INFLUÊNCIA DO DESEQUILÍBRIO OCLUSAL NA ORIGEM DE LESÃO CERVICAL NÃO CARIOSA E RECESSÃO GENGIVAL: ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

INFLUENCE OF OCCLUSAL INSTABILITY ON THE ORIGIN OF NON-CARIOUS CERVICAL LESION AND GINGIVAL RECESSION - FINITE ELEMENT ANALYSIS

Alexandre Coelho MACHADO[1]; Alfredo Júlio FERNANDES NETO[2]; Clébio Domingues da SILVEIRA JÚNIOR[3]; Ana Laura Rezende VILELA[4]; Murilo de Sousa MENEZES[5]; Daniela Navarro Ribeiro TEIXEIRA[6]; Igor Oliveiros CARDOSO[7]; Paulo Vinícius SOARES[8].

1 - Membro do Núcleo de Pesquisa, Ensino e Extensão em Lesões Cervicais Não Cariosas e Hipersensibilidade Dentinária (LCNC – FO/UFU). Doutor em Clínica Odontológica Integrada (FO/UFU). Professor da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES/UFU).

2 - Doutor em Odontologia – Reabilitação Oral (FORP/USP). Professor da Área de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Odontológicos – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FO/UFU).

3 - Doutor em Odontologia – Reabilitação Oral (FORP/USP). Professor da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES/UFU).

4 - Doutoranda em Clínica Odontológica Integrada – Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FO/UFU).

5 - Doutor em Clínica Odontológica Integrada (FOP/UNICAMP). Professor da Área de Dentística e Materiais Odontológicos – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FO/UFU).

6 - Membro do Núcleo de Pesquisa, Ensino e Extensão em Lesões Cervicais Não Cariosas e Hipersensibilidade Dentinária (LCNC – FO/UFU). Doutoranda em Clínica Odontológica Integrada – Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

7 - Membro do Núcleo de Pesquisa, Ensino e Extensão em Lesões Cervicais Não Cariosas e Hipersensibilidade Dentinária (LCNC – FO/UFU). Doutorando em Clínica Odontológica Integrada – Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FO/UFU).

8 - Coordenador do Núcleo de Pesquisa, Ensino e Extensão em Lesões Cervicais Não Cariosas e Hipersensibilidade Dentinária (LCNC – FO/UFU). Doutor em Clínica Odontológica Integrada (FOP-UNICAMP). Professor da Área de Dentística e Materiais Odontológicos – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FO/UFU).

RESUMO

Objetivo: avaliar o comportamento biomecânico de pré-molar superior com presença de Lesões Cervicais Não Cariosas (LCNC) e submetido a três carregamentos oclusais distintos pelo método de elementos finitos tridimensional (3D). Material e método: nove modelos tridimensionais elásticos foram gerados, com propriedades ortotrópicas e isotrópicas: Hígido (H); LCNC não restaurada (LCNC) e LCNC restaurada com resina composta (RC); sendo todos estes modelos submetidos a três carregamentos: Axial (A), Oblíquo vestibular (V) e Oblíquo palatino (P). Os carregamentos tiveram intensidade de 150 N e a restrição de deslocamento foi realizada na base e lateral dos ossos cortical e medular. Os resultados foram gerados em tensão máxima e mínima principal. Resultados: O carregamento axial apresentou padrões de tensão mais favoráveis, independente da característica da região cervical. O carregamento palatino mostrou maior acúmulo de tensão de tração na região cervical vestibular e o carregamento vestibular resultou em maior tensão de compressão na tábua óssea vestibular. A presença de LCNC foi fator intensificador para o aumento da concentração de tensão na região cervical. A simulação da restauração com resina composta promoveu um comportamento biomecânico simular ao do hígido. Conclusões: que o carregamento palatino pode estar mais associado com a presença de LCNCs e o vestibular com a presença de recessão gengival. O ajuste oclusal e a restauração da LCNC são indicados para tornar o padrão de tensão mais favorável para o remanescente dentário.

PALAVRAS-CHAVE: Desgaste dos dentes. Oclusão Dentária. Restauração Dentária Permanente. Retração Gengival.

INTRODUÇÃO

O decréscimo de tecido dentário é fator modulador chave para a alteração do comportamento biomecânico em pré-molares, alterando o padrão de distribuição de tensões e deformação na estrutura dentária[1-3]. Entre estas perdas de estrutura dental, as lesões cervicais não cariosas (LCNCs) possuem destaque devido a sua alta prevalência, de até 85%, na prática clínica[4,5]. Estas lesões são condições patológicas caracterizadas pela perda de estrutura dentária na junção amelo-cementária (JAC)[6-8], e possuem etiologia multifatorial. Os três mecanismos para origem e

evolução das LCNCs são tensão (abfração), fricção (desgaste) e biocorrosão (degradação química, bioquímica e eletroquímica)[9,10] (Figura 1).

O terço cervical é considerado mais susceptível para a ação e desgaste pelos fatores etiológicos das LCNCs, devido à morfologia das estruturas dos tecidos dentários que apresenta o esmalte bastante fino e o cemento e dentina não são muito resistentes[11]. O acúmulo de tensão foi por muito tempo considerado um fator isolado para o desgaste cervical, denominado "lesão de abfração"[12]. Atualmente, mesmo sabendo da importância da interação de todos os fatores, a tensão ainda tem um papel fundamental[9]. Contatos oclusais, tidos como interferências, com carregamento excessivo e resultante fora do longo eixo do dente, resultam em maior concentração de tensões, além de altos índices de deformação na região cervical, que pode resultar em fadiga e, consequentemente, promover a ruptura das estruturas dentárias[2,8,13-16].

O enfraquecimento do esmalte e dentina cervical, ao nível da junção amelo-dentinária (JAD), pela tensão com a ação conjunta de fatores corrosivos e de fricção, também afetam o tecido periodontal e podem estar relacionados com a recessão gengival[17,18]. A recessão gengival vestibular é um problema prevalente em populações com alto padrão de higiene oral e é interessante observar que afeta principalmente pré-molares e incisivos, que são muito comumente os mesmos dentes afetados pelas LCNCs[17-19].

Esta relação da LCNC com a recessão gengival, como consequência de diversos fatores, leva a necessidade de uma abordagem multidisciplinar com abordagem oclusal, restauradora, periodontal e de hábitos (alimentares, ocupacionais e de lazer). Apesar de não haver protocolo aceitável e estabelecido quanto ao procedimento restaurador da LCNC[7], geralmente este é realizado com materiais adesivos de propriedades óticas similares às dos tecidos dentários, sendo o mais indicado a resina composta[16,20]. O comportamento biomecânico dos tecidos dentários é uma conduta complexa de ser analisada, entretanto, e o método de elementos finitos (MEF) auxilia na compreensão do padrão e na análise da distribuição de tensões geradas no interior de um corpo em decorrência de uma força[1,2,13].

Diante deste contexto, o objetivo deste estudo é avaliar o comportamento biomecânico de pré-molar superior submetido a três carregamentos oclusais distintos pelo método de elementos finitos tridimensional (3D). A hipótese nula é que o tipo de contato oclusal e a presença de LCNC não influenciarão no padrão de distribuição de tensão no elemento dentário e no tecido periodontal.

METODOLOGIA

Para confecção deste estudo, análise linear e elástica tridimensional foi realizada utilizando geometria baseada nas representações anatômicas de dentina, polpa, esmalte, ligamento periodontal, osso cortical, osso trabecular e restauração.

Para geração dos modelos tridimensionais, utilizou-se arquivo STEP de pré-molar do banco de dados do grupo de Pesquisa LCNC-HD da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia[21,22]. Este modelo foi confeccionado com base em um pré-molar de dimensões médias e anatomia coronária favorável, que serviu como base para geração do modelo hígido[1,21]. Para modelagem as principais regiões dentais foram inicialmente traçadas (colo dental, equador protético e cristas marginais). Com o objetivo de facilitar a geração do modelo, foram geradas linhas denominadas superfícies NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagens. A partir destas curvas e considerando as referências dos principais marcos anatômicos, as superfícies dos modelos foram criadas[21].

Posteriormente, foram gerados os volumes dos sólidos de todas as estruturas do órgão dentário, por meio da união de superfícies internas de uma estrutura às superfícies externas de outra estrutura. Todas as estruturas seguiram medidas pré-estabelecidas do elemento dentário digitalizado e de dados obtidos na literatura. Posteriormente, o dente modelado foi seccionado de forma a permitir a mensuração das medidas de espessura de esmalte para as diversas regiões[16,21] (Figura 2). As diferentes formas de tratamento que definiram os fatores em estudo também foram geradas neste software de CAD. Além do modelo hígido, outros dois modelos foram gerados com LCNC não restaurada e restaurada com resina composta. Para a criação da cavidade da lesão, foi confeccionado um sólido com a exata geometria da lesão em forma de cunha que, em seguida, foi subtraído da estrutura dentária de esmalte e dentina. A LCNC foi padronizada, sendo 2,0mm de profundidade, 2,0mm de abertura e abrangendo toda a região no sentido mésio-distal. Procurando simular o procedimento restaurador na prática clínica, a confecção do volume do material restaurado foi realizada através de pontos e curvas, respeitando o perfil cervical, contudo sem a constrição da junção amelo-dentinária (Figura 3).

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados no formato STEP para o software ANSYS 12.0 (Ansys Workbench 12.0.1,PA, EUA). Neste software, as seguintes etapas foram realizadas: pré-processamento (inserção das propriedades

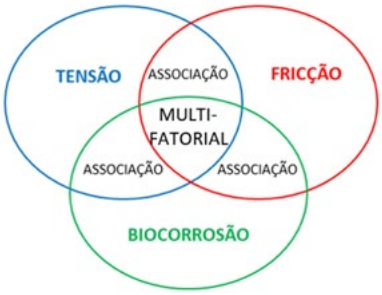

Figura 1 - Tríade do mecanismo da patodinâmica dos fatores etiológicos que originam e perpetuam a evolução das LCNCs (Adaptado de Grippo et al.[9], 2012)

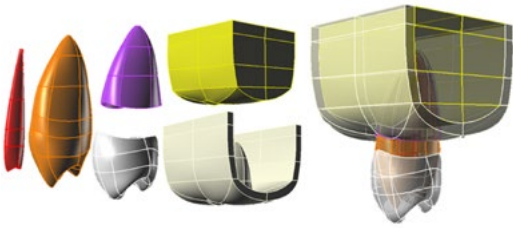

Figura 2 - Geração de modelo hígido baseado nos principais marcos anatômicos e com auxílio de ferramenta específica do programa (Superfícies NURBS)

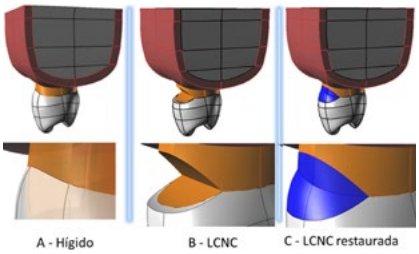

Figura 3 - A – Modelo hígido. B – Modelo com lesão cervical não cariosa não restaurado. C – LCNC restaurada com resina composta

mecânicas, definição dos volumes, definição do tipo de contato, malhagem e condição de contorno), processamento (cálculo dos dados) e pós-processamento (análise dos resultados de distribuição de tensão e deformação). Para esta análise inicial, todas as estruturas dentárias e material restaurador foram considerados homogêneos e com propriedades lineares e elásticas. Esmalte e dentina foram considerados estruturas ortotrópicas, enquanto as demais foram consideradas isotrópicas (Tabela 1)[23-26]. O volume correspondente a cada estrutura dentária foi malhada com elementos controlados e conectados, resultando em uma malha refinada, homogênea e congruente. Este processo envolve a divisão do sistema a ser estudado em um conjunto de pequenos elementos distintos definidos por nós. Elementos sólidos quadráticos e tetraédricos de 10 nós foram utilizados. Devido à interação entre as estruturas dentárias e as propriedades adesivas da resina composta, os contatos entre todas as estruturas foram definidos como perfeitamente unidos, sendo assim, os elementos da malha de estruturas adjacentes respeitavam esta conectividade. Para resultar em malha de excelente qualidade, foi realizado o teste de convergência de malha, iniciando com a malhagem automática do software e gradativamente decrescendo a dimensão do elemento. Para cada teste, foi gerado o resultado pelo critério de tensões equivalentes (Von Mises) e mensurado o maior valor de tensão localizado em dentina. A malha foi considerada satisfatória quando, mesmo com o decréscimo da dimensão do elemento, o valor máximo da tensão era similar aos imediatamente consequentes. O número e o tamanho de elementos gerados variaram dependendo dos diferentes volumes, sendo respeitada pela malhagem a geometria original (Figura 4).

A etapa de estabelecer as condições de contorno consiste no desenvolvimento de interações de restrição do grau de liberdade do elemento rígido e aplicação de força. Os modelos foram submetidos a dois tipos de carregamento de 150N aplicados em superfícies previamente definidas no software CAD. O carregamento axial (CA) foi aplicado distribuído igualmente em ambas às cúspides, com a resultante de 150N para o longo eixo, simulando uma distribuição homogênea dos contatos. O carregamento oblíquo (CO) foi aplicado na vertente triturante da cúspide palatina, com resultante de 150N à 45º em relação ao longo eixo do dente, sendo simulada uma interferência oclusal (Figura 5). A fixação dos modelos foi realizada nas superfícies da base e laterais dos ossos cortical e medular, de modo a impedir o deslocamento do modelo (Figura 5). Todos os grupos estão descritos na tabela 2.

Após a etapa de processamento dos dados, os resultados foram obtidos pelos critérios de Tensão Máxima Principal (todas as estruturas) e Tensão Mínima Principal (osso cortical, medular e ligamento periodontal) para análise da distribuição de tensão, mensurada em MPa, que apresentam certa distinção entre tração e compressão. O critério de Tensão Máxima Principal considera os valores positivos como sendo os maiores valores de tensão de tração e os valores negativos, como ausência de tração (principalmente compressão). O critério de Tensão Mínima Principal foi obtido somente com valores menores do que 0, pois assim, é possível visualizar os maiores valores de tensões compressivas. Devido ao fator em estudo "presença de LCNC" não influenciar no padrão da distribuição óssea, o periodonto foi avaliado por imagens somente de acordo com a variação do carregamento.

Tabela 1 - Propriedades ortotrópicas e isotrópicas das estruturas avaliadas

ESTRUTURAS ORTOTRÓPICAS (23)			
	Longitudinal	Transversal	Z
	Elastic Modulus (MPa)		
Esmalte	73,720	63,270	63,270
Dentina	17,070	5,610	5,610
	Shear coefficient (MPa)		
Esmalte	20,890	24,070	20,890
Dentina	1,700	6,000	1,700
	Poisson Ratio (v)		
Esmalte	0.23	0.45	0.23
Dentina	0.30	0.33	0.30
ESTRUTURAS ISOTRÓPICAS			
	Elastic Modulus (MPa)	Poisson Ratio (v)	
Polpa (25)	2.07	0.45	
Ligamento Periodontal (26)	68.9	0.45	
Osso cortical (24)	13,700	0.30	
Osso medular (24)	1,370	0.30	
Resina Composta (51)	22,0	0,27	

Tabela 2 - Modelos geradas de acordo com os fatores em estudo (característica cervical e tipo de carregamento)

CARACTERÍSTICA CERVICAL	TIPO DE CARREGAMENTO	ACRÔMIO
Hígido (H)	Axial	H-A
	Oblíquo Palatino	H-P
	Oblíquo Vestibular	H-V
LCNC Não Restaurada (LCNC)	Axial	LCNC-A
	Oblíquo Palatino	H-P
	Oblíquo Vestibular	H-V
LCNC Restaurada com Resina Composta (RC)	Axial	RC-A
	Oblíquo Palatino	H-P
	Oblíquo Vestibular	H-V

Figura 4 - Malha dos sólidos com elementos tetraédricos de 10 nós

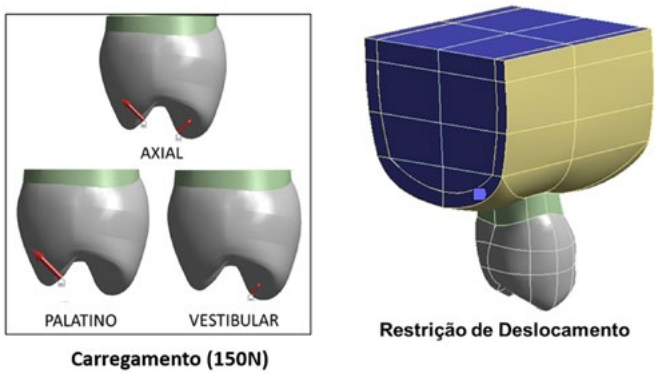

Figura 5 - Condição de contorno. Aplicação de carregamento axial (A), oblíquo palatino (B) e Vestibular (B). Restrição de deslocamento na área azul.

RESULTADOS

Os resultados são apresentados nas Figuras 6 e 7 para Tensão Máxima Principal e nas Figuras 8 e 9 para Tensão Mínima Principal.

Para os critérios analisados, os fatores em estudo presença de LCNC e tipo de contato oclusal influenciaram a distribuição de tensão nos modelos de pré-molar. A variação do carregamento oclusal mostrou grande diferença no padrão de distribuição de tensão, independente da presença de LCNC. Para o modelo hígido, o carregamento ao longo eixo do dente (H-A) resultou em uma distribuição de tensão harmônica em todas as estruturas dentárias. Já, quando submetido ao carregamento oblíquo na cúspide palatina (H-P), houve concentração de tensão de tração na região cervical vestibular, principalmente na junção amelo-cementária, chegando a 50,15 MPa. Ao contrário, quando o carregamento na vertente triturante da cúspide vestibular foi simulado (H-V), observa-se ausência de tensão de tração no terço cervical vestibular e presença de tração na cervical da face palatina (Figura 6).

A perda de estrutura dentária na região cervical (LCNC) foi fator relevante para alteração do padrão de distribuição das tensões, sendo mais acentuada nos carregamentos oblíquos. No modelo com a lesão simulada submetida ao carregamento axial (LCNC-A), observa-se leve concentração de tensão de compressão no fundo da lesão. Para o carregamento obliquo vestibular (LCNC-V) e palatino (LCNC-P) houve concentração de tensão de compressão e tração no fundo da LCNC, respectivamente (Figura 7). Independente do carregamento simulado, a substituição do tecido dentário perdido por restauração de resina composta promoveu comportamento biomecânico mais semelhante ao H do seu respectivo carregamento (Figura 6). O modelo restaurado submetido ao carregamento ao longo eixo apresenta padrão uniforme de distribuição de tensão.

Ao analisar a distribuição das tensões no periodonto, o contato oclusal axial promoveu tensões mais homogêneas (Figura 8). O maior acúmulo de tensão compressiva ocorreu no ponto de fulcro da crista óssea palatina para o carregamento palatino e na crista óssea vestibular para o carregamento vestibular. Ao analisar a intensidade da tensão da tábua óssea vestibular, o carregamento palatino foi simular ao axial. Já o carregamento vestibular apresentou maior concentração de compressão.

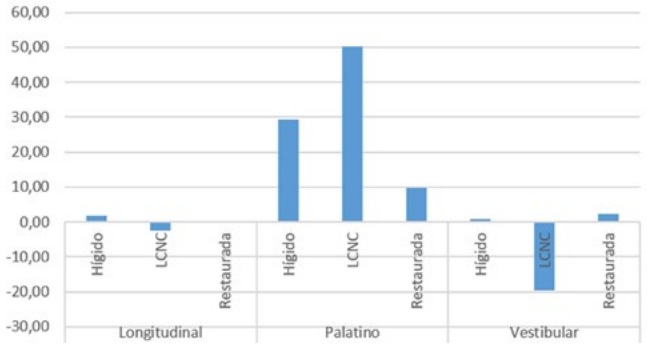

Figura 7 - Tensão máxima principal (MPa) para a região cervical/fundo da LCNC

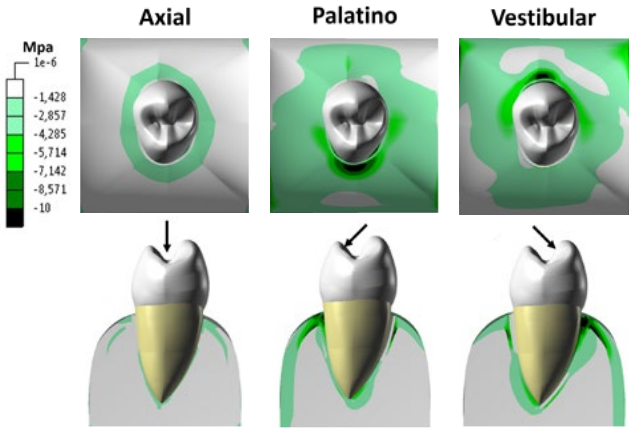

Figura 8 - Tensão mínima principal (MPa) para os tecidos ósseos

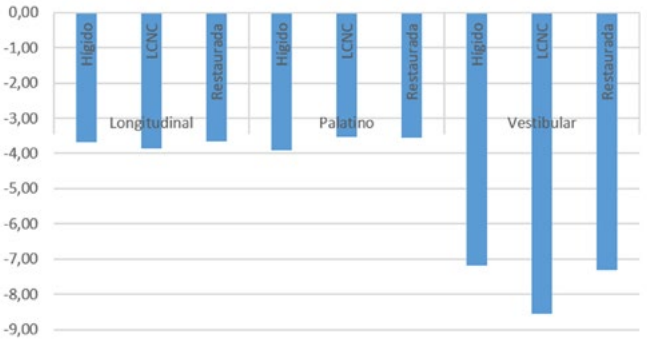

Figura 9 - Tensão mínima principal (MPa) para nó padronizado da tábua óssea vestibular

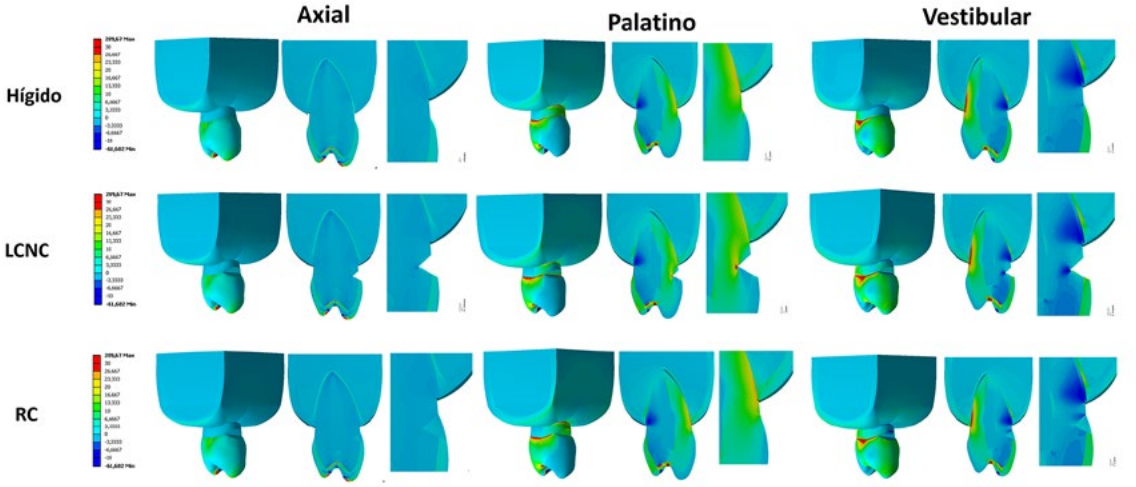

Figura 6 - Tensão máxima principal (MPa) para todas as estruturas dentárias

DISCUSSÃO

Em relação aos aspectos analisados no presente estudo, a hipótese nula foi rejeitada, pois a presença de LCNC e o tipo de carregamento influenciaram no comportamento biomecânico.

O resultado deste estudo demonstrou que a variação do carregamento oclusal foi o principal fator para alteração do padrão de distribuição de tensão. O carregamento oblíquo na vertente triturante da cúspide palatina produziu maiores valores de concentração de tensão de tração na região cervical vestibular, quando comparado com os demais carregamentos. Entretanto, o carregamento oblíquo na vertente da cúspide vestibular apresentou maior compressão da tábua óssea vestibular. Este fato correlaciona com diversos estudos que analisaram a variação do carregamento, seja no local da aplicação de carga[13,15,27-29], mostrando que o carregamento com resultante em direção oblíqua ao longo eixo do dente, combinado com hábitos parafuncionais e disfunção mandibulares estão relacionado ao diagnóstico da perda de estrutura dentária[29].

Apesar de alguns estudos constatarem que não há evidências científicas suficientes para correlacionar as LCNCs com fatores de risco oclusais[30,31], a ocorrência de uma oclusão com sobrecarga no elemento dentário é considerada um importante fator para a existência de LCNCs[32], possibilitando a falha inicial[13,33]. Quando o valor da tensão supera o limite elástico da estrutura, podem ocorrer o desenvolvimento e propagação de trincas e fissuras. Sendo assim, diferenciar qual o tipo de tensão predominante, as características e as propriedades das estruturas é essencial para interpretar os resultados do método de elementos finito[16,34]. Esmalte e dentina possuem os valores de resistência máxima à tração (10,3 MPa e 98,7 MPa, respectivamente) inferiores aos valores de resistência máxima à compressão tração (384,0 MPa e 297,0 MPa, respectivamente)[35], tornando estes tecidos muito mais susceptíveis ao desgaste cervical quando ocorre a concentração de tensão de tração. De acordo com os dados obtidos neste estudo, o contato oclusal na vertente triturante da cúspide palatina com resultante oblíqua seria muito mais danoso à estrutura dentária. Por isto, o ajuste oclusal visando à homogeneização dos contatos oclusais, a fim de resultar em uma oclusão equilibrada e com a resultante da força ao longo eixo do dente deve ser executada[36].

O mecanismo de tensão é inevitável e recorrente na cavidade oral. Em conjunto com os fatores biocorrosão e fricção, irão atuar para definir a origem e progressão das LCNCs e isto pode resultar em diferentes morfologias[7, 9]. A lesão em forma de cunha, por exemplo, é um padrão comum de LCNCs. Existe evidência de que até 100% dos dentes com LCNCs com morfologia em forma de cunha resulta de contato prematuro e forças não-axiais[37]. A tensão-biocorrosão refere-se à ação sinergista de ambos os fatores etiológicos e tem um importante papel no desenvolvimento e progressão das LCNCs; assim como em lesões cariosas em regiões de acúmulo de tensão[9]. A combinação da tensão com a biocorrosão pode promover mais danos do que quando os fatores atuam separadamente, não possuindo a cunha tão evidente.

Conceitos de anatomia e histologia são importantes para entender o motivo dos desgastes cervicais. Na região cervical, o esmalte é mais fino e possui os seus prismas orientados perpendicularmente ao longo eixo do dente, que resulta em um tecido até 3 vezes resistente e mais susceptível à fratura[23,38,39]. O mesmo vale para a dentina, que apesar de não ser mais fina no terço cervical, os túbulos dentinários estão localizados transversalmente ao eixo axial. Esta orientação, em conjunto com a maior densidade e diâmetro de túbulos dentinários promovem maior probabilidade de falha[23,38,40-42]. Por este motivo, as propriedades mecânicas de esmalte e dentina foram definidas como ortotrópicas, significando que o comportamento biomecânico destas estruturas é diferente para o plano horizontal (eixos X e Z) e plano vertical (eixo Y). A utilização da ortotropia permite simular com maior precisão a maior susceptibilidade de deformação de esmalte e dentina no terço cervical[23].

As forças oclusais recebidas pelos dentes são transmitidas para as estruturas de suporte periodontal, que amenizam e dissipam as tensões resultantes quando esta força apresentar resultante no longo eixo do dente. Nestes casos, o ligamento periodontal é submetido à tensão de compressão, e caso esta seja superior ao limite elástico, mediadores celulares serão ativados na região e induzem a reabsorção óssea na área de compressão do osso alveolar[43,44]. A perda óssea alveolar pode ser um fenômeno patológico ou relacionado à idade, sendo 0,017 mm ao ano considerado normal[45]. Entretanto, o fator mecânico pode contribuir para o aumento médio da perda óssea e recessão gengival. De acordo com este estudo, a recessão gengival vestibular está mais relacionada com o contato oblíquo na vertente palatina, pois este apresenta grande intensidade de compressão na tábua óssea vestibular. Devido à perda de inserção óssea e gengival, a região cervical irá apresentar maior área de cemento e dentina exposta para os outros fatores etiológicos das LCNCs, como abrasão da escova/dentifrício e especialmente agentes corrosivos.

O manejo de tratamento destas lesões não consiste somente na realização de protocolo restaurador repondo o tecido dentário desgastado, mas sim na abordagem de todos os fatores etiológicos da progressão desta patologia[7]. Apesar de vários estudos que descrevem e analisam procedimentos restauradores de LCNCs, a literatura é escassa em relação à análise de diferentes protocolos restauradores. Entretanto, existe um consenso que recomenda a utilização de materiais adesivos e com propriedades óticas semelhantes ao do dente[20]. Estes materiais, além da indicação estética, reduzem a hipersensibilidade dentinária e promove uma homogeneização do desequilíbrio do comportamento biomecânico[1,7,46-48]. A utilização de materiais restauradores com propriedades mecânicas discrepantes, sejam elas superiores ou inferiores, promoveram maior acúmulo de tensão e deformação na estrutura dentária[16]. A resina composta apresenta módulo de elasticidade muito próximo ao da dentina[49], que é o tecido dentário mais desgastado por esta patologia[50]. Ao analisar o campo de acúmulo de tensão para os modelos restaurados com este material, observa-se uma similaridade muito próxima ao do modelo hígido, independente dos carregamentos.

Além de causar prejuízo à estrutura dentária, o fator carregamento é responsável pelo aumento das tensões e deformações no material[16]. Os carregamentos oblíquos produziram maior concentração de tensão no material e, sendo o contato fora do longo eixo um dos fatores etiológicos para formação e progressão das LCNCs[9], caso este processo ocorra em ciclos poderá levar a falha da restauração[27,28]. Sendo assim, deve ser realizado o ajuste oclusal prévio para maior homogeneidade das tensões na região cervical e na interface dente/material restaurador[28]. Caso o contato oblíquo persista, ocorrerá o aumento da deformação do material restaurador, ocasionando prejuízo ao conjunto restauração/remanescente dentário[16].

CONCLUSÃO

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

1. O carregamento oblíquo é fator intensificador do padrão de distribuição de tensão e o carregamento axial apresentou maior harmonia da distribuição das tensões;
2. O contato oblíquo na cúspide palatina é fator potencializador para o desenvolvimento de LCNC na face vestibular e o contato oblíquo na cúspide palatina é fator potencializador para o desenvolvimento de recessão gengival na tábua óssea vestibular;
3. A presença de LCNC é um intensificador para o aumento da concentração de tensão e a restauração da LCNC com resina composta promove um comportamento biomecânico próximo ao hígido.

REFERÊNCIAS

01. 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.
02. Soares PV, Santos-Filho PC, Soares CJ, Faria VL, Naves MF, Michael JA, et al. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. Aust Dent J. 2013; 58(3): 306-14.
03. Verissimo C, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. J Prosthet Dent. 2014; 111(3): 234-246.
04. 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.
05. Teixeira DNR, Zeola LF, Machado AC, Gomes RR, Souza PG, Mendes DC, et al. Relationship between noncarious cervical lesions, cervical dentin hypersensitivity, gingival recession, and associated risk factors: a cross-sectional study. J Dent. 2018; 76: 93-97.
06. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. J Oral Rehabil. 2004; 31(2): 117-23.
07. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. Aust Dent J. 2009; 54(1): 2-8.
08. 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.
09. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. J Esthet Restor Dent. 2012; 24(1): 10-23.
10. Soares PV, Grippo JO. Noncarious Cervical Lesions and Cervical Dentin Hypersensitivity: Etiology, Diagnosis, and Treatment: Quintessence Pub Co; 2017.
11. Walter C, Kress E, Gotz H, Taylor K, Willershausen I, Zampelis A. The anatomy of non-carious cervical lesions. Clin Oral Investig. 2014; 18(1): 139-146.
12. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. J Esthet Dent. 1991; 3(1): 14-9.
13. 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.
14. Andreaus U, Colloca M, Iacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. Comput Methods Programs Biomed. 2011; 103(2): 61-73.
15. Soares PV, Souza LV, Veríssimo C, Zeola LF, Pereira AG, Santos-Filho PCF. Fernandes-Neto A. J. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. J Oral Rehabil. 2013; 41(2): 108–14.
16. Machado AC, Soares CJ, Reis BR, Bicalho AA, Raposo L, Soares PV. Stress-strain Analysis of Premolars With Non-carious Cervical Lesions: Influence of Restorative Material, Loading Direction and Mechanical Fatigue. Oper Dent. 2017; 42(3): 253-65.
17. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. Eur J Oral Sci. 2004; 112(4): 347-52.
18. Santamaria MP, Saito MT, Casati MZ, Nociti Junior FH, Sallum AW, Sallum EA. Gingival recession associated with noncarious cervical lesions: combined periodontal-restorative approach and the treatment of long-term esthetic complications. Gen Dent. 2012; 60(4): 306-11.
19. Pereira AG, Teixeira DN, Soares MP, Gonzaga RC, Fernandes-Neto AJ, Soares PV. Periodontal and Restorative Treatment of Gingival Recession Associated with Non-Carious Cervical Lesions: Case Study. J Int Acad Periodontol. 2016; 18(1): 16-22.
20. Kim SY, Lee KW, Seong SR, Lee MA, Lee IB, Son HH, et al. Two-year clinical effectiveness of adhesives and retention form on resin composite restorations of non-carious cervical lesions. Oper Dent. 2009; 34(5): 507-15.
21. Soares PV, de Almeida Milito G, Pereira FA, Reis BR, Soares CJ, de Sousa Menezes M, et al. Rapid prototyping and 3D-virtual models for operative dentistry education in Brazil. J Dent Educ. 2013; 77(3): 358-63.
22. Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvao AM, Montes TC, et al. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. Aust Dent J. 2015; 60(3): 309-16.
23. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. Dental materials. 2009; 25(1): 67-73.
24. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg Am. 1977; 59(7): 954-62.
25. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res. 1983; 62(2): 82-6.
26. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. J Biomed Mater Res. 1980; 14(1): 23-9.
27. Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. Dent Mater. 2007; 23(12): 1553-61.
28. Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture. Dent Mater. 2007; 23(12): 1562-9.
29. Brandini DA, Pedrini D, Panzarini SR, Benete IM, Trevisan CL. Clinical evaluation of the association of noncarious cervical lesions, parafunctional habits, and TMD diagnosis. Quint Int. 2012; 43(3): 255-62.

30. Silva AG, Martins CC, Zina LG, Moreira AN, Paiva SM, Pordeus IA, et al. The association between occlusal factors and noncarious cervical lesions: a systematic review. J Dent. 2013; 41(1): 9-16.
31. Senna P, Del Bel Cury A, Rosing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. J Oral Rehabil. 2012; 39(6): 450-62.
32. Brandini DA, Trevisan CL, Panzarini SR, Pedrini D. Clinical evaluation of the association between noncarious cervical lesions and occlusal forces. J Prosthet Dent. 2012; 108(5): 298-303.
33. 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.
34. Soares PV, Souza LV, Verissimo C, Zeola LF, Pereira AG, Santos-Filho PC, et al. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. J Oral Rehabil. 2014; 41(2): 108-14.
35. Versluis A, Versluis-Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? J Tenn Dent Assoc. 2011; 91(2): 36-42.
36. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. J Oral Rehabil. 2005; 32(7): 504-10.
37. Piotrowski BT, Gillette WB, Hancock EB. Examining the prevalence and characteristics of abfractionlike cervical lesions in a population of U.S. veterans. J Am Dent Assoc. 2001; 132(12): 1694-701.
38. Hariri I, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. Effects of structural orientation of enamel and dentine on light attenuation and local refractive index: an optical coherence tomography study. J Dent. 2012; 40(5): 387-96.
39. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. Dent Mater. 2004; 20(4): 322-9.
40. Arola DD, Reprogel RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. Biomat. 2006; 27(9): 2131-40.
41. Soares CJ, Castro CG, Neiva NA, Soares PV, Santos-Filho PC, Naves LZ, et al. Effect of gamma irradiation on ultimate tensile strength of enamel and dentin. J Dent Res. 2010; 89(2): 159-64.
42. Harran Ponce E, Canalda Sahli C, Vilar Fernandez JA. Study of dentinal tubule architecture of permanent upper premolars: evaluation by SEM. Aust Endod J. 2001; 27(2): 66-72.
43. Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis. Am J Orthod. 1969; 55(1): 12-22.
44. Heller IJ, Nanda R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. Am J Orthod. 1979; 75(3): 239-58.
45. Corn H, Marks MH. Basic biological concepts associated with adult orthodontics. In: Corn H, Marks MH, editors. Atlas of adult orthodontics. Philadelphia: Lea & Febiger; 1989. p. 7-56.
46. Chee B, Rickman LJ, Satterthwaite JD. Adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions: a systematic review. J Dent. 2012; 40(6): 443-52.
47. Fron H, Vergnes JN, Moussally C, Cazier S, Simon AL, Chieze JB, et al. Effectiveness of a new one-step self-etch adhesive in the restoration of non-carious cervical lesions: 2-year results of a randomized controlled practice-based study. Dent Mater. 2011; 27(3): 304-12.
48. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. Clin Oral Investig. 2012; 16(1): 129-37.
49. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. Dent Mater J. 2010; 29(3): 324-9.
50. Hur B, Kim HC, Park JK, Versluis A. Characteristics of non-carious cervical lesions--an ex vivo study using micro computed tomography. J Oral Rehabil. 2011; 38(6): 469-74.
51. Shinya A, Yokoyama D, Lassila LV, Vallittu PK. Three-dimensional finite element analysis of metal and FRC adhesive fixed dental prostheses. The Journal of adhesive dentistry. 2008; 10(5): 365-71.

ABSTRACT

Objective: to evaluate the biomechanical behavior of maxillary premolar with the presence of NCCL and submitted to three distinct occlusal loads, using the three-dimensional (3D) finite element analysis. Methods: nine three-dimensional elastic models were generated, with orthotropic and isotropic properties: Sound (H); Unrestored NCCL (NCCL) and NCCL restored with composite resin (RC); All models were submitted to three loads: Axial (A), Buccal (V) and Palataline (P). The loads intensity was 150 N and the displacement restriction was performed at the base and lateral of the cortical and medullary bones. The results were generated at maximum and minimum principal stress. Results: the axial loading presented more favorable stress pattern, independent of the characteristic of the cervical region. The palataline loading showed a greater concentration of tensile stress in the buccal cervical region and the buccal loading resulted in a higher compression stress in the buccal bone. The presence of NCCL was a relevant factor for increase concentration of stress in the cervical region. The simulation of the restoration with composite resin promoted a biomechanical behavior similar to that of the sound tooth. Conclusion that the palataline loading may be more associated with the presence of NCCLs and the vestibular with the presence of gingival recession. The occlusal adjustment and the restoration of NCCLs are indicated to produce the stress pattern more favorable for the dental remaining.

KEYWORDS: Dental Occlusion. Gingival Recession. Permanent Dental Restoration. Toothwear.

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Prof. Alexandre Coelho Machado
Av. Prof. José Inácio de Souza, s/nº - Bloco 6X - 1º andar – Campus Umuarama
Uberlândia - MG - CEP 38400-902
E-mail: alexandrecoelhomachado@gmail.com