia das LCNCs assim como seu tratamento.

3. Cavidade MOD e material restaurador.

Ausiello et al (2001), confeccionaram um modelo de elementos finitos 3D de pré-molar superior hígido simulando 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 de maior módulo de elasticidade advinda da contração de polimerização, a movimentação das cúspides foi menor para a resina com menor módulo de elasticidade 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.

Lohbauer et al (2003) avaliaram 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 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. As imagens de MEV (microscopia eletrônica de varredura) das superfícies fraturadas sugerem 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. Isto mostra que materiais com alta força inicial, obviamente, não revelam a melhor resistência à fadiga.

Assif et al (2003) avaliaram a resistência à fratura de molares tratados endodonticamente com vários graus de perda de estrutura restaurado com amálgama. Noventa molares foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em 9 grupos experimentais de 10 amostras 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. O teste Anova One-way mostrou que o grupo com acesso endodôntico conservador (1137,6 N) e o grupo com remoção de todas as cúspides (1261,4 N) apresentaram 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.

Sagsen et al 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.

Magne et al em 2007, descreveram 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 microns 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 microns 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.

Shahrbaf et al avaliaram em estudo de 2007 o efeito 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 último 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.

Em 2007, Siso et al compararam a resistência de dentes restaurados com resina composta e dois sistemas de pinos em pré-molares superiores uniloculares humanos. Os autores encontraram que o grupo hígido obteve os maiores valores 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.

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: (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 de tensão na região do no preparo e na região cervical em dentina, foi observado 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.

Em 2008 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 ou 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 as amostras restauradas 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.

Shafiei et al (2011) investigaram 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-ocluso-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 (N) para os seis grupos foram G1: 1101; G2: 228; G3: 699; G4: 953; G5: 859 e G6: 772. 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 significativamente diferente em relação ao G4 e G5. A diferença entre o G4 e G6 foi estatisticamente significativa ($P= 0,05$), mas a diferença entre G3 e G6 não foi.

EIAyouti 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 em R1; 1,5-2 mm em R2; e 2-3 mm em R3 e NR. Restaurações de recobrimento das cúspides e MOD foram realizados utilizando resina composta. Dez pré-molares hígidos foram utilizados 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.

PROPOSIÇÃO

Proposição

A proposta desse estudo foi utilizar a técnica de Moiré de projeção para avaliar o efeito dos seguintes fatores na deformação de pré-molares superiores:

1) Presença de lesão cervical:

- Presente;
- Ausente;
- Lesão restaurada

2) Tipo de material restaurador para o preparo cavitário MOD:

- Amálgama;
- Resina Composta

3) Tipo de carregamento:

- Axial;
- Oblíquo.

Os valores de deformação foram analisados em três diferentes direções:

- Direção mésio-dital (MD);
- Direção cérvico-oclusal (CO);
- Direção buco-lingual (BL).

MATERIAIS E MÉTODOS

Materiais e Métodos

1. Preparo das amostras

1.1. Seleção dos dentes

Após submissão e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (REGISTRO CEP/UFU 171/11) dezoito pré-molares superiores humanos hígidos (1º e 2º pré-molares) com indicação para exodontia foram coletados e selecionados para este estudo. Após análise em lupa estereoscópica com aumento de 40x, os dentes com cáries, abrasão, trincas ou fraturas pré-existentes foram descartados. Para padronização das amostras as dimensões dos dentes foram mensuradas com paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual.

As amostras foram incluídas aleatoriamente em 6 grupos (n=3):

- GRUPO A: restauração em amalgama para o preparo MOD;
- GRUPO AL: restauração em amalgama para o preparo MOD + lesão cervical;
- GRUPO ALR: restauração em amalgama para o preparo MOD + lesão cervical restaurada com resina composta;
- GRUPO R: restauração em resina para o preparo MOD;
- GRUPO RL: restauração em resina composta para o preparo MOD + lesão cervical;
- GRUPO RLR: restauração em resina composta para o preparo MOD + lesão cervical restaurada com resina composta.

3.1. Inclusão

O dente foi incluído em resina acrílica auto-polimerizável. No processo de inclusão, o dente foi demarcado com caneta para retroprojektor distando 2,0mm apicalmente da junção amelo-cementária. Um filme radiográfico nº 1 (Figura 1.A) com perfuração central proporcional ao diâmetro da coroa do dente, obtida com um vazador para couro nº 10, foi posicionado na

região cervical do dente, ao nível demarcado, e fixado ao dente com cera utilidade aquecida. Esse conjunto foi posicionado com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15 mm. Um Cilindro de PVC com 25 mm de altura e 18 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz do dente. Resina acrílica auto-polimerizável foi manipulada nas proporções indicadas pelo fabricante e vertida no interior do cilindro de PVC (Figura 1.B)

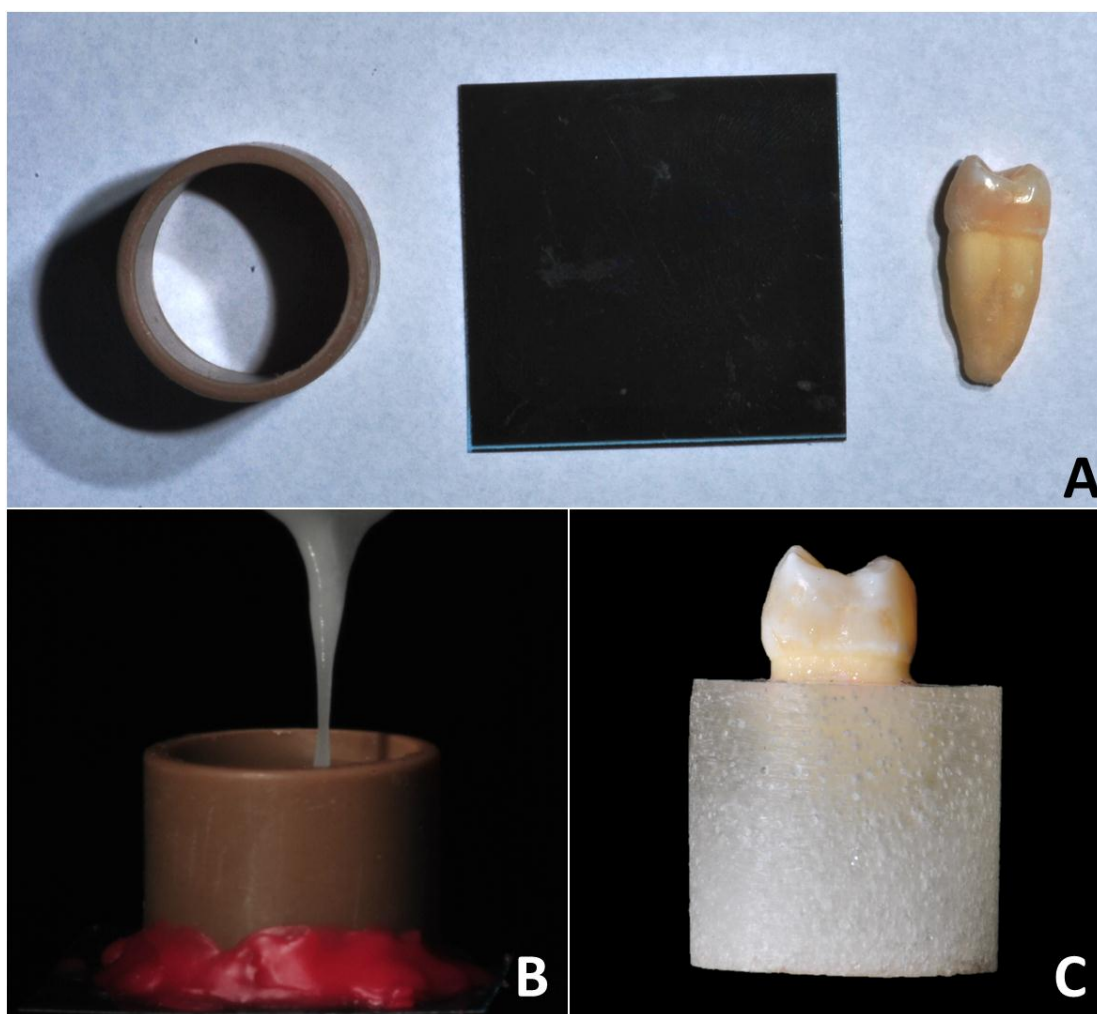


Figura 1. Inclusão das amostras em resina acrílica.

1.2. Realização dos preparos cavitários MOD

Os preparos cavitários foram realizados em aparelho padronizador de desgaste que possui três eixos de coordenadas controladas por micrômetros (Figura 2).

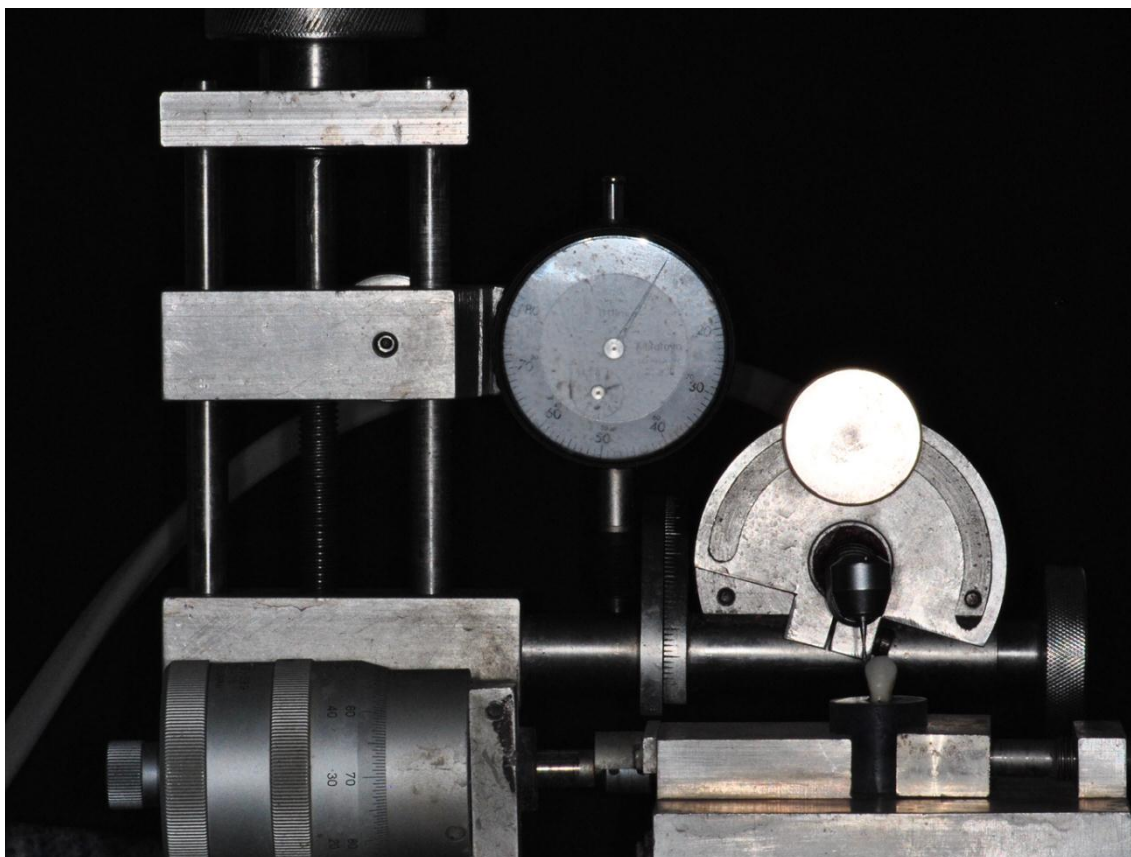


Figura 2. Aparelho padronizador de preparo.

Os preparos foram feitos com pontas diamantadas em formato tronco-cônico invertido com extremidades arredondadas (n° 1151, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), posicionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente, determinando divergência para oclusal de 6° nas paredes circundantes e nas paredes axiais dos preparos cavitários, e ângulos internos arredondados. Cada ponta diamantada foi utilizada para preparo de cinco dentes e então, substituídas. As dimensões do preparo estão ilustradas na Figura 3.

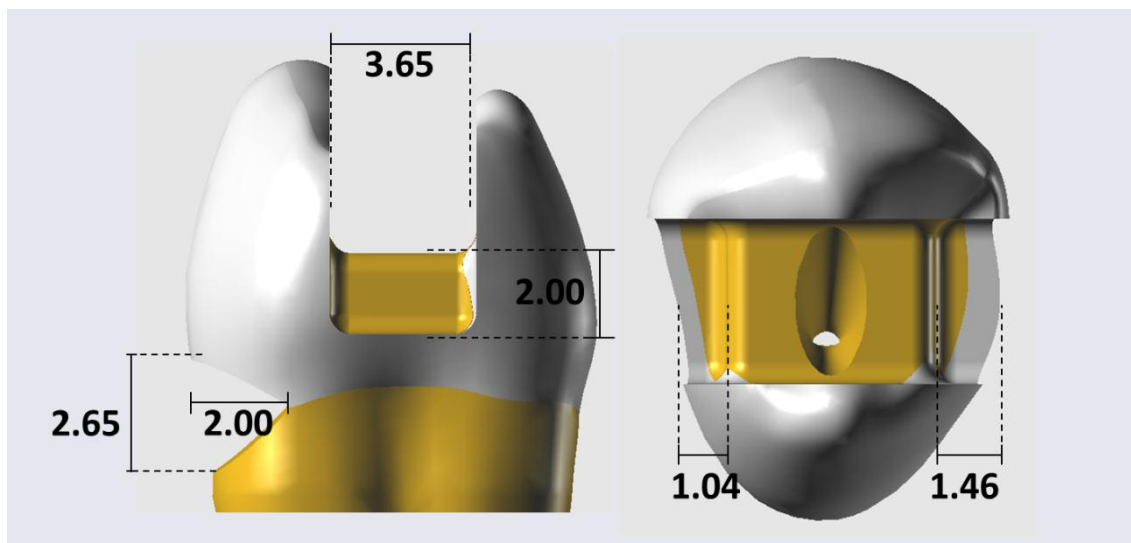


Figura 3. Dimensões das cavidade MOD e das lesões cervicais não cariosas.

1.3. Instrumentação do canal endodôntico

Todos os dentes tiveram os condutos radiculares instrumentados para simular a perda de estrutura consequente de tratamento endodôntico. A instrumentação foi realizada com brocas Gates-Glidenn (Malleifer Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), intercalando com irrigação de solução salina 0,9% (Industria Farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil), até alcançar o forame apical, com visão direta do ápice (Queiroz, 2007). As brocas Gates-Glidenn nº 2 e 3 foram utilizadas em toda a extensão do canal radicular e a broca Gates-Glidenn nº 4 apenas em seu terço cervical.

1.4. Confeção das lesões cervicais não cariosas

As lesões cervicais com ponta diamantada (nº 3118, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). As lesões cervicais foram confeccionadas na base da cúspide vestibular, localizada na junção amelo-cementária com 2,0 mm de profundidade, como mostrado na Figura 3.

1.5. Confeção das restaurações

Restaurações em amálgama – Preparo MOD

As amostras dos GRUPOS 2, 3 e 4, após confecção do preparo cavitário, foram restauradas com amálgama seguindo o seguinte protocolo: condicionamento com ácido fosfórico a 37% durante 15s, jato de água por 15s e remoção do excesso de umidade com papel absorvente; aplicação da primeira camada do sistema adesivo de frasco único (Single Bond, 3M-ESPE); aplicação da segunda camada após 20s; fotopolimerização por 20s. Uma matriz metálica foi adaptada em porta matriz (Tofflemire) e posicionada ao dente. O amálgama de fase dispersa com alto conteúdo de cobre (Dispersalloy, Dentsply) foi manipulado em aparelho triturador para liga em cápsulas seguindo as indicações do fabricante, inserido com porta amálgama, condensado, brunido e esculpido. As amostras foram armazenadas em água a 37°C.

Restaurações em resina composta – Preparo MOD

As amostras dos GRUPOS 5, 6 e 7, após confecção do preparo cavitário, foram restauradas com resina composta seguindo o seguinte protocolo: condicionamento com ácido fosfórico a 37% durante 15s, jato de água por 15s e remoção do excesso de umidade com papel absorvente; aplicação da primeira camada do sistema adesivo de frasco único (Single Bond, 3M-ESPE); aplicação da segunda camada após 20s; fotopolimerização por 20s. A resina composta micro-híbrida (Z-350, 3M-ESPE) foi inserida pela técnica incremental, em pequenos incrementos, fotopolimerizados por 40s cada. As amostras foram armazenadas em água a 37°C.

Restaurações em resina composta – Lesões Cervicais

Nas amostras dos GRUPOS 4 e 7, as lesões cervicais não-cariosas foram restauradas seguindo o seguinte protocolo: condicionamento com ácido fosfórico a 37% durante 15s, jato de água por 15s e remoção do excesso de umidade com papel absorvente; aplicação da primeira camada do sistema adesivo de frasco único (Single Bond, 3M-ESPE); aplicação da segunda camada após 20s; fotopolimerização por 20s com aparelho fotoativador de luz

halógena (XL 3000, 3M-ESPE). A resina composta micro-híbrida (Z-350, 3M-ESPE) foi inserida pela técnica incremental fotopolimerizando cada incremento por 40s. As amostras foram armazenadas em água a 37°C.

2. Aplicação da técnica de Moiré de projeção.

Um padrão de franjas a ser projetado sobre a superfície em análise foi gerado digitalmente, composto por 130 linhas senoidais oblíquas. Cálculos numéricos foram necessários para definir o numero de linhas e a distância ideal entre as mesmas.



Figura 4. Padrão de franjas criado digitalmente.

Para o de arranjo de Moiré utilizou-se uma câmera CCD (Figura 5.C - Sony Progressive Scan Monochrome, 1280x960 pixel), um projetor LED (Figura 5.D - Sistema de Projeção DLP® da Texas Instruments Tecnologia 3 LED), um computador e um dispositivo aplicador de carga (Figura 5.A – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia). Como plano de referência, utilizou-se um anteparo opaco de cor branca de 10x6 cm (Figura 5.B). O arranjo foi configurado de tal forma que o projetor iluminou e projetou o padrão de franjas na superfície da amostra, a câmera foi posicionada ao lado

do projetor LED na mesma angulação, de forma a observar a superfície ortogonalmente ao seu ponto central e o microcomputador foi conectado tanto ao projetor, quanto à câmera.

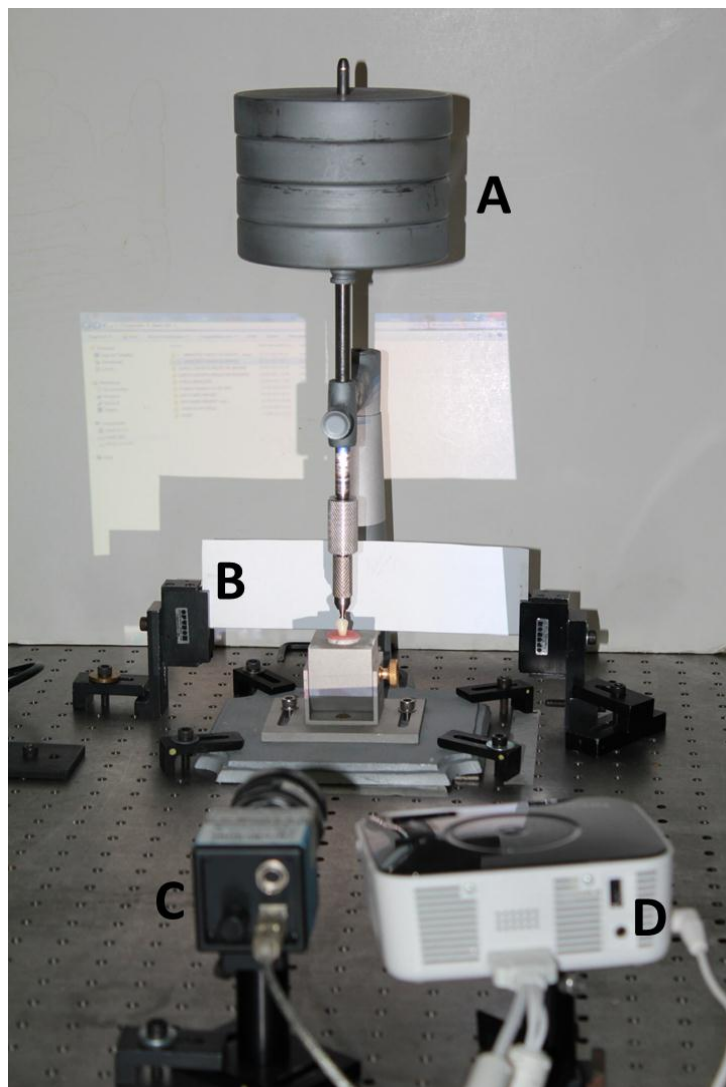


Figura 5. Arranjo de Moiré. A) dispositivo aplicador de carga; B) plano de referência; C) câmera CCD; D) projetor.

Cada amostra foi analisada de modo que o padrão de franjas foi projetado tanto na face vestibular (Figura 6.A) quanto na face proximal dos dentes (Figura 6.B). As imagens das franjas projetadas nas amostras foram captadas pela câmera CCD (Figura 7). Cada amostra foi submetida a dois tipos de carregamento, axial (Figura 7.A e 7.B) e oblíquo de 30° (Figura 7.C e 7.D). A ponta aplicadora de carga foi fabricada com formato esférico com 3.0 mm de

diâmetro. O carregamento axial foi realizado de modo que a ponta tocasse ambas as cúspides em material restaurador (Figura 8.A) e no carregamento oblíquo, apenas a cúspide vestibular também em material restaurador (Figura 8.B). Em cada análise as amostras foram posicionadas no dispositivo aplicador de carga (Figura 9) e o padrão de franjas foi projetado antes da aplicação de carga para a obtenção do retículo referência (Rr) . Posteriormente foi aplicada carga de 100N para a obtenção do retículo modelo (Rm).

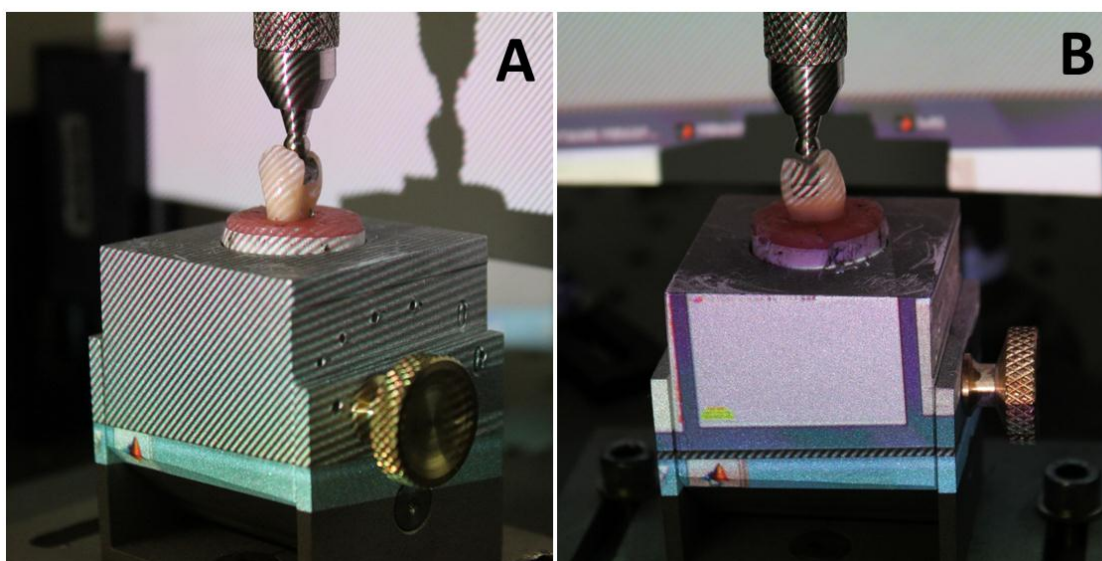


Figura 6. A) Projeção do padrão de franjas na face vestibular; B) projeção na face proximal.

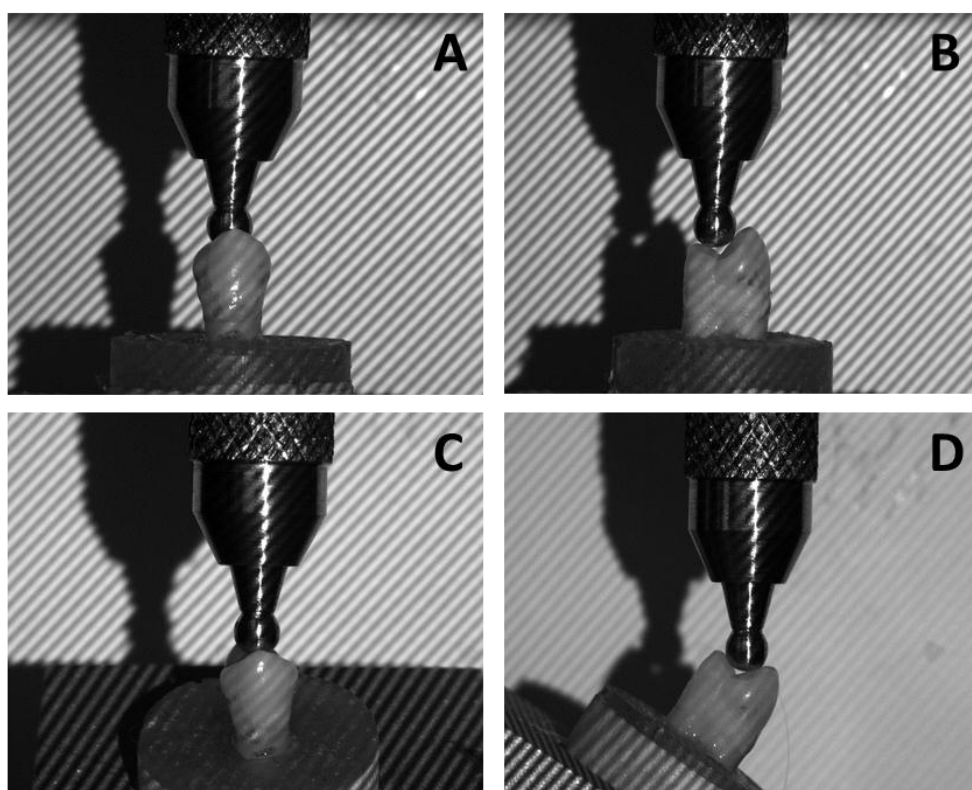


Figura 7. Diferentes posições de análise das amostras. A) face vestibular; B) face proximal; C) face vestibular, carregamento com angulação de 30° ; D) face proximal, carregamento com angulação de 30° .

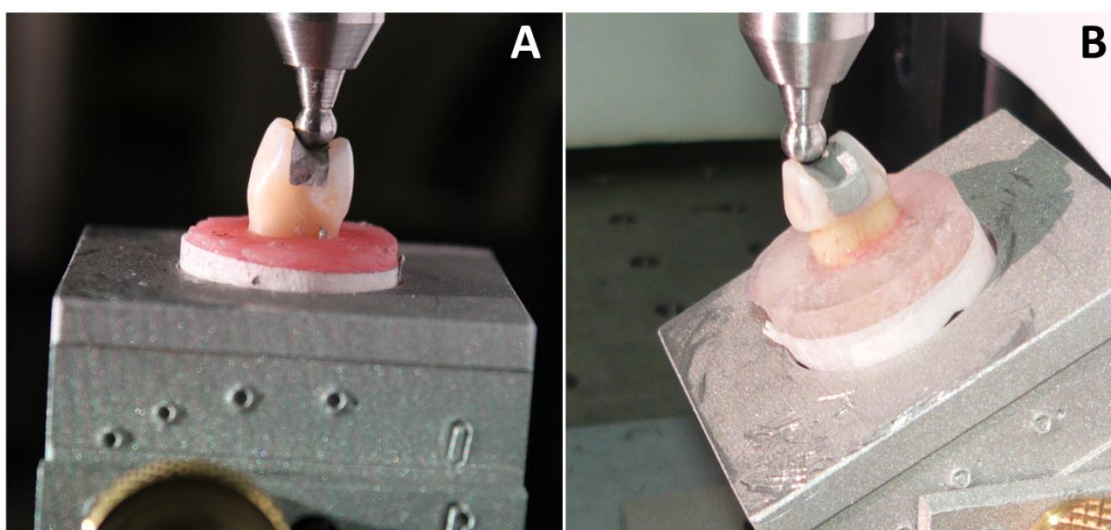


Figura 8. Ponta aplicadora de carga. A) carregamento axial; B) carregamento oblíquo.

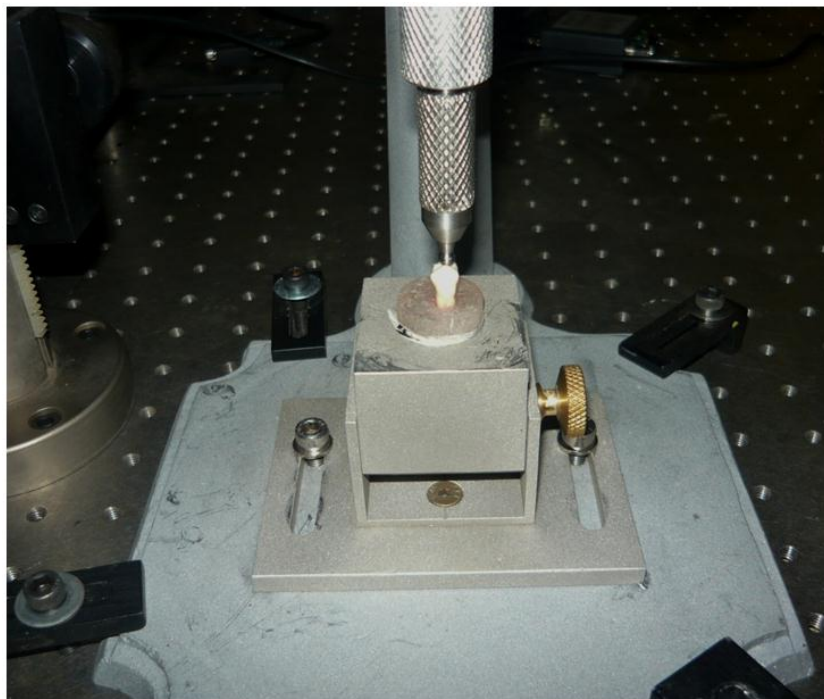


Figura 9. Local de posicionamento da amostra no dispositivo aplicador de carga.

Foi associada à técnica de moiré, a técnica de deslocamento de fase (*phase shift*), que associa às imagens geradas as características tridimensionais da superfície analisada. Para a técnica de deslocamento de fase é preciso captar 4 imagens em cada posição de análise, sendo que, as imagens captadas possuem padrões de franjas diferentes entre si, defasado em $\frac{1}{4}$ do período (p), que nada mais é que a distância entre duas linhas escuras adjacentes (Figura 10). As 4 imagens captadas foram então processadas em um software específico (Figura 11). As imagens foram processadas de modo a manter apenas a área de interesse, no caso a região da coroa dos dentes e então exportadas para outro software (MATLAB R2012b, MathWorks) onde as imagens do R_m e R_r foram subtraídas, gerando a topografia da superfície analisada (Figura 12). O software faz o cálculo dos valores de deformação a partir dos valores deslocamento das franjas. Após cálculo dos valores de deformação foi realizado teste Anova Oneway e teste Tukey ($p < 0,05$) para comparação das médias.

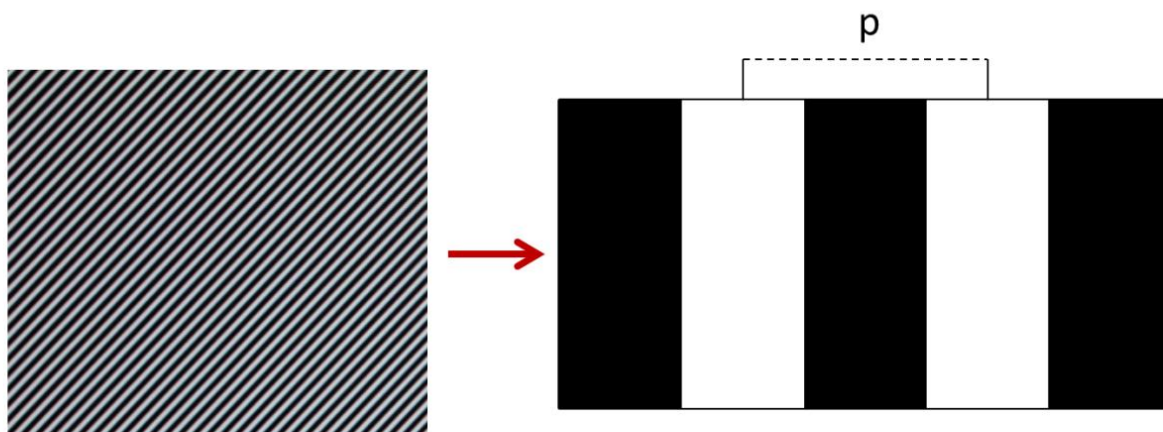


Figura 10. Período (p) do padrão de franjas.

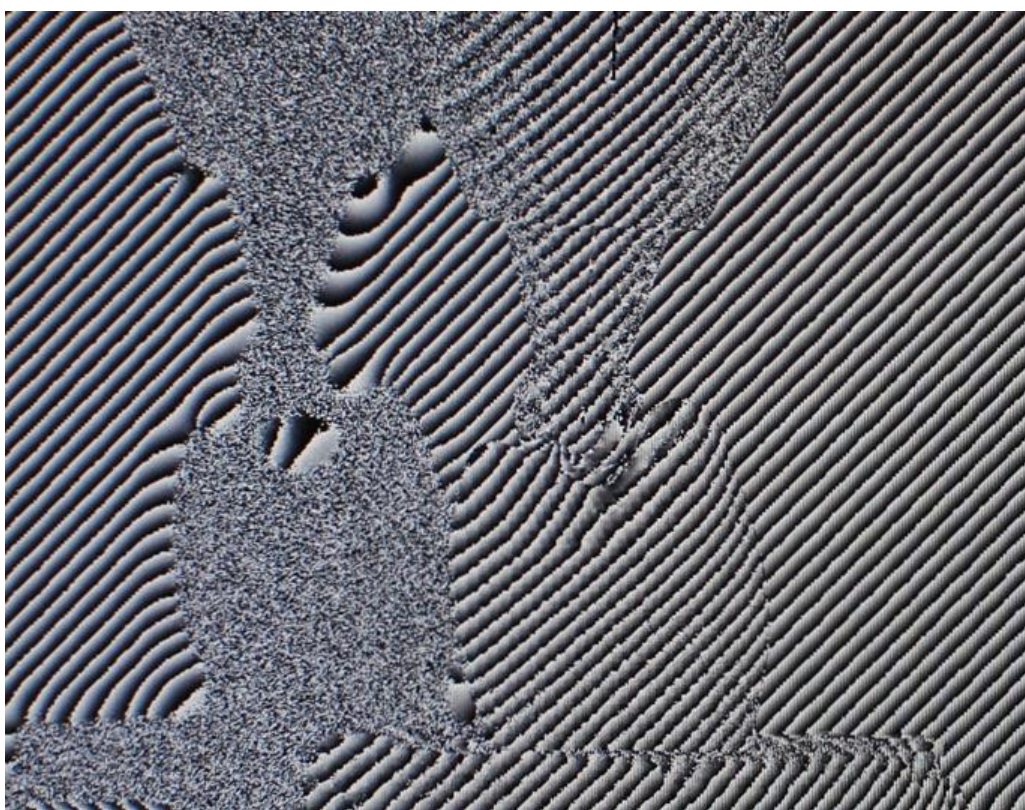


Figura 11. Imagem gerada após aplicação da técnica de deslocamento de fases.

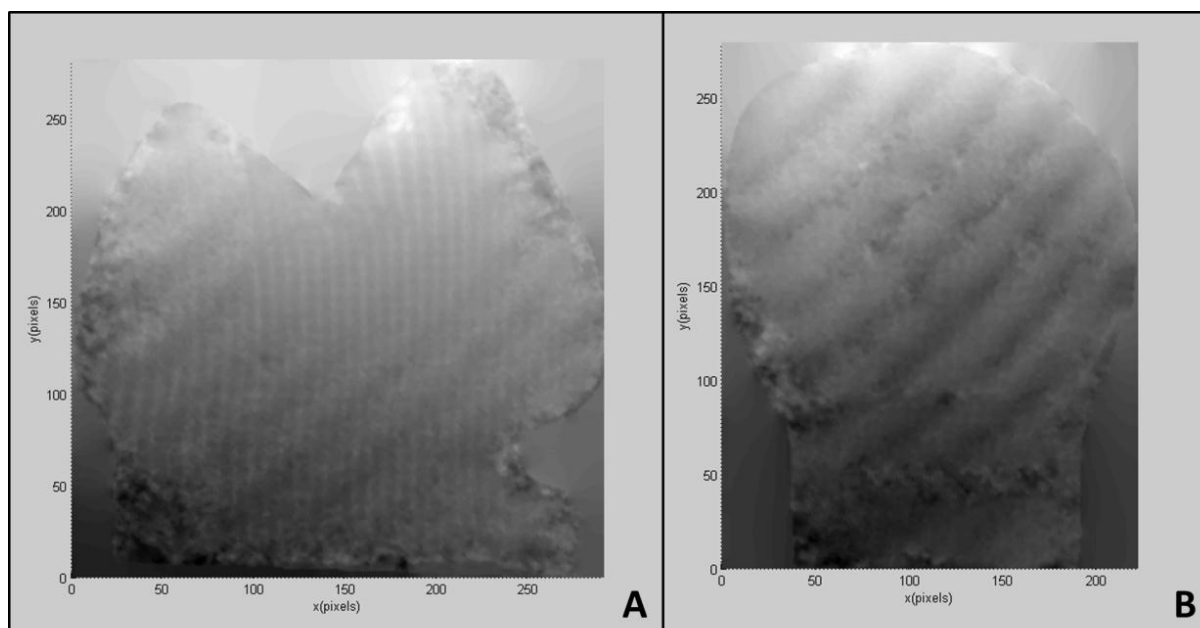


Figura 12. Topografia gerada no MATLAB para calcula da deformação. A) face proximal; B) face vestibular.

RESULTADOS

Resultados

Os grupos com LCNC não restauradas apresentaram maiores valores de deformação, tanto na análise feita na direção MD quando na direção CO, independente do tipo de carregamento oclusal, como ilustrado na Figura 13. Os valores de deformação dos 6 grupos analisados foram maiores quando submetido ao carregamento oblíquo (Figura 13).

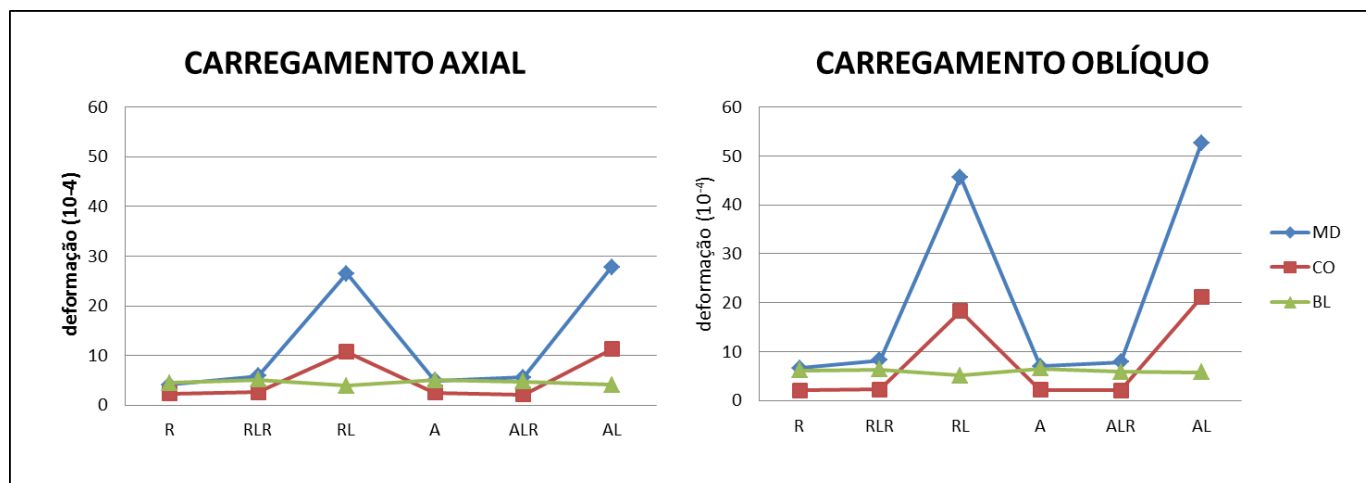


Figura 13. Gráficos das médias dos valores de deformação (10^{-4}) nas três direções de análise (MD, CO e BL) dos grupos submetidos ao carregamento axial e ao carregamento oblíquo.

As tabelas 1, 2 e 3 mostram a correlação entre os fatores material restaurador e lesão cervical de forma crescente de valores de deformação, tanto para o carregamento axial quanto para o oblíquo, realizada por meio de Teste Tukey ($p < .05$). Nas direções de análise MD e CO, tabelas 1 e 2, respectivamente, os grupos com LCNC não restauradas apresentaram diferentes categorias estatísticas tanto no carregamento axial quanto no oblíquo, sendo que os grupos com LCNC não restaurada e cavidade MOD de amálgama (AL) apresentaram os maiores valores de deformação.

Tabela 1. Médias e desvio padrão dos valores de deslocamento (10^{-4}) na direção MD.

GRUPOS	AXIAL	GRUPOS	OBLIQUA
R	4,12 (0,01) A	R	6,68 (0,16) A
A	4,92 (0,43) AB	A	7,00 (0,12) A
ALR	5,55 (0,07) B	ALR	7,88 (0,03) A
RLR	5,87 (0,59) B	RLR	8,29 (0,14) A
RL	26,47 (0,31) C	RL	45,67 (0,35) B
AL	27,77 (0,76) D	AL	52,63 (6,47) C

Letras maiúsculas representam análise vertical. Tukey ($p < 0.05$).

Tabela 2. Médias e desvio padrão dos valores de deslocamento (10^{-4}) na direção CO.

GRUPOS	AXIAL	GRUPOS	OBLIQUA
R	2,30 (0,00) A	R	2,09 (0,05) A
ALR	2,12 (0,01) A	ALR	2,12 (0,01) A
A	2,54 (0,23) A	A	2,18 (0,04) A
RLR	2,65 (0,27) A	RLR	2,28 (0,04) A
RL	10,77 (0,12) B	RL	18,27 (0,15) B
AL	11,33 (0,32) C	AL	21,13 (2,63) C

Letras maiúsculas representam análise vertical. Tukey ($p < 0.05$).

Tabela 3. Médias e desvio padrão dos valores de deslocamento (10^{-4}) na direção BL.

GRUPOS	AXIAL	GRUPOS	OBLIQUA
RL	3,92 (0,05) A	RL	5,11 (0,04) A
AL	4,07 (0,11) AB	AL	5,80 (0,71) AB
R	4,52 (0,01) ABC	ALR	5,90 (0,02) B
ALR	4,71 (0,06) BC	R	6,14 (0,11) B
A	5,06 (0,44) C	RLR	6,37 (0,11) B
RLR	5,11 (0,51) C	A	6,54 (0,12) B

Letras maiúsculas representam análise vertical. Tukey ($p < 0,05$).

Foi realizado o teste Tukey ($p < 0,05$) para a análise de cada fator de estudo isoladamente em cada uma das três direções de análise, MD, CO e BL, representadas nas tabelas 4, 5 e 6, respectivamente. Houve diferença estatística entre os grupos com relação aos fatores material restaurador e carregamento oclusal nas três direções de análise, MD, CO e BL. O fator lesão, apresentou diferença estatística para os grupos com lesão não restaurada apenas nas direções MD e CO; na direção BL apenas os grupos com lesão ausente apresentaram diferença estatística.

Tabela 4. Análise estatística das médias e desvio padrão dos valores de deformação (10^{-4}) dos fatores de estudo na direção MD.

LESÃO	AMALGAMA		RESINA COMPOSTA	
	AXIAL	OBLIQUA	AXIAL	OBLÍQUA
Ausente	4,92 (0,43) Aa*	7,00 (0,12) Ab*	4,12 (0,01) Aa	6,68 (0,16) Ab
Presente	27,77 (0,76) Ba*	52,63 (6,47) Bb*	26,47 (0,31) Ba	45,67 (0,35) Bb
Restaurada	5,55 (0,07) Aa*	7,88 (0,03) Ab*	5,87 (0,59) Aa	8,29 (0,14) Ab

Letras maiúsculas representam análise vertical do fator lesão; letras minúsculas representam análise horizontal do tipo de carregamento entre os grupos com cavidades MOD restauradas com mesmo material; (*) representa análise horizontal do fator material restaurador. Tukey ($p < .05$).

Tabela 5. Análise estatística das médias e desvio padrão dos valores de deformação (10^{-4}) dos fatores de estudo na direção CO.

LESÃO	AMALGAMA		RESINA COMPOSTA	
	AXIAL	OBLIQUA	AXIAL	OBLIQUA
Ausente	2,54 (0,23) Aa*	2,18 (0,04) Ab*	2,30 (0,00) Aa	2,09 (0,05) Ab
Presente	11,33 (0,32) Ba*	21,13 (2,63) Bb*	10,77 (0,12) Ba	18,27 (0,15) Bb
Restaurada	2,43 (0,03) Aa*	2,12 (0,01) Ab*	2,65 (0,27) Aa	2,28 (0,04) Ab

Letras maiúsculas representam análise vertical do fator lesão; letras minúsculas representam análise horizontal do tipo de carregamento entre os grupos com cavidades MOD restauradas com mesmo material; (*) representa análise horizontal do fator material restaurador. Tukey ($p < .05$).

Tabela 6. Análise estatística das médias e desvio padrão dos valores de deformação (10^{-4}) dos fatores de estudo na direção BL.

LESÃO	AMALGAMA		RESINA COMPOSTA	
	AXIAL	OBLIQUA	AXIAL	OBLIQUA
Ausente	5,06 (0,44) Aa*	6,54 (0,12) Ab*	4,52 (0,01) Aa	6,14 (0,11) Ab
Presente	4,07 (0,11) Ba*	5,80 (0,71) Bb*	3,92 (0,05) Ba	5,11 (0,04) Bb
Restaurada	4,71 (0,06) Ba*	5,90 (0,02) Bb*	5,11 (0,51) Ba	6,37 (0,11) Bb

Letras maiúsculas representam análise vertical do fator lesão; letras minúsculas representam análise horizontal do tipo de carregamento entre os grupos com cavidades MOD restauradas com mesmo material; (*) representa análise horizontal do fator material restaurador. Tukey ($p < .05$).

DISCUSSÃO

Discussão

As hipóteses 1, 2 e 3 foram aceitas para os eixos MD e CO, porém, para o eixo BL, apenas as hipóteses 2 e 3 foram aceitas. A presença da LCNC não restaurada, cavidade MOD restaurada com amálgama e contato oclusal oblíquo aumentou os valores de deformação apenas nas direções MD e CO. Na direção BL apenas o tipo de material restaurador e tipo de contato oclusal tiveram influência.

Quando solicitações externas atuam sobre um corpo deformável, como quando uma carga é aplicada, este sofre mudança de forma e dimensões, passando de uma configuração inicial indeformada a uma configuração final deformada. O campo de deslocamento permite quantificar a mudança de geometria de um corpo sujeito à ação de cargas aplicadas. A partir dos valores de deslocamento é possível obter a deformação resultante. Nesse estudo, a partir dos valores de deslocamento das franjas de moiré resultantes da subtração da imagem da amostra não deformada da imagem da amostra deformada, foram calculados os valores de deformação nas três direções de análise: MD, CO e BL.

Altos níveis de deformação e concentração de tensões estão relacionados com a alta incidência de fratura em pré-molares superiores resultante da grande perda de estruturas dentais como cristas marginais (Joshi S, 2001; ElAyouti et al., 2011; Shafiei et al., 2011). Essas perdas estão geralmente associadas a dentes com necessidade de acesso dos canais radiculares para tratamento endodôntico (Magne, 2007; Soares et al., 2008). Alguns estudos relacionam, em especial, a perda das cristas marginais em pré-molares com a modificação do padrão de distribuição de tensão-deformação. Em situações como esta a escolha do material restaurador é de suma importância na prática clínica.

Há relatos de que cavidades MOD restauradas com amálgama podem resultar na fratura de cúspides devido à incapacidade deste material em fortalecer cúspides enfraquecidas (Toparli et al., 1999; Sagsen & Aslan, 2006; Soares et al., 2008). Nesse estudo as amostras com cavidade MOD

restauradas com amálgama, associadas à LCNC não restauradas, nas direções de análise MD e CO, independente do tipo de carregamento, mostraram maiores valores de deformação quando comparadas às amostras com cavidade MOD restauradas com resina composta (Figura 13). Houve diferença estatística entre os valores de deformação das amostras restauradas com resina composta e amálgama quando o fator material restaurador foi analisado isoladamente (Tabelas 4, 5 e 6). Esse comportamento deve-se provavelmente à falta de adesão do amálgama à estrutura dental. Apesar do amálgama e da resina composta possuírem módulos de elasticidade semelhantes esses materiais possuem comportamentos mecânicos distintos. A resina composta se adere à estrutura dentária formando um único corpo (Ausiello et al., 2001; Lohbauer et al., 2003; Shahrbafe et al., 2007; Siso et al., 2007; Jiang W, 2010); por outro lado o amálgama tem a tendência de deformar-se dentro da cavidade MOD quando submetido à compressão resultante da carga oclusal, favorecendo a deflexão das cúspides e, conseqüentemente a deformação destas que, associada ao tempo e intensidade das forças aplicadas pode levar à fratura e possível perda do elemento dental.

Outro fator que é documentado na literatura na geração de concentração de tensões e conseqüentes deformações na estrutura dental é o tipo de contato oclusal (Lambert & Lindenmuth, 1994; Ommerborn et al., 2007; Poiate et al., 2009; Wood et al., 2009; Romeed et al., 2012). Em um contato oclusal bem distribuído na região oclusal do dente as forças aplicadas geram tensões que são dissipadas de modo mais homogêneo ao longo eixo do dente, sem causar dano à estrutura dental. Porém um contato oclusal oblíquo, geralmente relacionado a contatos prematuros, hábitos parafuncionais e bruxismo, gera concentração de tensões na estrutura que pode causar danos como fratura e possível perda do elemento dental. Existem várias hipóteses na literatura para explicar a etiologia das NCCLs, porém a mais aceita atualmente aponta a LCNC como tendo uma etiologia multifatorial, sendo que o principal fator etiológico é o tipo de contato oclusal. A perda de estrutura na região cervical do dente é resultado de tensões geradas em esmalte e dentina ao longo da junção cimento-esmalte; os contatos não axiais resultam em flexão

dental que pode levar a um rompimento das camadas extremamente finas de prismas de esmalte desta região, bem como microfraturas de cimento e dentina (McCoy, 1983; Lee & Eakle, 1984; Grippo, 1991; Grippo & Simring, 1995; Garone Filho, 1996; Whitehead et al., 1999; Rees, 2002; Paiva et al., 2003; Rees & Hammadeh, 2004; Bernhardt et al., 2006; Ommerborn et al., 2007; Wood et al., 2008; Reyes et al., 2009; Pecie et al., 2011).

Os resultados desse estudo concordam com trabalhos anteriores que associaram o contato oclusal com a formação e progressão das LCNCs (Lambert & Lindenmuth, 1994; Ommerborn et al., 2007; Poiate et al., 2009; Wood et al., 2009; Romeed et al., 2012). Na análise do fator carregamento houve diferença estatística nos valores de deformação, independente do material restaurador, da presença da lesão cervical, e do plano de análise. Os valores das deformações ocorridos nas amostras submetidas ao carregamento oblíquo superaram àqueles do carregamento axial. Esse resultado enfatiza o papel do fator oclusal não apenas na etiologia das LCNCs, mas também na progressão de lesões já existentes. Também mostra que a perda de estrutura na região cervical influencia no comportamento mecânico de pré-molares superiores.

É comum na prática clínica pacientes com a presença de LCNCs em uma ou mais dentes, geralmente associadas a restaurações oclusais extensas (Sognnaes et al., 1972; Bernhardt et al., 2006; Vasudeva & Bogra, 2008). Em tais situações clínicas desordens oclusais geralmente estão relacionadas e são facilmente detectadas. Portanto estudos que relacionem outros fatores geradores de concentração de tensão e deformação na região cervical da estrutura dental, como restaurações oclusais utilizando diferentes materiais restauradores e diferentes tipos de contato oclusal, associados às LCNC são de extrema importância, não apenas para nortear o profissional na escolha do material restaurador melhor indicado para cada situação clínica, mas também para auxiliá-lo no tratamento e prevenção das LCNC.

Analisando o fator lesão-cervical isoladamente foi observada diferença estatística entre os valores de deformação nas amostras com lesão não restaurada, nas direções de análise CO e MD (Tabelas 1 e 2). Em ambas

as direções, a presença da lesão aumentou consideravelmente os valores de deformação, independente do tipo de material restaurador e carregamento (Table 3). Os valores de deformação na direção de análise BL também foram maiores no carregamento oblíquo, independente o tipo de material restaurador; porém não houve aumento na deformação das amostras com lesão cervical presente como ocorreu nas direções CO e MD. Esse fato pode estar relacionado com a quantidade de estrutura dental observada na face proximal (direção BL), pois, o maior volume de estrutura resiste melhor à carga aplicada e deforma menos. Nessa direção os valores de deformação foram menores na presença da lesão não restaurada, talvez porque haja maior concentração de tensões no ângulo da lesão, que age como região de fulcro do deslocamento, consequentemente é a região onde concentram as deformações. Por outro lado, na ausência da lesão ou quando há lesão restaurada a melhor distribuição de tensão e o comportamento de toda estrutura (dente/restauração) torna-se mais homogêneo, deformando-se como um todo. Como a metodologia utilizada analisou a deformação em todo o plano, e não em uma região específica talvez não tenha sido sensível o bastante para detectar as deformações ocorridas na região da lesão. Sugere-se que, para suprir tais limitações da metodologia utilizada, outras tecnologias mais sensíveis a menores deformações e que permitam a análise em uma região específica, como no centro da LCNC, devem ser associadas, tais como a interferometria holográfica pela técnica de ESPI (Eletronic Speckel Pattern Interferometry).

Existem outras metodologias na literatura capazes de quantificar a deformação ocorrida na estrutura dental tais como a fotoelasticidade, extensometria e o método de elementos finitos, porém tais métodos possuem algumas limitações. O método de fotoelasticidade necessita da reprodução das estruturas analisadas em uma resina fotoelástica que possui propriedades mecânicas distintas as da estrutura dental, consequentemente possui comportamento biomecânico também diferente ao da estrutura dental. A análise da deformação por meio de extensômetros é dependente do local e da posição em que ele foi colado, sendo assim 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 à carga aplicada, esses fatores poderão limitar a mensuração da deformação (Reeh et al., 1989; Soares et al., 2008). Além disso, o método de extensometria é bastante influenciado por condições de umidade, temperatura e vibração, sendo necessário um grande número de amostra por grupo de estudo. Quando utilizados critérios de análise adequados, o método de análises por elementos finitos também é capaz de quantificar a deformação que ocorre na estrutura dental frente à aplicação de carga (Perillo et al., 2010; Shinya et al., 2011). É um método que possui a vantagem da análise não apenas da superfície, mas também do interior das estruturas analisadas, porém, em algumas situações, para possibilitar a geração de um modelo tridimensional, as estruturas precisam ser simplificadas em sua anatomia, além da necessidade também da padronização das propriedades mecânicas das estruturas dentais, muitas vezes, portanto, não mostrando o comportamento real, e sim um comportamento aproximado de uma situação específica padronizada. Buscando suprir as limitações das metodologias citadas foi utilizado o método de moiré, por ser uma técnica que nos permite a quantificação das deformações ocorridas, analisando-se a própria estrutura dental, não apenas em um ponto específico, mas no dente como um todo. Além disso, como a técnica não sofre influência de temperatura, umidade e vibração, possui como vantagem o pequeno número de amostras necessárias. Tal fato é comprovado nesse estudo pelos baixos valores de desvio padrão apresentados.

Para estudos futuros sugere-se a associação da análise de deformações por meio de modelos de elementos finitos, 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. Também se sugere, uma análise tridimensional e em tempo real das deformações por métodos ópticos extremamente sensíveis a pequenas deformações como a Interferometria Holográfica Digital pela técnica de ESPI

(Electronic Speckle Pattern Interferometry) (Lang et al., 2004; Zaslansky et al., 2006).

CONCLUSÃO

Conclusão

O presente estudo analisou as deformações ocorridas em pré-molares, na presença de LCNC, restauradas ou não, ou na ausência destas, submetidos a diferentes carregamentos e com cavidades MOD restauradas com diferentes materiais. A partir dos resultados podemos concluir que:

1. O método de Moiré de projeção nos permite analisar as deformações que ocorrem nas superfícies da estrutura dental;
2. Os fatores lesão cervical, tipo de material restaurador e tipo de carregamento oclusal influenciaram no padrão de deformação de pré-molares nas direções méso-distal e cervico-oclusal;
3. A lesão não restaurada foi o fator que mais influenciou no aumento dos valores de deformação nas direções méso-distal e cervico-oclusal;
4. O carregamento oblíquo mostrou maiores valores de deformação quando comparado ao carregamento axial.

REFERÊNCIAS

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. Assundi A, Yung KH. Logical moiré and its application. **Experimental Mechanics.** 1991;31(3):236-42.
3. 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. **Journal of biomechanics.** 2001;34(10):1269-77.
4. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. **J Oral Rehabil.** 2006;33(1):17-25.
5. Costa RFC. Medição do arco medial Plantar usando Shadow Moiré com deslocamento de fase . Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais; 2006.
6. Del-Vecchio S. Medição de superfícies livres tridimensionais a partir da técnica de Moiré de projeção . Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais; 2006.
7. Dirks JJJ, Decraemer WF, Dielis G. Phase Shift method based on object translation for full field automatic 3D surface reconstruction from Moiré topograms. **Applied Optics.** 1988;27(6):1164-9.
8. ElAyouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Lost C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. **Int Endod J.** 2011;44(6):543-9.
9. Ferrier WI. Clinical observations on erosions and their restoration **Journal of the California State Dental Association.** 1931;7(187-96.
10. Garone Filho W. Lesões cervicais e hipersensibilidade dentinária. In: TODESCAN, F.F., BOTTINO, M.A. **Atualização na clínica odontológica: a prática da clínica geral São Paulo: Artes Médicas.** 1996;cap.3, p.35-75.
11. Gasvik KJ. Moiré techniques by means of digital image processing. **Applied Optics.** 1983;22(23):33543-3548.

12. Grippo JO. Abrasions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. **Journal of esthetic dentistry**. 1991;3(1):14-9.
13. Grippo JO, Simring M. Dental 'erosion' revisited. **J Am Dent Assoc**. 1995;126(5):619-20, 23-4, 27-30.
14. 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.
15. Jiang W BH, 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.
16. Joshi S MA, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elements in Analysis and Design*. . 2001;37(587-601).
17. Kishen A, Asundi A. Experimental investigation on the role of water in the mechanical behavior of structural dentine. **J Biomed Mater Res A**. 2005a;73(2):192-200.
18. Kishen A, Asundi A. Photomechanical investigations on the stress-strain relationship in dentine macrostructure. **J Biomed Opt**. 2005b;10(3):034010.
19. Kishen A, Rafique A. Investigations on the dynamics of water in the macrostructural dentine. **J Biomed Opt**. 2006;11(5):054018.
20. Kishen A, Tan KB, Asundi A. Digital moire interferometric investigations on the deformation gradients of enamel and dentine: an insight into non-carious cervical lesions. **J Dent**. 2006;34(1):12-8.
21. Lambert RL, Lindenmuth JS. Abrasion--a new name for an old entity. **Journal of the Colorado Dental Association**. 1994;72(3):31-3.
22. Lang H, Rampado M, Mullejans R, Raab WH. Determination of the dynamics of restored teeth by 3D electronic speckle pattern interferometry. **Lasers in surgery and medicine**. 2004;34(4):300-9.
23. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. **J Dent**. 2002;30(7-8):283-90.
24. 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.

25. Lino ACL. Técnica óptica de Moiré visando a aplicação no estudo de superfícies irregulares.: Universidade Estadual de Campinas, Campinas; 2002.
26. Lohbauer U, von der Horst T, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. **Dent Mater.** 2003;19(5):435-40.
27. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent Mater.** 2007;23(5):539-48.
28. Mayhall JT, Kageyama I. A new, three-dimensional method for determining tooth wear. **American journal of physical anthropology.** 1997;103(4):463-9.
29. Mazzeti Filho VM. Utilização da intrefereometria de Moiré na caracterização de rotores de máquinas agrícolas.: Universidade Estadual de Campinas, Campinas; 2004.
30. McCoy G. On the longevity of teeth. **J Oral Implantol.** 1983;11(2):248-67.
31. Ommerborn MA, Schneider C, Giraki M, Schafer R, Singh P, Franz M, et al. In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. **J Prosthet Dent.** 2007;98(2):150-8.
32. Paiva G, Nunes LdJ, Genovese WJ, Nasr MK, Faria Paiva P, Faria Paiva A. Preparo com laser Er:YAG de lesões dentais cervicais causadas por abfração, abrasão e/ou erosão. **J Bras Dent Estet, Curitiba,.** 2003;2(5):44-9.
33. Pecie R, Krejci I, Garcia-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.
34. Perillo L, Sorrentino R, Apicella D, Quaranta A, Gherlone E, Zarone F, et al. Nonlinear visco-elastic finite element analysis of porcelain veneers: a submodelling approach to strain and stress distributions in adhesive and resin cement. **J Adhes Dent.** 2010;12(5):403-13.
35. Poiate IA, Vasconcellos AB, Poiate Junior E, Dias KR. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. **Braz Oral Res.** 2009;23(2):161-8.
36. 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.

37. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. **J Oral Rehabil.** 2002;29(2):188-93.
38. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. **European journal of oral sciences.** 2004;112(4):347-52.
39. Reyes E, Hildebolt C, Langenwalter E, Miley D. Abfractions and attachment loss in teeth with premature contacts in centric relation: clinical observations. **J Periodontol.** 2009;80(12):1955-62.
40. Riley WF, Durelli AJ. Application of moiré methods to the determination of transient stress and strain distributions. . **Journal of Applied Mechanics** 1962;29(4):
41. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Stress analysis of occlusal forces in canine teeth and their role in the development of non-carious cervical lesions: abfraction. **International journal of dentistry.** 2012;2012(234845).
42. Sagsen B, Aslan B. Effect of bonded restorations on the fracture resistance of root filled teeth. **Int Endod J.** 2006;39(11):900-4.
43. Santana FR, Castro CG, Simamoto-Junior PC, Soares PV, Quagliatto PS, Estrela C, et al. Influence of post system and remaining coronal tooth tissue on biomechanical behaviour of root filled molar teeth. **Int Endod J.** 2011;44(5):386-94.
44. 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.
45. Shahrbafe S, Mirzakouchaki B, Oskoui SS, Kahnamouei 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.
46. Shinya A, Ballo AM, Lassila LV, Narhi TO, Vallittu PK. Stress and strain analysis of the bone-implant interface: a comparison of fiber-reinforced composite and titanium implants utilizing 3-dimensional finite element study. **J Oral Implantol.** 2011;37 Spec No(133-40).

47. Shrestha A, Messer HH, Asundi A, Kishen A. Effect of hydration on the strain gradients in dental hard tissues after heat and cold application. **J Endod.** 2010;36(10):1643-7.
48. Siso SH, Hurmuzlu F, Turgut M, Altundasar 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.
49. 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.** 2008;99(2):114-22.
50. Sognnaes RF, Wolcott RB, Xhonga FA. Dental erosion. I. Erosion-like patterns occurring in association with other dental conditions. **J Am Dent Assoc.** 1972;84(3):571-6.
51. Studer SP, Lehner C, Bucher A, Scharer P. Soft tissue correction of a single-tooth pontic space: a comparative quantitative volume assessment. **J Prosthet Dent.** 2000;83(4):402-11.
52. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. **J Dent.** 2011;39(8):527-35.
53. 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.
54. Vasudeva G, Bogra P. The effect of occlusal restoration and loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. **J Conserv Dent.** 2008;11(3):117-20.
55. Whitehead SA, Wilson NH, Watts DC. Demonstration of "vertical barrelling" using profilometry. **Eur J Prosthodont Restor Dent.** 1999;7(4):131-4.
56. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. **J Dent.** 2008;36(10):759-66.
57. Wood ID, Kassir AS, Brunton PA. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. **Oper Dent.** 2009;34(3):273-9.

58. Wood JD, Wang R, Weiner S, Pashley DH. Mapping of tooth deformation caused by moisture change using moire interferometry. **Dent Mater.** 2003;19(3):159-66.
59. Zaslansky P, Friesem AA, Weiner S. Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function. **Journal of structural biology.** 2006;153(2):188-99.
60. Zhang R, Wu Y, Zhu ZL, Zhang DS, Wang F, Yi X, et al. A study of labial groove-textures of upper central incisors by Shadow Moire technology. **J Oral Rehabil.** 2010;37(7):501-8.