



**Universidade do Estado do Rio de Janeiro**

Centro Biomédico

Faculdade de Odontologia

Alexandre Carvalho Teixeira

**Análise das tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior, em  
contato, através do método de elementos finitos**

Rio de Janeiro

2006

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Alexandre Carvalho Teixeira

**Análise das tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior, em contato, através  
do método de elementos finitos**



Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Periodontia.

Orientadores: Prof. Dr. Daniel de Moraes Telles

Prof. Dr. Rodolfo Luiz Martins Suanno

Rio de Janeiro

2006

CATALOGAÇÃO NA FONTE  
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

T266	<p>Teixeira, Alexandre Carvalho. Análise das tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior, em contato, através do método de elementos finitos / Alexandre Carvalho Teixeira. – 2006. 70 f.</p> <p>Orientadores: Daniel de Moraes Telles, Rodolfo Luiz Martins Suanno. Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Dentes - Mobilidade. 2. Dentes - Abrasão. 3. Periodontia. 4. Método dos elementos finitos (Odontologia). I. Telles, Daniel de Moraes. II. Suanno, Rodolfo Luiz Martins. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU 616.314</p>
------	--

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação.

---

Assinatura

---

Data

Alexandre Carvalho Teixeira

**Análise das tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior, em contato, através  
do método de elementos finitos**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Periodontia.

Aprovada em 22 de fevereiro de 2006.

Orientadores:

---

Prof. Dr. Daniel de Moraes Telles  
Faculdade de Odontologia da UERJ

---

Prof. Dr. Rodolfo Luiz Martins Suanno  
Faculdade de Engenharia da UERJ

Banca examinadora:

---

Prof. Dr. David Félix Balassiano  
Faculdade de Odontologia da UERJ

---

Prof. Dr. Luiz Carlos Santiago da Costa  
Faculdade de Odontologia da UFRJ

---

Prof. Dr. Francisco José da Cunha Pires Soeiro  
Faculdade de Engenharia da UERJ

Rio de Janeiro

2006

## DEDICATÓRIA

Àqueles que, mesmo na minha ausência, nunca deixaram de estar do meu lado, me amando, ajudando, torcendo, e me fortalecendo nos momentos difíceis, da forma simples e grandiosa como são.

Meu pai **Delson** , minha mãe **Eliana**, minha querida avó **Tereza** e meus avós **Aleixo, João e Marcionila** já não mais presentes.

Aos meus irmãos **Pedro** e **Nado**, pela amizade e pelo muito que representam para a minha felicidade.

## AGRADECIMENTOS

À **Deus**, pela vida, por tudo que tenho e pela Sua companhia sempre.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Daniel Telles**, pelo desprendimento e franqueza com os quais transmitiu seus conhecimentos. Serei sempre grato pela sua enorme influência em minha vida acadêmica e pela amizade e respeito que se constituiu.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Rodolfo Suanno**, pela atenção, e pela fundamental contribuição para a realização deste trabalho. Sua competência, seriedade e respeito ao aluno são exemplares.

Ao amigo e **Prof. Dr. Eduardo Veras**, pela sua dedicação e competência em todos os momentos do curso.

Ao amigo de fé, irmão camarada **Felipe Miguel Pinto Saliba**, pela parceria sincera e incondicional em todos os momentos. Agradeço a chance por tê-lo conhecido e por estar ao meu lado nessa caminhada.

Ao amigo e **Prof. Dr. David Félix Balassiano** pelo carinho, e pela oportunidade de estar ao lado da equipe de Prótese da F.O.UERJ. Seu profissionalismo e amor pela Odontologia devem servir de exemplo para todos nós.

À amiga e **Prof. Laura Sotello** pelo carinho e pelo incentivo a iniciar na vida acadêmica

Ao meu irmão mais velho **Prof. William Meirelles Frossard**, a quem me espelho profissionalmente. Obrigado por todo apoio, incentivo e privilégio de estar ao seu lado.

Ao meu irmão dentista **Dr. Leonardo Jorge Carvalho Teixeira**, pela compreensão e pelo suporte físico e emocional nessa minha importante conquista. Obrigado por estar ao meu lado.

À minha amiga **Dra. Liliana Sabrosa**, pela ajuda, torcida e por tudo que significa para mim.

Ao amigo **Dr. Luís Amêndola** e **Prof. Gustavo Lacerda** pela ajuda decisiva nos primeiros momentos da minha carreira.

Aos professores e amigos, **Dra. Ângela Vidal, Dra. Olívia Albertina Fraga, Dr. Arthur Bessone e Dr. João Portela**, pelo tratamento fraternal, respeito e apoio durante essa jornada.

Aos amigos e professores, **Dr. Luís Ângelo, Dr. Ricardo Aguilar e Dr. Sandro Bonn**, pela satisfação de poder dividir muitas das minhas horas de trabalho com vocês. Obrigado pela ajuda e suporte durante o meu período de curso.

À amiga **Helda**, obrigado pelo estímulo e ajuda na realização deste trabalho.

## RESUMO

TEIXEIRA, Alexandre Carvalho. **Análise das tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior, em contato, através do método de elementos finitos**. 2006. 70 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2006.

As lesões cervicais não cariosas foram, durante muito tempo, atribuídas à abrasão causada pela escovação dental, e/ou por processos erosivos. Teorias biomecânicas consideram a possibilidade de que concentrações de tensões na região cervical, causadas pela flexão de cúspides, poderiam contribuir, associadas a outros fatores clínicos, para o desenvolvimento dessas lesões chamadas de abfração. O presente trabalho pretende através do método de elementos finitos, utilizando o programa ANSYS versão 8.1, analisar a distribuição de tensões na região cervical de modelos bidimensionais parametrizados dos primeiros pré-molares superior e inferior quando estes são colocados em contatos cêntrico e excêntricos no plano frontal, sob uma carga de 1 N. Para simulação da diminuição da mobilidade do ligamento periodontal sob cargas de impacto, o valor real do seu módulo de elasticidade foi aumentado para o correspondente ao do osso esponjoso e ao do osso cortical. Os resultados permitiram concluir que, de uma maneira geral, nas posições excêntricas, os dentes se flexionam e tensões de tração ocorrem na região cervical oposta ao contato com valores compatíveis para formação das lesões. Na posição cêntrica, as tensões de tração se manifestam mais na região da fossa central de ambos os dentes e na cervical do pré-molar inferior. A simulação da diminuição da mobilidade dentária sob cargas de impacto reduziu o valor das tensões de tração, em todas as regiões analisadas, na ordem de 33% para o pré-molar superior e 66% para o inferior, mas não alterou seu padrão de distribuição.

Palavras-chave: Análise de elemento finito. Mobilidade dentária. Lesões cervicais não cariosas.

## ABSTRACT

Non carious cervical lesions were often attributed to toothbrush abrasion and/or erosive process. Biomechanical theories consider that stress concentration in the cervical area, caused by cuspal flexure, may contribute, associated to other clinical factors for the development of the lesion called abfraction. The aim of this finite element study, using the ANSYS version 8.1, is to analyze the stress distribution in the cervical region of superior and inferior premolars' bidimensional models. Contacts in centric and eccentric positions were reproduced under a 1 N load. To simulate tooth mobility reduction under impact loads, the elastic modulus of the periodontal ligament was increased to reach the corresponding ones of the alveolar and cortical bone. The results showed that, in eccentric positions, teeth bend and tensile stress are generated at the cervical region opposed to the contact side, justifying the possibility to initiation of the lesion. In centric position, tensile stress occurred on both teeth at the central fossae and at the buccal cervical area of the inferior premolar. The simulation of tooth mobility reduction under impact loads diminished the tensile stress value, at all of the analyzed positions, in a rate of 33% and 66% respectively to superior and inferior premolars.

Keywords: Finite element analysis. Tooth mobility. Non carious cervical lesion.

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Medidas básicas (em mm) no pré-molar superior e inferior.....	36
Quadro 2 – Medidas adicionais (em mm) para os pré-molares superior e inferior.....	37
Quadro 3 – Medidas obtidas por relações matemáticas para o pré-molar superior.....	38
Quadro 4 – Dimensões internas (em mm) estimadas para o pré-molar superior.....	39
Quadro 5 – Dimensões interna (em mm) no pré-molar inferior.....	40
Quadro 6 – Propriedades elásticas dos materiais.....	45

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Medidas básicas no pré-molar superior e inferior.....	37
Figura 2 –	Medidas adicionais para os pré-molares superior e inferior.....	38
Figura 3 –	Medidas obtidas por relações matemáticas para o pré-molar superior....	39
Figura 4 –	Dimensões internas estimadas para o pré-molar superior.....	40
Figura 5 –	Dimensões do osso esponjoso e cortical do pré-molar.....	41
Figura 6 –	Prompt do modelo.....	42
Figura 7 –	Áreas representando os tecidos: esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso.....	42
Figura 8 –	Sistema local elíptico – pré-molar superior e inferior.....	44
Figura 9 –	Malha de elementos finitos gerada com engastamento superior e carregamento na base do osso inferior.....	44
Figura 10 –	Limites da defasagem da análise de contato (trajetória de contato) entre os primeiros pré-molares superior e inferior.....	47
Figura 11 –	Trajetoárias horizontais de análise de tensão, no esmalte, para o pré-molar superior e inferior.....	48
Figura 12 –	Distribuição das tensões normais nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado não-trabalho.....	50
Figura 13 –	Distribuição das tensões de von Mises nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado não-trabalho.....	50
Figura 14 –	Distribuição das tensões normais nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – posição cêntrica.....	51
Figura 15 –	Distribuição das tensões von Mises nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – posição cêntrica.....	52
Figura 16 –	Distribuição das tensões normais nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado trabalho.....	53

Figura 17 –	Distribuição das tensões de von Mises nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado trabalho.....	53
Figura 18 –	Tensões normais $\sigma_y$ no pré-molar superior – face vestibular – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.....	54
Figura 19 –	Tensões normais $\sigma_y$ no pré-molar superior – face palatina – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.....	55
Figura 20 –	Tensões normais $\sigma_y$ no pré-molar inferior – face vestibular – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.....	56
Figura 21 –	Tensões normais $\sigma_y$ no pré-molar inferior – face lingual – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.....	57

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Valores máximos de tensões de tração $\sigma_y$ para carregamento de 1 N nas seqüências 1, 2 e 3 e percentual de diminuição das tensões em relação à seqüência 1.....	58
Tabela 2 –	Valores máximos de tensões de tração $\sigma_y$ para carregamento de 500 N nas seqüências 1, 2 e 3.....	58

## SUMÁRIO

	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	15
1	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	17
1.1	<b>Como é o comportamento do ligamento periodontal frente às cargas oclusais?</b> .....	17
1.2	<b>Lesões cervicais não cariosas</b> .....	19
1.3	<b>Análise de tensões das estruturas dentárias através do Método de Elementos Finitos (MEF)</b> .....	26
2	<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	35
3	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	36
3.1	<b>Descrição dos modelos individuais</b> .....	36
3.1.1	<u>Geometria Básica dos Elementos Dentários Estudados</u> .....	36
3.1.1.1	Parâmetros Propostos.....	36
3.1.1.2	Medidas Adicionais.....	37
3.1.1.3	Relações Matemáticas.....	38
3.1.1.4	Dimensões Internas (Anatomia Interna).....	39
3.1.1.5	Rotina Parametrizada de Geração da Geometria.....	41
3.1.2	<u>Ortotropia</u> .....	43
3.1.3	<u>Condições de Contorno</u> .....	44
3.1.4	<u>Propriedades Mecânicas das Estruturas Modeladas</u> .....	45
3.2	<b>Distribuição de Tensões</b> .....	48
4	<b>RESULTADOS</b> .....	49
4.1	<b>Análise das Tensões Normais e de von Mises no Esmalte nas Três Situações de Contato Para Carregamento de 1 N</b> .....	49

4.1.1	<u>Posição Excêntrica Lado de Não-Trabalho</u> .....	49
4.1.2	<u>Posição Centrica</u> .....	51
4.1.3	<u>Posição Excêntrica Lado de Trabalho</u> .....	52
4.2	<b>Comparação das Tensões Normais <math>\sigma_Y</math> entre os Modelos com Diferentes Módulos de Elasticidade do Ligamento Periodontal para 1N de Carga</b> .....	54
4.2.1	<u>Tensão Normal <math>\sigma_Y</math> na Face Vestibular do Pré-Molar Superior</u> .....	54
4.2.2	<u>Tensão Normal <math>\sigma_Y</math> na Face Palatina do Pré-Molar Superior</u> .....	55
4.2.3	<u>Tensão Normal <math>\sigma_Y</math> na Face Vestibular do Pré-Molar Inferior</u> .....	56
4.2.4	<u>Tensão Normal <math>\sigma_Y</math> na Face Lingual do Pré-Molar Inferior</u> .....	57
5	<b>DISCUSSÃO</b> .....	59
6	<b>CONCLUSÃO</b> .....	67
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	68

## INTRODUÇÃO

A perda de estrutura dentária na região cervical ou lesões cervicais não-cariosas foram, durante muito tempo, atribuídas à abrasão causada pela escovação dental, e/ou por processos erosivos. Essas lesões afetam a estrutura dentária e podem, dependendo de suas magnitudes, comprometer a estética, a resistência à flexão do dente e estar associadas à hipersensibilidade dentinária<sup>6, 12</sup>. Teorias biomecânicas consideram a possibilidade de que concentrações de tensões na região cervical, causadas pela flexão de cúspides, poderiam contribuir, associadas a outros fatores clínicos, para o desenvolvimento dessas lesões. Quando submetido às cargas oclusais, o dente se flexionaria e tensões de tração e compressão seriam geradas na região cervical em uma direção perpendicular à carga inicialmente aplicada. Essas tensões geradas na região cervical poderiam causar falhas ou fissuras na união entre os cristais de hidroxiapatita do esmalte, e explicar o mecanismo de aparecimento dessa lesão denominada por GRIPPO (1991), abfração<sup>12, 19</sup>.

Clinicamente, as lesões de abfração são caracterizadas por defeitos em forma de cunha, encontradas na região cervical e mais comumente na vestibular dos dentes. Podem ou não ter uma localização subgingival e afetam, em maior prevalência, os primeiros pré-molares seguidos dos segundos pré-molares e primeiros molares<sup>1</sup>. A prevalência de lesões cervicais, sem levar em consideração o agente causal ou a forma destas lesões, pode variar de 27 a 85 % dos indivíduos<sup>21</sup>. Estas lesões parecem se tornar mais comuns em faixas etárias mais avançadas, apresentando-se em maior número e com maior severidade, mostrando que com o tempo, os fatores causais ou o somatório destes parecem ser mais significantes<sup>1, 39</sup>.

O método de elementos finitos tem se mostrado eficaz na resolução de problemas da mecânica de estruturas e vem sendo cada vez mais utilizado em Odontologia, dentro de suas diversas especialidades. Estudos prévios de abfração, realizados através deste método, analisam a concentração de tensões na área cervical a partir de cargas aplicadas em diferentes pontos simulando contatos oclusais<sup>20, 25, 26, 28</sup>. A literatura carece de trabalhos em que o comportamento biomecânico dos dentes posteriores é analisado em uma condição mais realística através da simulação de contato entre elementos dentários antagônicos durante a máxima intercuspidação habitual, e em movimentos excursivos de trabalho e não trabalho<sup>23</sup>.

Do ponto de vista puramente biomecânico, a mobilidade dentária por si só, não é tão importante quanto à distribuição de tensões propiciadas pelo efeito amortecedor e resiliente do ligamento periodontal<sup>29</sup>. Existem evidências na literatura sobre a significativa diminuição da mobilidade dentária frente às cargas de impacto, geradas em atividades oclusais funcionais ou parafuncionais, que poderia modificar a distribuição de tensões na estrutura dentária<sup>15</sup>.

A compreensão da etiologia das lesões cervicais não cariosas é importante para prevenção de futuras lesões e interrupção da progressão das já presentes, uma vez que o tratamento dessas lesões se torna ineficiente a longo prazo, caso não haja a eliminação do agente causal<sup>5</sup>.

Dessa forma, evidenciar a influência que os padrões de contatos oclusais e a mobilidade dentária exercem na distribuição das tensões no órgão dentário, poderá ser de grande valor no processo de construção das bases científicas que nos permita entender a etiologia desta ainda misteriosa e curiosa entidade patológica.

## 1 REVISÃO DE LITERATURA

### 1.1 Como é o comportamento do ligamento periodontal frente às cargas oclusais?

MÜHLEMANN<sup>24</sup>, em 1967, identificou uma série de fatores que influenciam a mobilidade dentária, como: a largura do ligamento periodontal e suas propriedades físicas, a forma, comprimento e número das raízes, a posição do dente no arco e a amplitude, direção e natureza das forças aplicadas. O autor registrou, através de dispositivos mecânicos e eletrônicos, o deslocamento lábio-linguo-labial da coroa de elementos dentários submetida a cargas quasistáticas (forças que atuam no dente gradativamente pelo período de segundos) horizontais crescentes. O autor observou uma distinção nítida entre uma fase de deslocamento dentário inicial, correspondente ao deslocamento intra-alveolar da raiz pela deformação viscoelástica do ligamento periodontal frente às cargas de até 1 N, e uma outra fase de deslocamento dentário secundário associado à deformação elástica das paredes do alvéolo dentário por cargas de maior magnitude. O estudo demonstrou também que dentes anquilosados apresentavam uma menor mobilidade que dentes normais pelo fato de não permitirem o deslocamento intra-alveolar inicial.

No ano de 1971, KÖRBER<sup>15</sup> realizou um trabalho no qual foram medidos os deslocamentos de incisivos superiores de 25 estudantes de odontologia do sexo masculino, submetidos a diversos tipos de força. Ele observou que quanto maior a velocidade de aplicação de força, maior era a força necessária para produzir o mesmo nível de deslocamento

de um dente. Em alta velocidade, a resistência ao deslocamento da membrana periodontal aumenta e, sob certos níveis de cargas e certos padrões de impulsos, o dente não se movimenta no alvéolo. Para as velocidades de aplicação de força de 500 g/2s, 500 g/1s e 500 g/0,25s o deslocamento foi respectivamente 58  $\mu\text{m}$ , 36  $\mu\text{m}$  e 7,2  $\mu\text{m}$ . Concluiu também que, apesar de sob cargas de impacto o dente praticamente não se movimentar, ele se deformaria elasticamente e sua coroa oscilaria com uma frequência de 1500 a 2000 Hz (Hertz - ciclos por segundo). Entretanto, somente uma ou duas oscilações (1,0 a 2,0 Hz) são registradas devido à significativa característica de amortecimento do ligamento periodontal.

DE LONG e DOUGLAS<sup>8</sup>, no ano de 1983, relataram que para a simulação de um adequado ambiente oral artificial deveriam ser consideradas três condições básicas: primeira, a saliva artificial deveria ser reproduzida para interagir com o objeto de estudo; segunda, as condições de temperatura, ventilação e umidade deveriam ser controladas para mimetizar a realidade; e finalmente, as forças e os movimentos encontrados durante a mastigação deveriam ser duplicados. Os autores desenvolveram um sistema que reproduzia de maneira bastante precisa o movimento e as forças mastigatórias, concluindo que forças variando de 9 a 180 N e com uma duração de 0,25s a 0,33s devem ser utilizadas para a reprodução de uma condição fisiológica.

RICHTER<sup>29</sup> em 1995, introduziu uma nova técnica para medir as cargas oclusais aplicadas em implantes e dentes, onde transdutores eram colocados diretamente sobre estes e, dessa forma, nenhuma alteração de dimensão vertical era gerada. Durante a mastigação, as cargas verticais máximas recebidas pelos implantes variaram de 60 a 120 N e pelos molares e pré-molares de 120 a 150 N para cada dente isoladamente. A atividade de apertamento em oclusão cêntrica causou valores de força de aproximadamente 50 N, tanto para os implantes

quanto para os dentes naturais. Velocidade máxima de aplicação de carga de 500 N/seg para os implantes e de 400 N/seg para dentes naturais foram registradas e caracterizadas como cargas de impacto, as quais suprimem a fase inicial de resiliência do ligamento periodontal e diminuem significativamente a mobilidade dentária.

Também em 1995, ROSENBERG et al<sup>30</sup> afirmaram que a estabilidade de um dente depende da resistência de suas estruturas de suporte e da característica das forças direcionadas contra este. O relacionamento entre mobilidade dentária e as características de amortecimento do ligamento periodontal foi investigado através do uso do periodontômetro de Mühlemann e do Periotest, respectivamente. Segundo os autores, pelo fato do Periotest utilizar cargas repetidas e de impacto, se constitui num bom método para acessar as características de amortecimento do ligamento periodontal em dentes com suporte periodontal íntegro. Nos dentes que apresentavam algum grau de mobilidade, uma melhor correlação aparecia entre as duas medições, devido ao fato do maior valor registrado no Periotest ser relativo à mobilidade dentária e não ao amortecimento do ligamento. Além disso, uma melhor correlação para forças maiores que 1,0 N indicou que a característica de amortecimento do ligamento periodontal, examinada pelo método do Periotest, estaria relacionada com o movimento dentário secundário.

## 1.2 Lesões cervicais não cariosas

BOWEN e RODRIGUEZ<sup>4</sup>, em 1962, estudaram a resistência à tração e compressão e o módulo de elasticidade das estruturas dentais e concluíram que o esmalte dentário possui uma resistência à tração muito menor que a dentina. Os valores médios encontrados para a

resistência à tração e compressão do esmalte humano foi de 10,34 MPa e 262 MPa e para a dentina de 41,4 MPa e 297 MPa, respectivamente.

LEE e EAKLE<sup>19</sup>, em 1984, propuseram a hipótese de que tensões de tração estariam relacionadas à etiologia das erosões cervicais idiopáticas em dentes humanos. Relataram que, quando a oclusão não era ideal, forças laterais causariam flexão na estrutura dentária e as tensões de tração geradas na região cervical levariam à ruptura das ligações químicas das estruturas cristalinas do esmalte e dentina. Sugeriram que a estrutura dentária alterada seria mais susceptível à dissolução química e à abrasão resultando no desenvolvimento das típicas lesões cervicais em forma de cunha.

Segundo LECOMTE e DAWES<sup>18</sup>, fluidos que naturalmente contenham agentes erosivos, como suco de frutas, são removidos das regiões palatinas dos dentes seis vezes mais rapidamente que das regiões vestibulares devido à influência do fluxo salivar.

Em 1991, GRIPPO<sup>12</sup> propôs o termo abfração para ser adicionado à classificação das formas de perda de estrutura dentária não cariiosa. Segundo autor, essa perda patológica de estrutura dentária seria devido à flexão e fadiga do esmalte e dentina localizados distante do ponto de aplicação da carga. O efeito dessas forças atuando durante atividades estáticas (deglutição e apertamento) e cíclicas (mastigação), seria governado pela direção, magnitude, frequência, duração e localização das mesmas e, inevitavelmente presente, todas as vezes que os dentes se contactam. O autor ainda descreveu e individualizou vários tipos de abfração que podem ocorrer no esmalte e dentina.

BRAEM, LAMBRECHTS e VANHERLE<sup>5</sup>, em 1992, procuraram avaliar o potencial das tensões de tração no desenvolvimento de lesões cervicais em forma de cunha (angular). Réplicas em resina de lesões cervicais não cariosas foram tratadas com uma fina camada de 400 Å de ouro e posteriormente, analisadas em estereomicroscópio e em microscópio eletrônico de varredura. Os autores observaram que as réplicas refletiam diferentes estágios de alterações cervicais induzidas por tensões. O estágio inicial seria caracterizado por um padrão de alteração superficial em forma de onda ou corrugado. Após o enfraquecimento e remoção do esmalte por processos externos, a lesão progrediria pela dentina. Os autores concordam que as lesões cervicais podem ser causadas por agentes químicos (erosão), por escovação traumática dos dentes (abrasão) ou por tensões oclusais. Estes fatores atuam isolados ou interagindo entre si. Finalmente concluíram haver evidências da possibilidade de influência primária das tensões de tração na etiologia das lesões cervicais não cariosas, principalmente quando estas se localizavam subgengivalmente.

LEVITCH et al<sup>21</sup>, em 1994, citaram em seus estudos que os fatores mais comuns na etiologia das lesões cervicais não cariosas eram a erosão, a abrasão e a flexão dentária. Revisaram as evidências que cada um desses fatores teriam no desenvolvimento dessas lesões e verificaram que eram mais comumente observadas ao nível da junção cemento esmalte da superfície vestibular dos dentes e que sua prevalência variava de 27 a 85% dos indivíduos.

SPRANGER<sup>36</sup>, em 1995, em uma abordagem sobre a origem das lesões cervicais angulares discutiu o caráter multifatorial da etiologia desses defeitos. Características morfológicas e microecológicas da região cervical, hábitos inadequados de higiene oral e tensões trativas induzidas pela flexão do elemento dentário foram considerados e explorados, sugerindo que esses aspectos estariam relacionados às chamadas lesões angulares. Relatou

ainda, que devido à alta significância dos fatores funcionais o tratamento precoce dessas lesões deveria buscar a redução da flexão e compressão da estrutura do dente através do ajuste oclusal.

TELLES<sup>38</sup> estudou a prevalência de lesões cervicais não cariosas em 48 estudantes de odontologia com idades variando entre 16 e 24 anos e verificou sua relação com alguns aspectos oclusais. Os resultados indicaram que dos indivíduos estudados, 25 apresentaram pelo menos um dente com a lesão, e que esta ocorreu predominantemente na face vestibular dos dentes atingidos. Os dentes mais atingidos foram os primeiros molares inferiores (21,3%); seguidos dos primeiros molares superiores (16,0%); dos primeiros pré-molares superiores (12,8%) e primeiros e segundos pré-molares inferiores (11,7%). O autor encontrou uma associação positiva entre lesões cervicais não cariosas e a presença das facetas de desgaste. Fatores como sexo, hábitos parafuncionais, mastigação unilateral, tratamento ortodôntico e tensão emocional não interferiram na presença dessas lesões.

WHITEHEAD, WILSON e WATTS<sup>42</sup>, em 1999, relataram o que seria a primeira produção *in vitro* de lesões cervicais não cariosas em forma de cunha. Cem pré-molares superiores extraídos e previamente selecionados foram aleatoriamente divididos em dois grupos de 50. No primeiro grupo os dentes receberam uma carga axial de 670 N enquanto imersos em uma solução aquosa de ácido sulfúrico a 10% durante 5 dias e, posteriormente banhados em água durante 7 dias. No segundo grupo os dentes somente permaneceram imersos na solução ácida e nenhuma carga foi aplicada. Os autores estudavam a “corrosão sob tensão” do esmalte dental e incidentalmente encontraram lesões cervicais com características similares as encontradas nas lesões *in vivo* em 8% dos dentes que receberam carga enquanto imersos na solução ácida (grupo I, n = 50). Lesões cervicais não foram encontradas nos pré-

molares que somente permaneceram imersos na solução ácida sem aplicação de carga. A baixa taxa de lesões produzidas, (8%) sugeriu que o simples modelo “tensão + ácido” é incorreto e que outros fatores deveriam influenciar na iniciação e no desenvolvimento dessa patologia. Concluíram que, apesar de certos níveis de tensões atuando em um ambiente ácido (“corrosão sob tensão”), poderem mediar de alguma forma as lesões cervicais não cariosas, *in vivo*, a etiologia e progressão dessas lesões é multifatorial.

COLEMAN, GRIPPO e KINDERKNECHT<sup>6</sup>, no ano de 2000, realizaram um estudo retrospectivo onde foi avaliada a associação entre a hipersensibilidade dentinária cervical e a presença de lesões de abfração. As localizações primárias para a hipersensibilidade cervical e lesões de abfração foram as superfícies vestibulares dos dentes posteriores. Os autores encontraram uma associação positiva entre hipersensibilidade dentinária cervical e lesões de abfração.

Em um segundo trabalho, já no ano de 2000, TELLES<sup>39</sup> estudou a incidência de lesões cervicais não cariosas por um período de 3 anos em 40 estudantes de odontologia com idades variando entre 16 e 22 anos para verificar sua relação com aspectos oclusais. O autor encontrou relação entre essas lesões cervicais e a presença de facetas de desgaste em 86,8% dos dentes. Os primeiros molares inferiores, os primeiros pré-molares inferiores e os segundos pré-molares inferiores foram os dentes mais atingidos pela ocorrência das lesões.

BORCIC et al<sup>2</sup>, em 2004, estudaram a prevalência e a severidade de lesões cervicais não cariosas na população da cidade de Rijeka, Croácia. Foram estudados 18.555 dentes permanentes utilizando o índice de desgaste dentário (IDD) proposto por SMITH e KNIGHT<sup>34</sup>, que quantifica a perda de estrutura dentária na região cervical entre 1 (mínima

perda de contorno) a 4 (profundidade maior que 2,0 mm). Os pré-molares inferiores foram os dentes que mais apresentaram lesões cervicais não cariosas e também os níveis mais altos de IDD, indicando maior severidade das lesões. O IDD mais freqüente foi 1 e a prevalência e severidade das lesões aumentaram com a idade.

LINTOJUA et al<sup>22</sup> submeteram pares de pré-molares superiores e inferiores (extraídos de um mesmo paciente por razões ortodônticas) a um carregamento cíclico, em uma máquina fabricada exclusivamente para este estudo. Em uma primeira fase um dente de cada par era submetido a cargas verticais e simulação de escovação dentária, enquanto o outro dente do par funcionava como grupo controle sendo submetido somente à escovação dentária. Em uma segunda fase, usou-se a mesma metodologia, porém com a aplicação de cargas oblíquas. Os autores concluíram que os dentes submetidos à carga axial tiveram perda de estrutura dentária significativamente menor que o grupo controle ( $p < 0.02$ ). Entretanto os dentes submetidos a cargas não axiais não tiveram diferença significativa ( $p = 0.80$ ) em relação a seus grupos controle. A microscopia óptica e a microscopia eletrônica de varredura não revelaram diferenças significativas de morfologia entre os pares. Finalizam sugerindo que a aplicação de cargas oclusais não necessariamente desempenham um papel significativo na progressão de desgaste dentário cervical comumente chamado de abfração.

ESTAFAN et al<sup>9</sup>, em 2005, avaliaram o relacionamento entre facetas de desgaste e algumas considerações oclusais com lesões cervicais não cariosas de 299 estudantes de Odontologia que tiveram seus modelos montados em articuladores semi-ajustáveis. Os autores concluíram não haver correlação entre facetas de desgaste, presença de contatos posteriores em excursões mandibulares, esquema de desoclusão, presença e extensão das restaurações, mordida cruzada, relação de mordida aberta, classificação de Angle ou presença

de tórus mandibular ou palatino e a presença de lesões cervicais não cariosas na população estudada. Devido a falta de correlação entre os fatores estudados, também foi concluído que o ajuste oclusal como modalidade preventiva e terapêutica para as lesões cervicais não cariosas não pode ser justificada.

No ano 2006, BERNHARDT et al<sup>1</sup> procuraram determinar os indicadores de risco na etiologia das abfrações em 2707 indivíduos com idade variando entre 20 e 59 anos. O estudo consistiu de parâmetros como exame médico, exame clínico dentário, incluindo uma análise funcional, entrevista e questionário. As variáveis pesquisadas para uma possível associação com a ocorrência de abfrações foram: restaurações, extrusão dentária, dentes girados ou inclinados, desgaste oclusal, recessão gengival, padrão da dinâmica oclusal em lateralidade e protrusão, bruxismo, frequência de escovação dental, ingestão de suco de frutas, idade e sexo. Os autores encontraram, associação entre abfração e as seguintes variáveis independentes: recessão gengival vestibular, facetas de desgaste oclusais, dentes inclinados ou mal posicionados, restaurações *inlays* e frequência de escovação dentária. Concluíram também que as abfrações ocorrem em adultos jovens, mas o risco em desenvolver tais lesões aumenta com a idade. Os primeiros pré-molares seguidos dos segundos pré-molares foram os dentes com maior risco estimado em desenvolver abfração.

### 1.3 Análise de tensões das estruturas dentárias através do Método de Elementos Finitos (MEF)

KITOH, SUETSUGU e MURAKAMI<sup>14</sup>, em 1977, analisaram o comportamento mecânico do dente, ligamento periodontal e osso mandibular através do método de elementos finitos bidimensional, a fim de avaliar qual propriedade mecânica, módulo de elasticidade ou coeficiente de Poisson, exerceria mais influência na característica de suporte do elemento dentário. Para isso, em uma primeira modelagem do ligamento periodontal, os autores mantiveram constante o coeficiente de Poisson em 0,499 e variaram o módulo de elasticidade; na segunda, o módulo de elasticidade do ligamento periodontal foi mantido em 0,18 Kg/mm e variado o seu coeficiente de Poisson. Uma carga horizontal de 0,04 Kg e de direção vestibulo-lingual foi aplicada na cúspide vestibular de um primeiro pré-molar inferior. O estudo teve ainda a intenção de investigar as características de deslocamento e o padrão de distribuição de tensões no ligamento periodontal e no osso mandibular. Os autores concluíram que o coeficiente de Poisson exerceu mais influência nos deslocamentos do ligamento periodontal que o módulo de elasticidade e, portanto, nas características de suporte do dente. Também sugeriram que o método de elementos finitos é melhor para simulação de modelos do corpo humano e para a avaliação da distribuição das tensões internas e do deslocamento da estrutura estudada quando comparado à fotoelasticidade e ao extensômetro elétrico (“strain gauge”).

GOEL et al<sup>11</sup>, no ano de 1991, estudaram se a alteração de contorno da junção esmalte dentina (JED) no terço oclusal da cúspide vestibular de um primeiro pré-molar superior exerceria influência no padrão e na magnitude das tensões na região cervical desse elemento, o que poderia contribuir para o surgimento de lesões cervicais cariosas ou não cariosas. Através do MEF tridimensional, e sem a modelagem do ligamento periodontal, uma carga de

170 N foi aplicada na superfície oclusal e as tensões normais (compressão e tração) e as tensões de cisalhamento computadas. Os autores verificaram que a espessura do esmalte e o contorno da JED alteraram de forma significativa a magnitude das tensões normais e cisalhantes no esmalte cervical. Sugeriram, ainda, que devido ao intertravamento mecânico entre esmalte e dentina ser mais fraco na região cervical, esta seria mais susceptível à falhas, e portanto ao desenvolvimento de lesões cervicais cariosas ou não.

SAKAGUCHI et al<sup>31</sup> estudaram a deformação em um segundo pré-molar superior quando cargas de 22 N, 35,2 N e 44 N foram aplicadas através de uma esfera de 4,4 mm em pontos ao longo da vertente palatina, fossa central e vertente vestibular, simulando contatos dentários em atividade de bruxismo. Um modelo físico foi desenvolvido e extensômetros elétricos foram fixados nas superfícies vestibular e palatina do elemento dentário. Os resultados, medidos em microdeformações, foram comparados a um modelo matemático desenvolvido através do método de elementos finitos bidimensional, que duplicava em forma e dimensão as características dos pré-molares extraídos e utilizados no modelo físico. As estruturas de suporte (ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso) não foram consideradas na modelagem computacional, e o esmalte e dentina modelados como materiais homogêneos e isotrópicos. Os autores verificaram, em ambos os métodos de estudo uma relativa independência das cúspides, isto é, a cúspide carregada demonstrava deformações compressivas, enquanto a não carregada, demonstrava deformações trativas e com 25% dos níveis da microdeformação da cúspide oposta carregada.

Em 1993, KAEWSURIYATHUMRONG e SOMA<sup>13</sup> estudaram, através do método de elementos finitos com modelos tridimensionais, o efeito das estruturas dentárias e do

ligamento periodontal no padrão de distribuição das tensões em um primeiro molar inferior, submetido a valores de carga mastigatória que variaram entre 2,969 Kgf e 14.903 Kgf. Os resultados revelaram mais tensões de compressão que tensões de tração. Verificaram que, em relação à dentina e à porção pulpar do modelo, as tensões diminuíram em uma direção ocluso-gengival. Em contraste, na superfície do esmalte as tensões aumentaram gradualmente na mesma direção para a metade inferior da coroa. As maiores tensões de tração ocorreram na região radicular cervical em seus aspectos vestibular e distal. Todas as tensões principais no ligamento periodontal tiveram valores menores que as encontradas na superfície radicular, demonstrando o papel dessa estrutura na redução de tensões entre o dente e o osso alveolar. Os autores concluíram que ligamento periodontal, dentina e polpa cooperam na redução de tensões na estrutura dental.

Em 1993, SPEARS et al<sup>35</sup> estudaram os efeitos da anisotropia do esmalte na distribuição de tensões no dente. Esclareceram que o esmalte é mais rígido na direção do longo eixo dos prismas quando comparado com sua rigidez no sentido transversal. Modelaram uma estrutura anisotrópica curvilínea e a semelhança da disposição radial dos prismas de esmalte, isto é, aproximadamente perpendicular à junção amelodentinária. Os autores encontraram diferenças marcantes na distribuição de tensões quando o esmalte era modelado com propriedades anisotrópicas em relação à modelagem isotrópica. Os prismas de esmalte recebem a carga no sentido de sua maior dureza, ou seja, longitudinalmente, e a direciona para o interior da dentina. Os autores concluíram que na modelagem anisotrópica, as tensões sobre o esmalte são mais facilmente dissipadas para dentina e menores em relação ao modelo isotrópico do esmalte. Finalizam enfatizando que as características anisotrópicas do esmalte devem ser consideradas na modelagem de dentes que serão analisados através do método de elementos finitos.

REES<sup>25</sup>, em 1998, investigou o efeito que preparos cavitários para restaurações oclusais de amálgama teriam nos níveis de concentração de tensões na região cervical de um segundo pré-molar inferior, onde uma carga de 100 N fora aplicada a 0.4mm da ponta da cúspide vestibular em sua vertente interna. O autor utilizou o método de elementos finitos com modelos bidimensionais, e verificou que o aumento da profundidade das cavidades produziu maiores concentrações de tensões de tração que o aumento de sua largura na região do dente estudada. Concluiu, ainda, que as preparações cavitárias aumentaram a flexão das cúspides e poderiam contribuir para o desenvolvimento de lesões cervicais não cariosas.

SCABELL<sup>32</sup> avaliou através do método de elementos finitos, o efeito que carregamentos verticais e horizontais com valor de 170 N teria na distribuição de tensões de tração e compressão em um modelo bidimensional de um primeiro pré-molar superior. O autor concluiu que a maior concentração de tensões de tração ocorreu próximo à junção amelocementária na área cervical vestibular do elemento dentário estudado quando uma carga horizontal foi aplicada sobre a cúspide palatina.

LEE et al<sup>20</sup> estudaram, através do método de elementos finitos com modelos tridimensionais, a localização e a magnitude de tensões de tração em um segundo pré-molar superior. Os modelos foram submetidos a uma carga estática de 170 N em sete condições diferentes, variando pontos de aplicação e direção da carga. Maiores tensões de tração foram geradas na região cervical quando cargas laterais foram aplicadas em comparação a cargas verticais. As tensões de tração ocorreram na região cervical oposta à cúspide que recebera a carga. O maior pico de concentração de tensão de tração ocorreu na região cervical palatina quando uma carga de direção vestibular foi aplicada internamente na cúspide vestibular. O autor relaciona o aparecimento de lesões cervicais não cariosas a outros fatores clínicos como

o aumento da proporção coroa/raiz e, por conseguinte, do braço de alavanca. Uma maior concentração de tensões é influenciada e proporcional a distância do ponto de aplicação da carga ao fulcro que se forma na região cervical do mesmo lado onde a carga fora aplicada.

MAGNE e BELSER<sup>23</sup> analisaram, através do método de elementos finitos bidimensional, o comportamento biomecânico de molares antagônicos em contato quando consideradas diferentes situações de carregamento onde as relações de contato em trabalho, não-trabalho e fechamento vertical eram simuladas pela micromovimentação do molar inferior até que se atingisse um valor de carga total de 200 N nos pontos de contato. A distribuição de tensões foi estudada numa secção vestibulo-lingual e as raízes dos dentes estudados não foram modeladas. Os molares, superior e inferior foram fixados ao nível de uma secção próxima a junção cimento-esmalte (JCE), porém, o movimento do dente mandibular era gerado pelo deslocamento da base rígida que o fixava. As tensões geradas foram interpretadas pelos critérios das tensões principais e von Mises modificado. Os autores concluíram que cargas verticais não geraram concentrações de tensões prejudiciais e as situações mais críticas foram encontradas nas micromovimentações de trabalho e não-trabalho. As cúspides de trabalho estiveram normalmente submetidas a tensões compressivas enquanto as de não-trabalho tenderam a exibir mais tensões de tração. As maiores tensões de tração ocorreram no esmalte da face lingual do molar inferior durante o movimento de trabalho onde somente um contato entre os dentes antagônicos era estabelecido.

REES<sup>26</sup>, em 2002, estudou o efeito da variação do posicionamento das cargas na distribuição de tensões na região cervical de um segundo pré-molar inferior. Através do método de elementos finitos bidimensional concluiu que cargas de 500 N aplicadas nas vertentes internas, bucal ou lingual, induziram valores de máxima tensão principal de até 358

MPa os quais excedem as tensões limites para falha do esmalte por fratura propostas na literatura.

LAS CASAS et al<sup>17</sup>, em 2003, estudaram a influência da anisotropia do esmalte na concentração de tensões na junção cimento-esmalte, através do método de elementos finitos com modelos bidimensionais. Desenvolveu-se uma primeira configuração onde todo o esmalte foi considerado isotrópico, uma segunda configuração onde todo o esmalte foi considerado ortotrópico e um terceiro modelo mais detalhado onde o terço mais externo do esmalte foi considerado anisotrópico, e os dois terços mais internos como isotrópico. Variaram, também, o local de aplicação das cargas simulando contatos verticais, típicos do ciclo mastigatório normal, e contatos horizontais, freqüentes em uma situação de bruxismo. Concluíram que uma descrição mais realística do esmalte, em termos de propriedades mecânicas e distribuição espacial dos prismas, alterou significativamente os resultados de distribuição de tensão. Todos os modelos onde foi considerado a anisotropia do esmalte tiveram uma melhor distribuição de tensões, inclusive quando aplicadas cargas horizontais.

GERAMY e SHARAFODDIN<sup>10</sup> avaliaram, através do método de elementos finitos 3D, a área cervical de um incisivo central superior (quanto ao deslocamento e tensões gerados) quando uma carga de 1,5 N e de direção palatolabial era aplicada em angulações de 0, 22.5, 45 e 65 graus em relação ao plano horizontal e 90° (intrusão). O modelo foi construído por elementos octogonais, isoparamétricos e com o ligamento periodontal incluído com valor de coeficiente de Poisson de 0,49. Com relação ao deslocamento, o comportamento do dente frente aos diferentes carregamentos foi similar com exceção da força intrusiva. A maior quantidade de deflexão (deslocamento) foi localizada a décimos de milímetros da junção cimento-esmalte assim como as maiores tensões de Von Mises.

REES, HAMMADEH e JAGGER<sup>27</sup> estudaram, pelo método de elementos finitos bidimensional, os níveis de tensões na região cervical vestibular e palatina ao longo de um plano horizontal 1.1 mm acima da junção cimento-esmalte de incisivos superiores, pré-molares e caninos superiores quando uma carga de 500 N era aplicada para simular um estado parafuncional. Todas as estruturas modeladas foram consideradas isotrópicas com exceção do esmalte considerado anisotrópico. O módulo de elasticidade do ligamento periodontal foi estipulado em 1 MPa. A tensão local X (horizontal) no lado vestibular foi de 176.4 MPa no incisivo superior, 57.8 MPa no pré-molar e 3.4 MPa para o canino. Verificaram que a máxima tensão principal vestibular foi maior nos incisivos superiores, (181,4 MPa ) seguida do canino ( 66,8 MPa ) e, por último, pelo pré-molar( 25,2 MPa ). Os níveis de tensão na região cervical dos incisivos superiores sempre foram maiores que os encontrados nos caninos superiores e pré-molares. Segundo o autor, a magnitude das tensões locais e das tensões principais foi maior que em outros estudos devido ao mais baixo valor de módulo de elasticidade atribuído ao ligamento periodontal neste trabalho. Esses resultados fornecem uma explicação biomecânica para a variação clínica encontrada na prevalência das lesões cervicais de abfração, uma vez que o autor considerou o valor de 80 MPa como limite para resistência do esmalte a tensões de tração.

TANAKA et al<sup>37</sup> avaliaram, através do método de elementos finitos com modelos bidimensionais, a deformação elásto-plástica de um incisivo central superior e de um primeiro molar inferior objetivando demonstrar como o local de aplicação da carga e a direção da força oclusal influenciam na integridade da junção cimento-esmalte e na deformação plástica do esmalte. Os autores procuravam responder como e quando as lesões cervicais poderiam ocorrer no esmalte. Os tecidos dentários foram considerados isotrópicos, e cimento e

ligamento periodontal não foram incluídos na modelagem computacional. Os autores demonstraram que, para incisivos centrais, a aplicação de uma carga oblíqua de 3 Kg próxima à borda incisal produzia tensões trativas na região cervical da face onde a carga fora aplicada levando à deformação plástica na superfície do esmalte. Para o molar, cargas verticais e simétricas aplicadas nas cúspides vestibular e palatina, não causaram tensões de tração na região cervical. Tensões de tração na região cervical vestibular do molar surgiram quando cargas oclusais oblíquas foram aplicadas em sua cúspide lingual.

REES e HAMMADEH<sup>28</sup>, em 2004, postularam uma alternativa para o mecanismo de aparecimento de lesões cervicais não cariosas onde o esmalte sem apoio dentinário na junção esmalte–dentina (JED) da região cervical seria mais suscetível à fratura e, portanto, responsável pela fase inicial de formação das abfrações. Este estudo, através do método de elementos finitos com modelos bidimensionais, investigou o efeito desse tipo de defeito na distribuição de tensões na região cervical vestibular de um incisivo central, canino e primeiro pré-molar superiores e comparou com o mesmo grupo de dentes com esmaltes intactos na JED. Concluíram que essa zona de descontinuidade causou um aumento drástico nos valores numéricos de máxima tensão principal, a qual, em muitos casos, ultrapassou os 80 MPa (valor levado em consideração no trabalho para o limite de resistência à fratura do esmalte).

BORCIC et al<sup>3</sup>, desenvolveram um estudo através do método de elementos finitos, onde o primeiro pré molar superior foi modelado tridimensionalmente a fim de comparar a distribuição de tensões na região cervical vestibular e palatina em uma situação de oclusão normal e maloclusão. Uma carga total de 200 N era aplicada, em um primeiro experimento, nas vertentes interna e externa da cúspide palatina e na vertente interna da cúspide vestibular para simular cargas verticais típicas em uma oclusão normal (caso I) e, para simulação de uma

maloclusão (caso II), uma carga lateral era aplicada somente na vertente interna da cúspide palatina. A geometria 3D do elemento dentário foi reconstruída através de fotografias digitais de secções transversais do dente e posterior tratamento da imagem no programa AutoCAD Mechanical Desktop (v. 4.0). O modelo sólido em 3D pôde então ser transferido para o programa de elementos finitos NASTRAN (v. 2002) para desenvolvimento da malha e análise das tensões. Todas as estruturas modeladas foram consideradas isotrópicas, homogêneas e elásticas. O ligamento periodontal foi desenvolvido com 0,3 mm de espessura e não houve diferenciação entre osso cortical e osso esponjoso. O critério das máximas e mínimas tensões principais foi utilizado para interpretação dos resultados. Em ambos os casos, tensões de tração ocorreram na região cervical da face vestibular, porém com valores de máxima tensão principal muito maiores no caso II (+82,4 MPa) que no caso I (+2,248). Os autores concluíram que sob uma mesma carga, a deformação causada por tensões de tração foi observada na região cervical oposta ao lado de aplicação da carga e que a estrutura dentária se comporta de forma diferente sob a aplicação de cargas assimétricas.

## **2 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho é analisar, através do método de elementos finitos, a distribuição de tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior quando estes são colocados em contato em diversas posições no plano frontal, utilizando modelagens com diferentes módulos de elasticidade para o ligamento periodontal.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Modelos computacionais bidimensionais (2D) foram desenvolvidos através do método de elementos finitos, utilizando-se o programa comercial ANSYS versão 8.1. Inicialmente foi criado o modelo individual de cada pré-molar. A seguir, um modelo, englobando os dois dentes, foi elaborado e o contato estabelecido.

#### 3.1 Descrição dos modelos individuais

A etapa inicial para a construção do modelo consistiu na definição da geometria de cada primeiro pré-molar, superior e inferior, através de parâmetros numéricos característicos de cada dente.

##### 3.1.1 Geometria Básica dos Elementos Dentários Estudados

###### 3.1.1.1 Parâmetros Propostos<sup>16, 40, 41</sup>

H1	8.5	Distância da cúspide vestibular à linha cervical
H2	-	*
D3	9.0	Diâmetro máximo vestibulo-palatino
D4	8.0	Diâmetro vestibulo-palatino na linha cervical
H1 INF	8.5	Distância da cúspide vestibular à linha cervical
H2 INF	-	*
D4 INF	6,5	Diâmetro vestibulo-palatino na linha cervical

\* parâmetro substituído por parâmetros adicionais

Quadro 1 - Medidas básicas (em mm) no pré-molar superior e inferior.

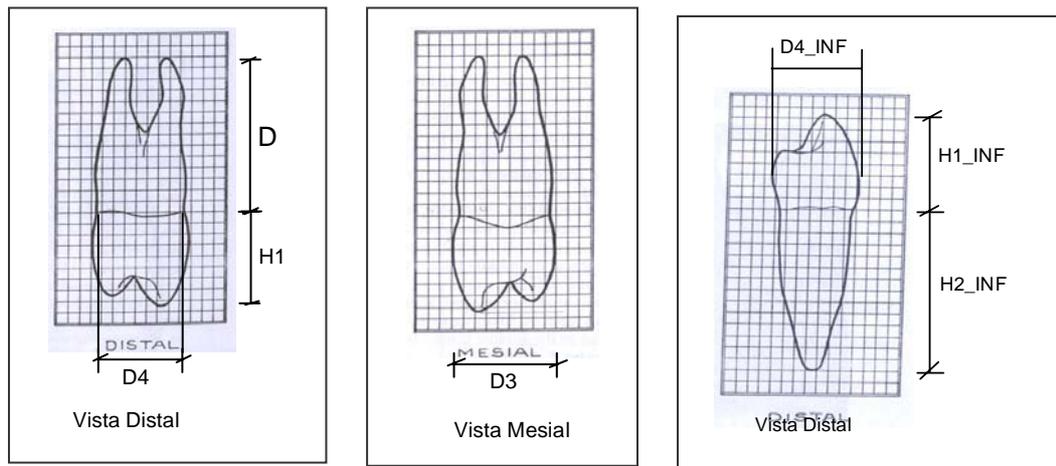


Figura 1 - Medidas básicas no pré-molar superior e inferior.

### 3.1.1.2 Medidas Adicionais

HCVP	1.0	Distância na vertical da cúspide vestibular à cúspide palatina
HRP	14.0	Comprimento da raiz palatina
HRV	14.0	Comprimento da raiz vestibular
TPDL	0.2	Espessura média do ligamento periodontal
TOCORT	1.0	Espessura média do osso cortical
HCVP_INF	3.0	Distância na vertical da cúspide vestibular à cúspide palatina
HR_INF	14.0	Comprimento da raiz vestibular
TPDL_INF	0.2	Espessura média do ligamento periodontal
TOCORT_INF	1.0	Espessura média do osso cortical

Quadro 2 - Medidas adicionais (em mm) no pré-molar superior e inferior.

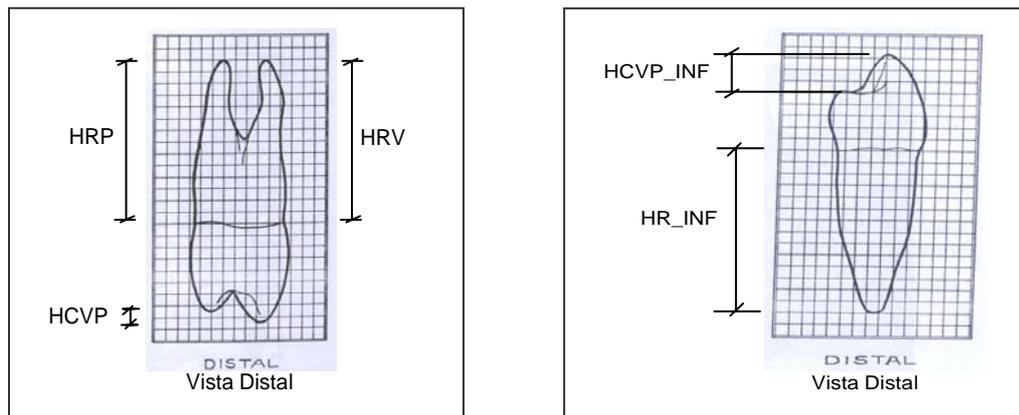


Figura 2 - Medidas adicionais para os pré-molares superior e inferior.

### 3.1.1.3 Relações Matemáticas

Algumas relações matemáticas, que resultam em proporções harmônicas e peculiares aos aspectos estéticos e funcionais do dente natural, também foram adotadas a fim de melhor definir o modelo do pré-molar superior e são apresentadas a seguir:

$H3\_H1 = H1/3$ – maior convexidade vestibular
$H4\_H1 = H1/4$ – Alt. cúsp. Vest / sulco central
$DP\_D\_D3 = (3/5)*D\_D3$ - ponta cúsp.Palat. / sulco central
$DV\_D\_D3 = (2/5)*D\_D3$ - ponta cúsp.Vest. / sulco central

Quadro 3 - Medidas obtidas por relações matemáticas para o pré-molar superior.

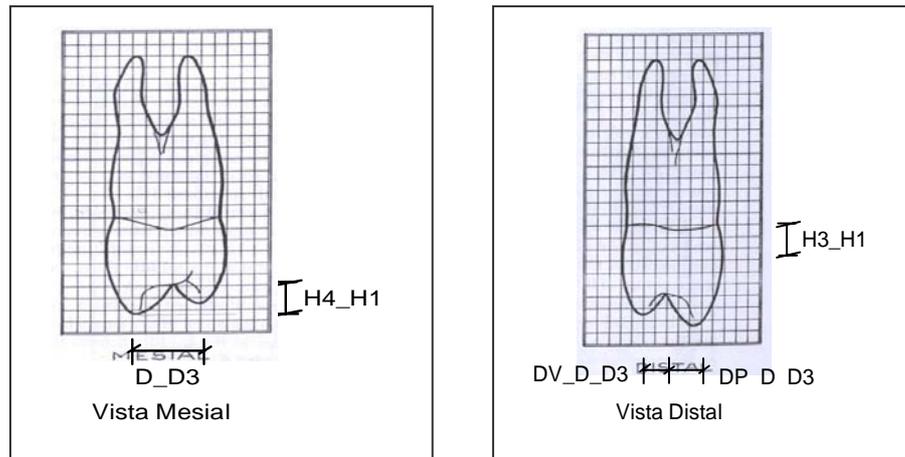


Figura 3 - Medidas obtidas por relações matemáticas para o pré-molar superior.

#### 3.1.1.4 Dimensões Internas (Anatomia Interna)

O quadro abaixo mostra os parâmetros que foram utilizados para definição da dimensão interna do pré-molar superior.

DED	2.0	Distância do esmalte a dentina
DCEP	4.0	Distância do centro do esmalte a polpa
DCVEP	5.0	Distância da cúspide vestibular do esmalte a polpa
DCPEP	5.0	Distância da cúspide palatina do esmalte a polpa
LE	1.0	Largura do esmalte
LD	2.5	Largura da dentina

Quadro 4 - Dimensões internas (em mm) estimadas para o pré-molar superior<sup>7</sup>.

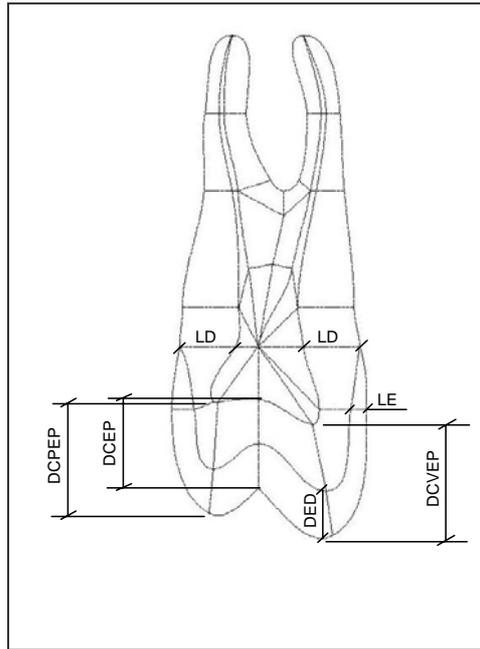


Figura 4 - Dimensões internas estimadas para o pré-molar superior.

As dimensões internas para o pré-molar inferior foram obtidas, em uma primeira análise, a partir do desenho do pré-molar inferior respeitando a proporção entre os parâmetros propostos<sup>17, 40, 41</sup>. A largura do esmalte adotada para o pré-molar superior foi mantida no pré-molar inferior.

LE	1.0	Largura do esmalte
----	-----	--------------------

Quadro 5 - Dimensão interna (em mm) no pré-molar inferior.

Os ossos foram modelados para simular o dente na arcada dentária com as medidas consideradas a seguir.

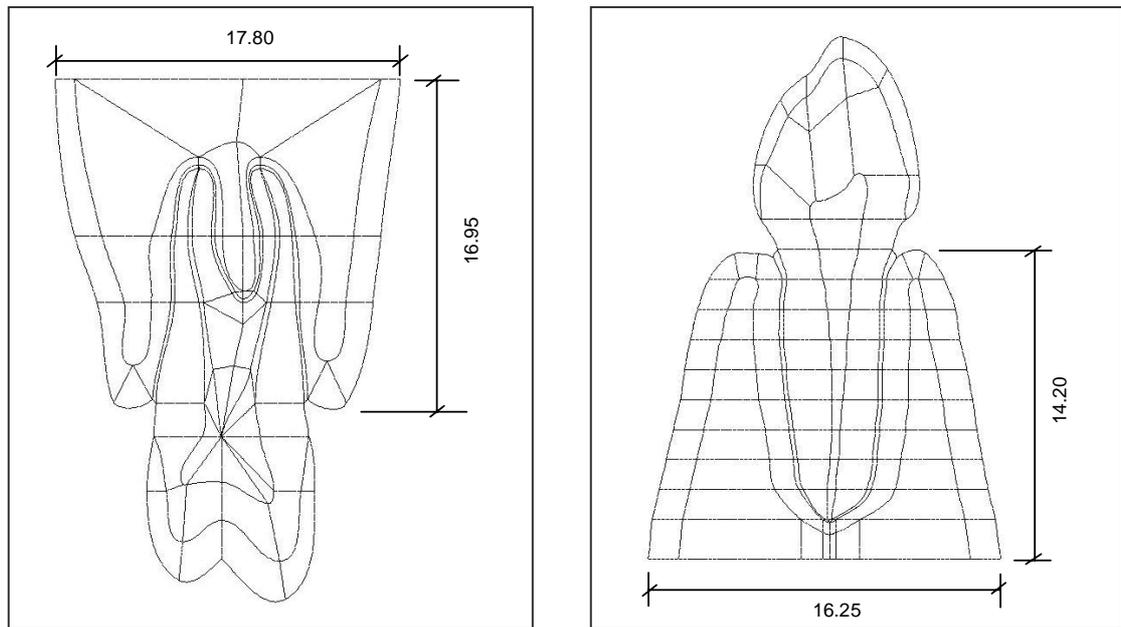


Figura 5 - Dimensões do osso esponjoso e cortical do pré-molar.

### 3.1.1.5 Rotina Parametrizada de Geração da Geometria

A partir da definição dos parâmetros descritos anteriormente, torna-se possível a criação da geometria dos modelos de uma seção vestibulo-lingual central dos pré-molares superior e inferior esquerdo, executada no plano XY ( $Z=0$ ), diretamente através do pré-processador gráfico do ANSYS.

Os pontos básicos (“keypoint” no jargão do ANSYS) são então criados, permitindo a construção das linhas (“splines”) e a partir destas, a definição das áreas que constituem o modelo geométrico plano do dente.

Os materiais dos primeiros pré-molares são definidos como: esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso.

A utilização de um comando “ASK”, permite a mudança do valor dos parâmetros ou a confirmação de valores padrões (“default”).

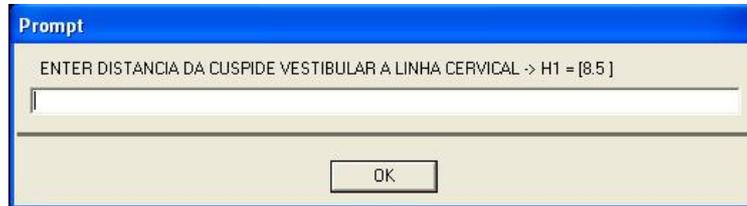


Figura 6 - Prompt do modelo.

Após a definição dos pontos (“keypoint”), foram definidas as linhas (“splines”) e construídas as áreas como mostra a figura abaixo:

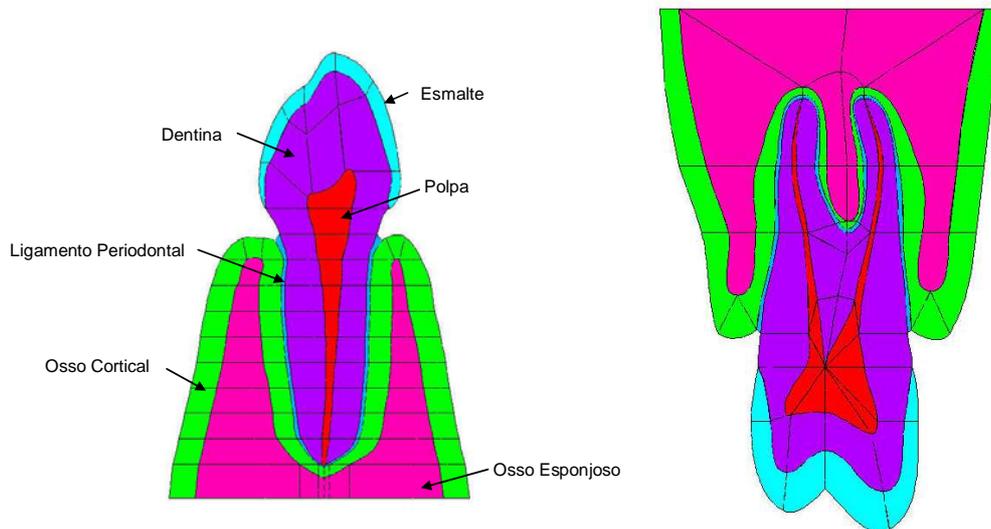


Figura 7 - Áreas representando os tecidos: esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso.

A fim de obter a geometria do dente com linhas suaves e evitar discontinuidades, a construção das linhas que unem os pontos foi realizada através de linhas especiais conhecidas

como splines. As splines podem ser definidas como linhas que representam polinômios de terceiro grau, podendo desta forma adotar geometrias curvas.

Elas são construídas através do comando BSPLIN sendo necessário definir os pontos e ângulos de partida e de chegada. A definição dos ângulos entre linhas adjacentes garante a continuidade das linhas. Desta forma, são evitados cantos onde concentrações de tensões possam ocorrer devido à má definição da geometria e conseqüentemente da respectiva malha.

### 3.1.2 Ortotropia

A fim de considerar a ortotropia no esmalte, um sistema local para este material foi definido. Foi utilizado um sistema elíptico de coordenadas pelo qual foi possível definir de uma forma consistente os diferentes módulos de elasticidade radial (X local) e tangencial (Y local).

A partir da forma geométrica do pré-molar superior, duas elipses foram definidas para a implantação do sistema local elíptico. Para o pré-molar inferior, apenas uma elipse que abrangesse todas as áreas modeladas do esmalte foi necessária. Esses sistemas, na realidade, são definidos como sistemas cilíndricos devendo ser considerada a relação entre o menor e o maior raio da elipse. A Figura 8 ilustra os sistemas locais definidos.

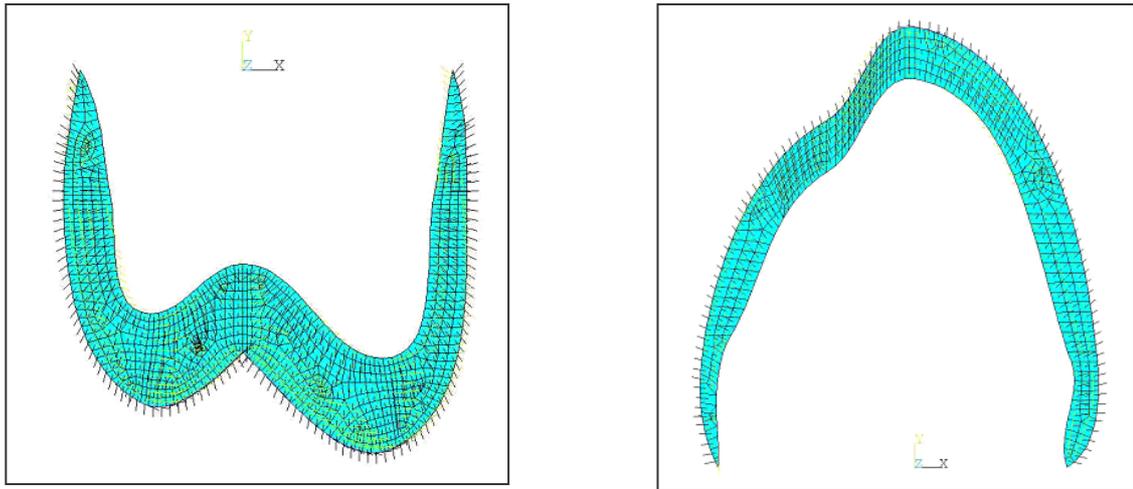


Figura 8 - Sistema local elíptico – pré-molar superior e inferior.

### 3.1.3 Condições de Contorno

Para a aplicação das restrições de deslocamento do modelo, os nós do topo do osso esponjoso e cortical do primeiro pré-molar superior foram engastados. Essas restrições de deslocamentos são também, conhecidas como condições de contorno (Figura 9).

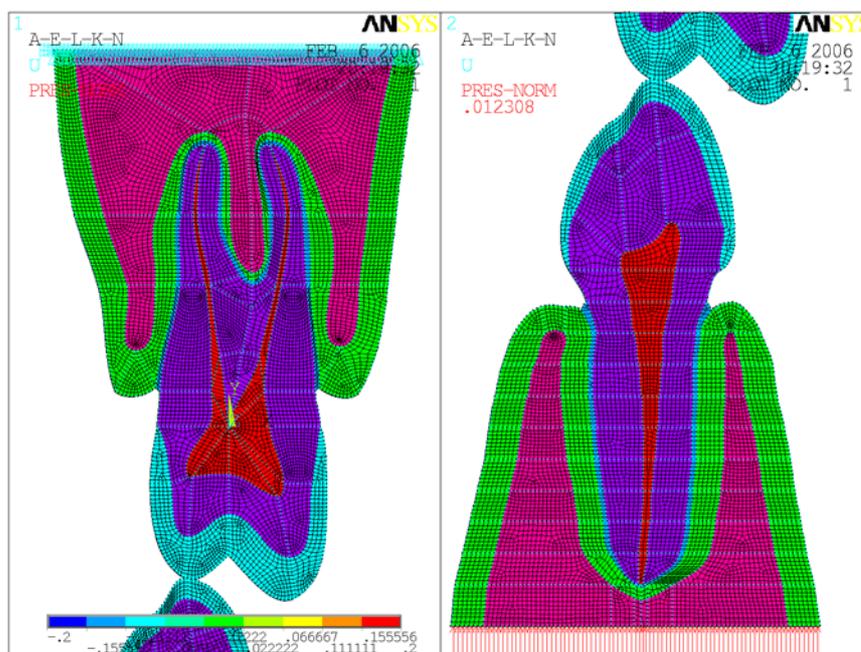


Figura 9 - Malha de elementos finitos gerada com engastamento superior e carregamento na base do osso inferior.

### 3.1.4 Propriedades Mecânicas das Estruturas Modeladas

Para executar o estudo sobre a imagem através do ANSYS, foram inseridas no programa as propriedades mecânicas de todas as estruturas modeladas<sup>16,17</sup>.

Todos os materiais foram considerados isotrópicos com exceção do esmalte considerado ortotrópico.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	Ex: 80000	0.33
	Ey: 40000	
Dentina	16600	0.31
Polpa	2.07	0.45
Ligamento Periodontal	68.9	0.45
Osso Cortical	13700	0.30
Osso Esponjoso	1370	0.30

Quadro 6 - Propriedades elásticas dos materiais<sup>16,17</sup>.

O cimento não foi considerado pelo fato de possuir uma espessura muito pequena se comparada com as dimensões gerais do dente.

Uma malha com elementos de lado em média iguais a 0.2mm foi gerada automaticamente pelo ANSYS, utilizando elementos planos de 4 nós (PLANE 42) com a consideração da hipótese das deformações planas, ou seja deformação fora do plano igual a

zero ( $\epsilon_z=0$ ). Os modelos consistiram em um total de 9671 elementos e 9852 nós, para o pré-molar superior e por 7634 elementos e 7806 nós para o pré-molar inferior. O tamanho dos elementos foi escolhido após um estudo de convergência<sup>33</sup> (Figura 9).

O contato provocado pela mastigação, não se dá em um ponto fixo entre os dentes. Desta forma, várias defasagens entre os dentes na direção X foram consideradas. As condições de contorno do pré-molar superior foram mantidas em relação ao modelo individual, e as do pré-molar inferior foram retiradas e na base dos ossos cortical e esponjoso, os nós correspondentes foram acoplados e uma carga unitária correspondente a 1 N aplicada verticalmente nestes elementos.

Foram simulados no programa contatos cêntricos e contatos excursivos para os lados direito e esquerdo, típicos de uma atividade parafuncional de bruxismo, perfazendo um total de dezoito situações de contato.

Para a análise de contato entre os dentes, os modelos individuais de cada dente foram analisados juntos, e elementos de contato introduzidos. Na cúspide do pré-molar superior foram introduzidos elementos “TARGET 169”, enquanto que na cúspide do pré-molar inferior, foram introduzidos elementos “CONTACT 172”. Estes elementos são utilizados para representar o contato entre duas superfícies bidimensionais. O elemento apresenta dois graus de liberdade à translação e é ativado quando a superfície do elemento de contato penetra em um segmento definido pelo elemento alvo. Apesar do elemento permitir a inclusão de atrito do tipo Coulomb, nas análises aqui conduzidas este efeito não foi considerado.

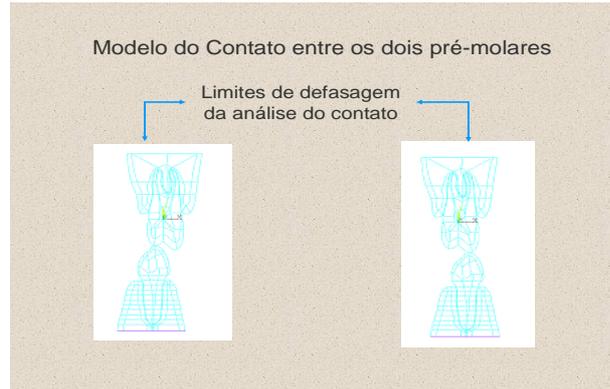


Figura 10 - Limites da defasagem da análise de contato (trajetória de contato) entre os primeiros pré-molares superior e inferior.

Diversos autores verificaram a diminuição da mobilidade do ligamento periodontal frente às cargas de impacto. Uma modelagem completa para a reprodução do comportamento dinâmico do ligamento periodontal foge do escopo deste trabalho. Para simular a mudança de rigidez do ligamento periodontal frente às cargas de impacto, optou-se então pelo desenvolvimento de outras duas modelagens estáticas, onde todas as propriedades mecânicas descritas acima foram mantidas constantes, somente sendo alterado o módulo de elasticidade do ligamento periodontal. A primeira modelagem com o valor real do módulo de elasticidade do ligamento periodontal foi chamada de seqüência 1. Para representação de uma situação intermediária de mobilidade, seqüência 2 (segunda modelagem), o módulo de elasticidade do ligamento periodontal foi substituído pelo correspondente ao do osso esponjoso ( $E = 1370$  MPa). Para a representação de ausência total de mobilidade tal como em uma condição de anquilose, seqüência 3 (terceira modelagem), o módulo de elasticidade do ligamento periodontal foi substituído pelo correspondente ao do osso cortical ( $E = 13700$ MPa).

### 3.2 Distribuição de Tensões

A fim de melhor analisar a concentração de tensões próximo à região cervical dos elementos dentários estudados, uma trajetória horizontal de tensão localizada no esmalte a aproximadamente 2,0 mm da junção cimento esmalte foi traçada no programa ANSYS para que as tensões normais  $\sigma_y$  (verticais) pudessem ser registradas e comparadas no seu ponto mais externo. A Figura 11 ilustra essa trajetória para cada pré-molar.

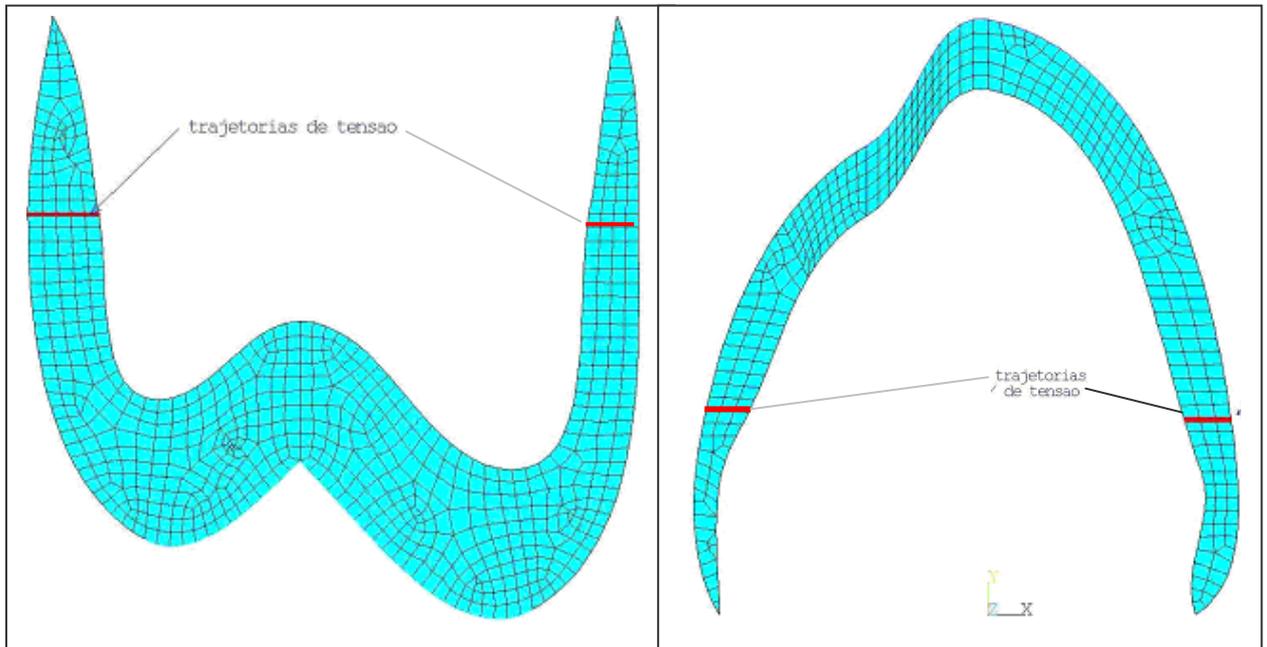


Figura 11 - Trajetórias horizontais de análise de tensão, no esmalte, para o pré-molar superior e inferior.

## 4 RESULTADOS

Para uma melhor interpretação da distribuição de tensões nos dentes em contato, optou-se pela visualização das tensões normais  $\sigma_y$  e das tensões equivalentes, também conhecidas como tensões de von Mises. Essas tensões foram representadas no esmalte em três situações de contato selecionadas (apesar das dezoito possíveis): posição excêntrica lado de não-trabalho, posição cêntrica e posição de trabalho. A cor cinza representa valores de tensões não compreendidos dentro da escala de cada modelagem. Os resultados deste trabalho também são apresentados em gráficos que relacionam todas as possíveis posições de contato entre os dentes antagônicos com os respectivos valores das tensões normais  $\sigma_y$  no ponto mais externo das 04 (quatro) trajetórias horizontais cervicais de análise para as três modelagens com diferentes módulos de elasticidade do ligamento periodontal. No gráfico as possíveis posições de contato (limites de defasagem) vão de -2,0 mm (extremidade esquerda - não trabalho) a +2,5 mm (extremidade direita - trabalho).

### 4.1 Análise das Tensões Normais e de von Mises no Esmalte nas Três Situações de Contato Para Carregamento de 1 N

#### 4.1.1 Posição Excêntrica -Lado de Não-Trabalho

Tensões normais  $\sigma_y$  de compressão são geradas nas cúspides contactantes (palatina do superior contra vestibular do inferior) e tensões normais  $\sigma_y$  trativas na região cervical

vestibular do pré-molar superior e inferior com valores de 0,12 MPa e 0,05MPa respectivamente (Figura 12).

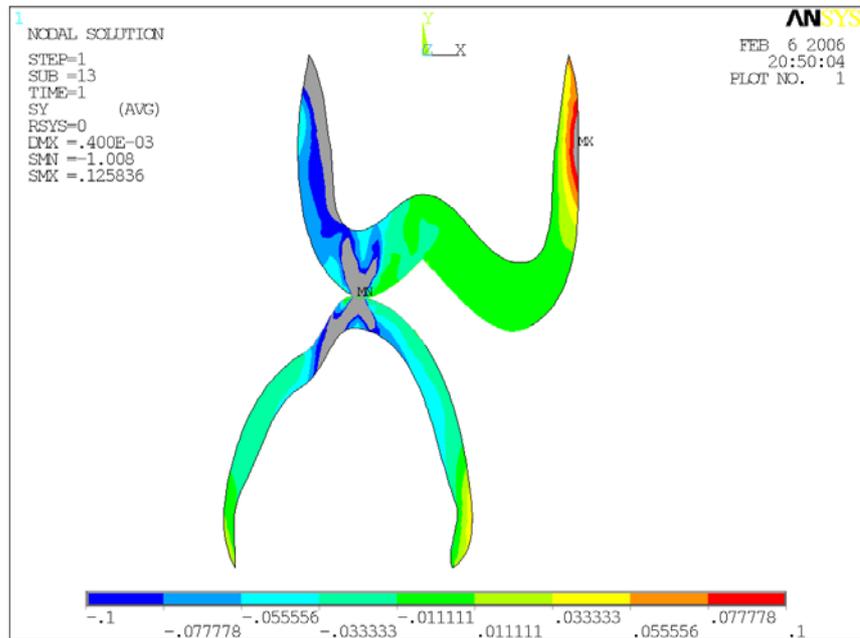


Figura 12 - Distribuição das tensões normais nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado não-trabalho.

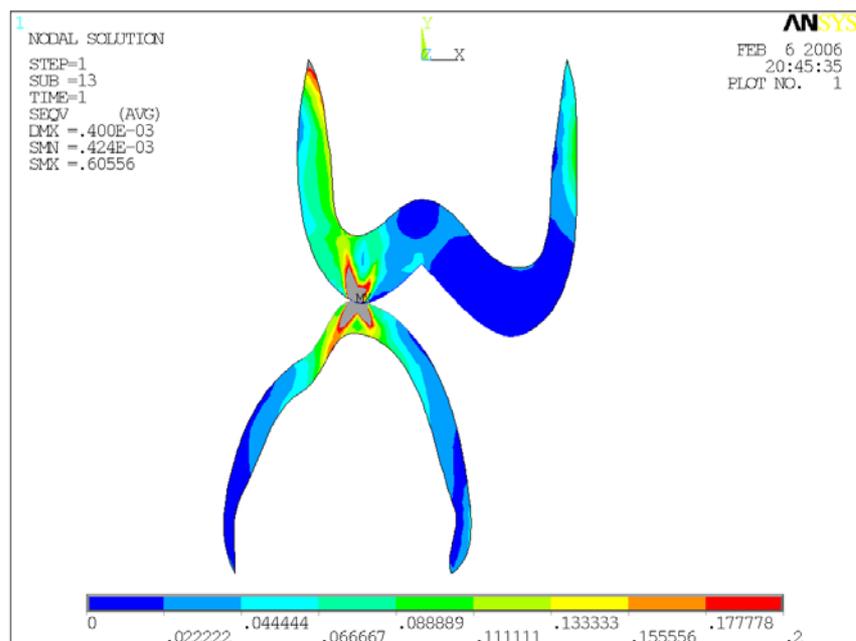


Figura 13 - Distribuição das tensões de von Mises nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado não-trabalho.

As tensões de von Mises mostram as áreas (tendendo ao vermelho) onde a estrutura do dente é mais solicitada (cúspides contactantes e regiões cervicais vestibulares de ambos os dentes) e as áreas menos solicitadas em azul (cúspide vestibular do pré-molar superior) Figura 13.

#### 4.1.2 Posição Cêntrica

A figura 14 mostra tensões normais  $\sigma_y$  de tração na fossa central de ambos os dentes e na região cervical vestibular do pré-molar inferior com valor de 0,03 MPa.

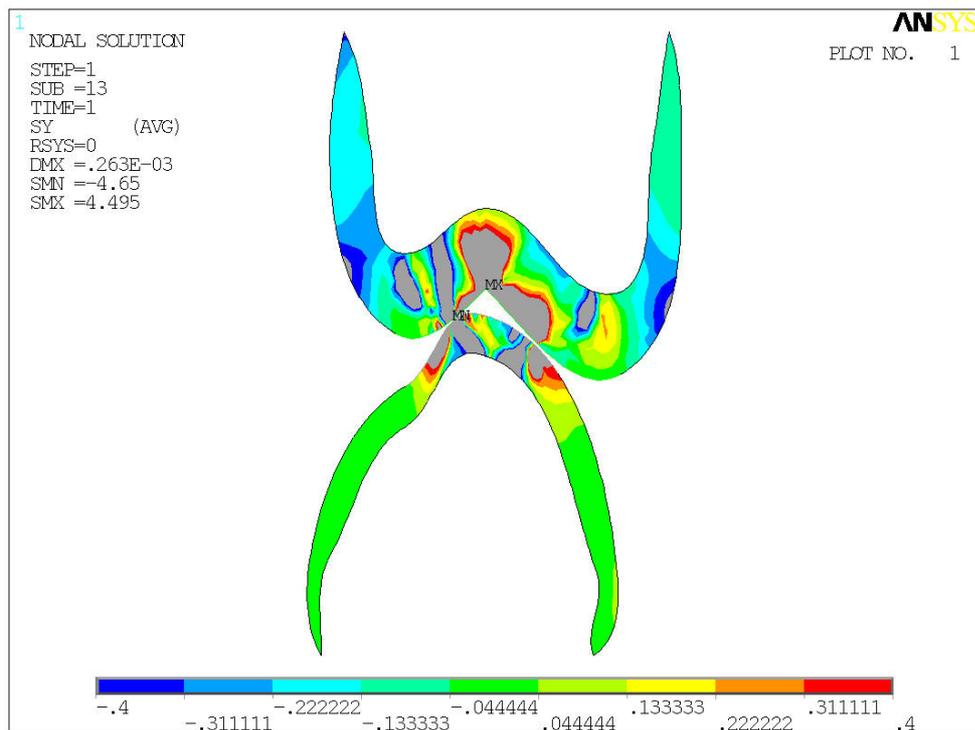


Figura 14 - Distribuição das tensões normais nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – posição cêntrica.

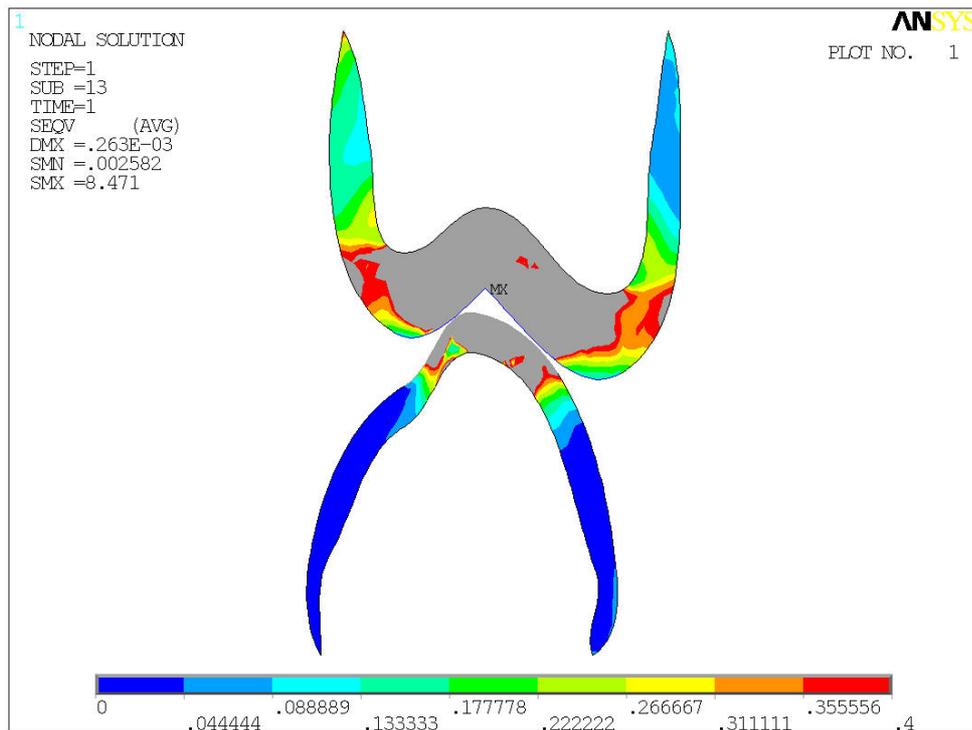


Figura 15 - Distribuição das tensões von Mises nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – posição cêntrica.

A Figura 15 mostra que em posições cêntricas, as cargas são transmitidas mais verticalmente e preserva as regiões cervicais de ambos os dentes de concentrações de tensão. A exceção acontece na área cervical vestibular do pré-inferior que exibe maior sollicitação.

#### 4.1.3 Posição Excêntrica Lado de Trabalho

A Figura 16 revela altas tensões normais  $\sigma_y$  de tração na região cervical palatina do pré-superior (0,1 MPa) e tensões trativas de menor valor nas regiões cervical vestibular (0,05 MPa) do pré-molar inferior. Na superfície lingual do pré-molar inferior ocorreram tensões normais compressivas (-0,004 MPa).

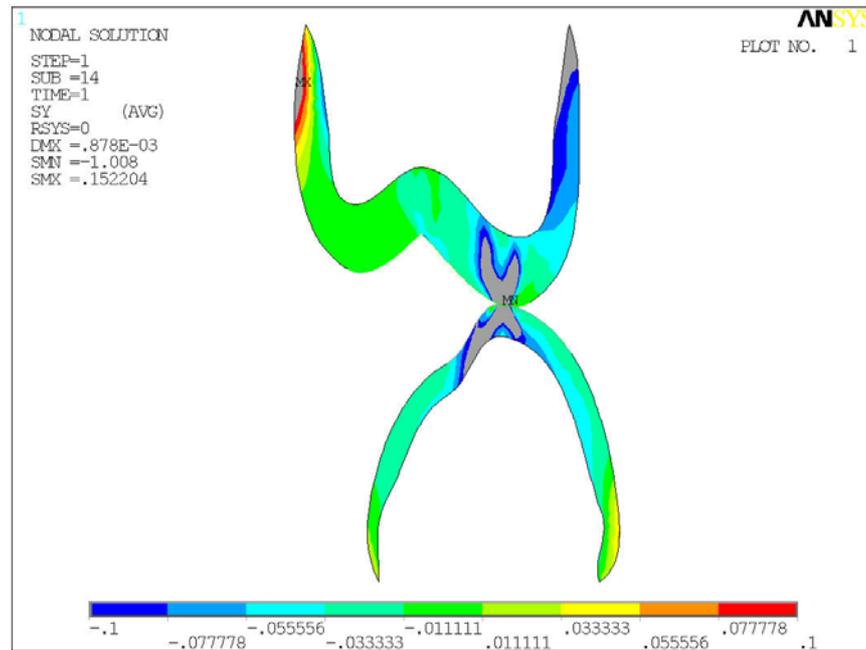


Figura 16 - Distribuição das tensões normais nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado trabalho.

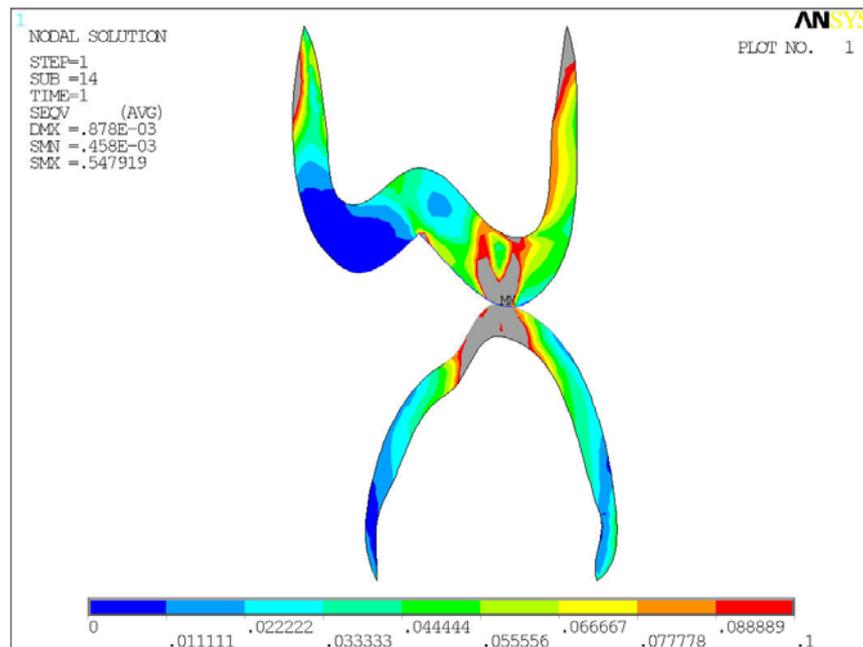


Figura 17 - Distribuição das tensões de von Mises nos esmaltes dos pré-molares superior e inferior – lado trabalho.

A Figura 17 revela maiores tensões equivalentes nas proximidades das áreas contactantes e nas regiões cervicais, palatina e vestibular do superior e vestibular do inferior. A cúspide palatina do pré-molar superior está descarregada.

## 4.2 Comparação das Tensões Normais $\sigma_Y$ entre os Modelos com Diferentes Módulos de Elasticidade do Ligamento Periodontal para 1 N de Carga

### 4.2.1 Tensão Normal $\sigma_Y$ na Face Vestibular do Pré-Molar Superior

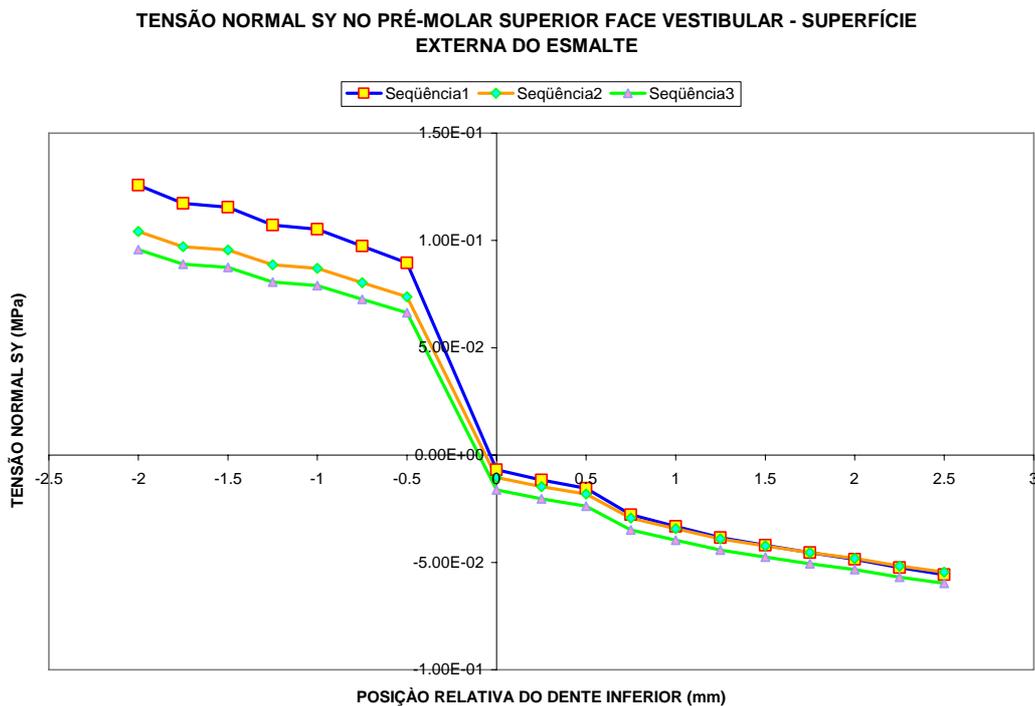


Figura 18 - Tensões normais  $\sigma_y$  no pré-molar superior – face vestibular – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.

#### 4.2.2 Tensão Normal $\sigma_Y$ na Face Palatina do Pré-Molar Superior

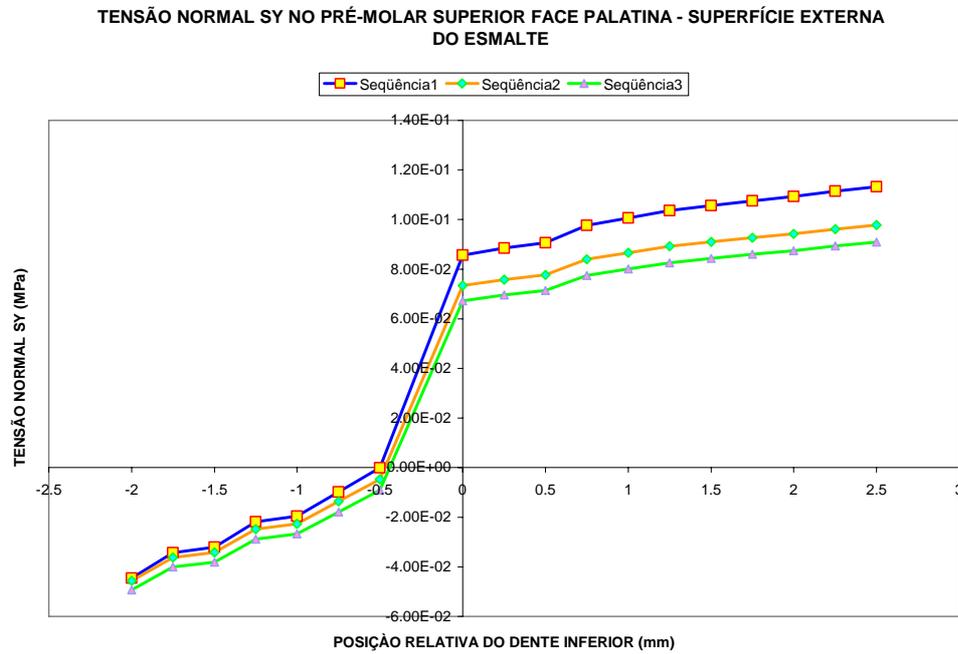


Figura 19 - Tensões normais  $\sigma_y$  no pré-molar superior – face palatina – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.

#### 4.2.3 Tensão Normal $\sigma_Y$ na Face Vestibular do Pré-Molar Inferior

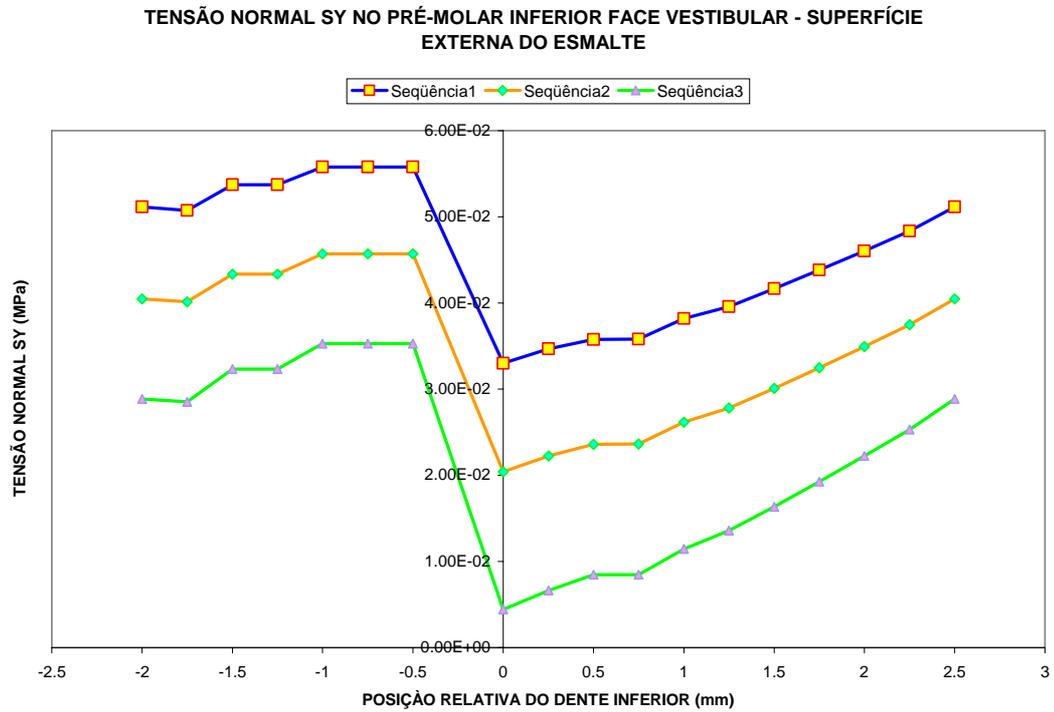


Figura 20 - Tensões normais  $\sigma_y$  no pré-molar inferior – face vestibular – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.

#### 4.2.4 Tensão Normal $\sigma_Y$ na Face Lingual do Pré-Molar Inferior

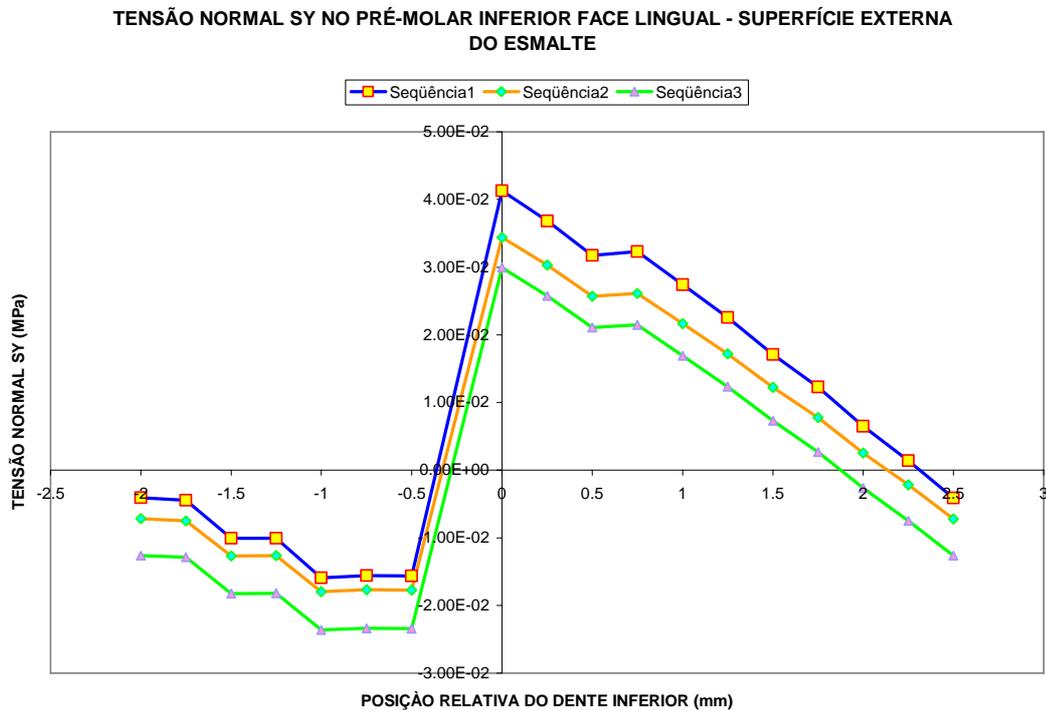


Figura 21 - Tensões normais  $\sigma_Y$  no pré-molar inferior – face lingual – superfície externa do esmalte em função da posição relativa do contato.

As Figuras 18, 19, 20 e 21, mostram gráficos em que as tensões normais seguiram um mesmo padrão de distribuição para os diferentes módulos de elasticidade do ligamento periodontal (seqüências 1, 2, e 3). Com exceção da região cervical vestibular do pré-molar inferior que exibiu tensões de tração em todas as situações de contato testadas (Figura 20), tensões de compressão ocorreram no lado em que as cúspides se contactaram e tensões de tração no lado oposto.

Os valores de tensão de tração  $\sigma_Y$  foram menores em todas as regiões cervicais testadas e para qualquer posição de contato estabelecida com o respectivo aumento do módulo de elasticidade do ligamento periodontal.

As figuras 18 e 20 mostram que os valores máximos de tensão normal  $\sigma_Y$  aconteceram para contatos em lado de não trabalho nas posições -2mm para o superior e -1,0mm para o inferior. A Tabela 1 mostra uma comparação entre esses valores máximos de tensões para as seqüências 1, 2 e 3 e a diferença em porcentagem das seqüências 2 e 3 para a seqüência 1.

Os resultados obtidos para um valor de carga de 1 N podem ser extrapolados, por exemplo, para simular cargas reais de mastigação (180 N) e parafunção (500 N) como o bruxismo, admitindo a hipótese de análise elástica dos materiais (Tabela 2).

Tabela 1 - Valores máximos de tensão de tração  $\sigma_Y$  para carregamento de 1 N nas seqüências 1, 2 e 3 e percentual de diminuição das tensões em relação à seqüência 1.

	Posição de contato $\sigma_Y$ máximo	Seqüência 1	Seqüência 2		Seqüência 3	
		E = 68,9 MPa	E = 1370 MPa	Diferença % Seqüência 1	E = 13700MPa	Diferença % Seqüência 1
PRÉ-MOLAR SUPERIOR	NÃO TRABALHO -2,0 mm	0,12	0,10	20%	0,09	33%
PRÉ-MOLAR INFERIOR	NÃO TRABALHO - 1,0 mm	0,05	0,04	25%	0,03	66%

Tabela 2 - Valores máximos de tensão de tração  $\sigma_Y$  para carregamento de 500 N nas seqüências 1, 2 e 3.

	Posição de contato $\sigma_Y$ máximo	Seqüência 1 E = 68,9 MPa	Seqüência 2 E = 1370 MPa	Seqüência 3 E = 13700MPa
PRÉ-MOLAR SUPERIOR	NÃO TRABALHO -2,0 mm	60 MPa	50 MPa	45 MPa
PRÉ-MOLAR INFERIOR	NÃO TRABALHO - 1,0 mm	25 MPa	20 MPa	15 MPa

## 5 DISCUSSÃO

A etiologia e progressão das lesões cervicais não cariosas ainda permanecem bastante controversas, e os principais fatores causais estão associados à presença de agentes ácidos endógenos ou oriundos da dieta (erosão), à abrasão devido principalmente à escovação dental e à flexão dentária (abfração)<sup>19, 12, 5, 21, 36, 42</sup>. As divergências mais importantes são relativas a abfração, uma vez que se questiona a influência que a flexão do elemento dentário exerce no surgimento dessas lesões. Alguns autores acreditam que as tensões de tração geradas na região cervical dos dentes não teriam nenhuma responsabilidade sob as lesões cervicais em forma de cunha<sup>22, 9</sup>.

No presente trabalho procurou-se avaliar a localização, a magnitude e o tipo (tração ou compressão) das tensões geradas na estrutura dental através do método de elementos finitos, onde um modelo matemático computacional é utilizado para resolução de problemas da mecânica, hidrodinâmica, termodinâmica e outros. Na odontologia, muitos autores têm optado pelo método de elementos finitos ao método da fotoelasticidade para análise das concentrações de tensões pelo fato do primeiro permitir um estudo da superfície externa e interna do dente, ser de mais fácil execução, além de permitir um melhor julgamento tanto qualitativo como quantitativo do estado de tensões<sup>3, 10, 11, 13, 14, 17, 20, 23, 25, 26, 27, 28, 31, 32, 35, 37</sup>.

Neste estudo, o desenho anatômico do dente foi obtido através de um modelo parametrizado, o que torna mais versátil qualquer modificação da forma das estruturas modeladas em relação à dos trabalhos revisados<sup>3, 10, 11, 13, 14, 17, 20, 23, 25, 26, 27, 28, 31, 32, 35, 37</sup>. Nesses últimos, a forma do dente é digitalizada para depois ser importada pelo programa de elementos finitos. Uma vez dentro do programa, a anatomia conseguida não pode ser mais

modificada. No modelo parametrizado qualquer alteração do contorno e espessura das estruturas é facilmente feita pela simples alteração do valor de um determinado parâmetro geométrico utilizado para construção do modelo. Isso se torna particularmente importante para a evolução do método, uma vez que os modelos tendem a ser cada vez mais complexos e difíceis de se construir.

Apesar de alguns autores<sup>3, 10, 11, 13, 14, 23, 26, 31, 37</sup> terem considerado o esmalte como um material isotrópico, este trabalho procurou reproduzir sua ortotropia pelo fato de vários estudos enfatizarem a importância dessa característica na distribuição de tensões no dente<sup>17, 35</sup>. A resistência à tração do esmalte é cerca de 26 vezes menor que sua resistência à compressão<sup>4, 35</sup>, portanto para discussão deste trabalho estaremos sempre relacionando as tensões de tração que surgem na região cervical do dente com o possível desenvolvimento das lesões cervicais. O fato de o esmalte apresentar um comportamento ortotrópico, diferentes módulos de elasticidade e diferentes resistências à fratura em direções ortogonais, influencia no comportamento do esmalte frente às tensões de tração transversais ao longo eixo dos prismas (direção de menor resistência) e, portanto, com maior chance de produzir a quebra da união química entre os cristais e justificar a iniciação da formação das lesões cervicais não cariosas. Alguns trabalhos revelam que algumas características anatômicas e histológicas do esmalte cervical o deixariam mais vulneráveis às falhas por fratura. Nessa região o esmalte é mais fino, aprismático, com menor conteúdo mineral, sem invaginações para a dentina<sup>17, 11, 26</sup> e podem ainda, segundo Rees, apresentar uma área de descontinuidade com a dentina subjacente que o apoia<sup>28</sup>.

No presente trabalho optou-se por interpretar o estado de tensões no dente pela visualização das tensões normais  $\sigma_y$  e tensões equivalentes de von Mises. A representação das tensões através das máximas tensões principais  $\sigma_1$  foi normalmente usada para interpretação dos resultados em trabalhos anteriores<sup>3, 13, 17, 20, 23, 25, 26, 27, 28, 37</sup>, porém neste estudo foi

previamente verificado que as tensões normais  $\sigma_y$  praticamente correspondiam às máximas tensões principais  $\sigma_1$  nos pontos externos das trajetórias horizontais cervicais de análise. Além disso, as tensões normais fornecem uma indicação tanto das regiões de tração (positivas) quanto de compressão (negativas), evidenciando claramente onde ocorre flexão na estrutura do dente. Portanto, em acordo com o trabalho de Goel et al<sup>11</sup>, as tensões normais  $\sigma_y$  permitem uma melhor visualização das tensões que atuam transversalmente ao longo eixo dos prismas de esmalte e, portanto, de maior interesse no estudo da etiopatogenia das lesões cervicais não cáries (maior responsabilidade na indução das rupturas dos cristais de hidroxiapatita). A tensão equivalente de von Mises, por ser uma medida escalar absoluta do estado de tensões fornece uma boa indicação das regiões mais solicitadas, porém sem diferenciá-las entre tração e compressão.

Neste trabalho, as regiões cervicais, vestibular e palatina do primeiro pré-molar superior e a região cervical lingual do pré-inferior mostraram tensões de tração quando o contato se estabelecia na cúspide do lado oposto ao analisado. A região cervical vestibular do pré-inferior apresentou tensões trativas em todas as posições de contato entre os dentes. Tal fato poderia explicar a maior prevalência de lesões cervicais não cáries nesse dente, apesar dos maiores valores terem sido encontrados no pré-molar superior. Outros estudos mostraram, em acordo com este trabalho, que de uma forma geral, as tensões de compressão tenderam a se manifestar ao longo das cúspides que estabeleciam o contato devido essas regiões estarem sujeitas a deslocamentos compressivos. O dente dessa forma se flexiona ou se curva e induz a deslocamentos trativos na região cervical oposta ao contato e poderia explicar o aparecimento das tensões de tração nesta área<sup>3, 20, 23, 31, 37</sup>. Também foi verificado que o contato dentário excêntrico gerou maiores valores de tensões normais  $\sigma_y$  de tração na região cervical de ambos os dentes que o contato cêntrico<sup>20, 23, 26, 37</sup>. Em atividades parafuncionais, como no bruxismo, os dentes são submetidos a contatos excêntricos e de grande magnitude (500 N a 1000 N).

Portanto, é de se esperar em concordância com trabalhos prévios, que mantidos os demais fatores de risco em condições semelhantes, pacientes bruxômanos teriam maior risco em desenvolver lesões cervicais<sup>1, 39</sup>.

As lesões de cervicais não cariosas são raramente encontradas na superfície lingual dos dentes inferiores e palatina dos superiores, embora valores similares ou até maiores de tensões de tração sejam gerados nessas áreas. Talvez essa diferença de prevalência possa ser explicada pelo fenômeno da “corrosão sob tensão”<sup>42</sup> estar se manifestando mais nas faces vestibulares dos dentes. Existem trabalhos que mostram que fluidos contendo agentes erosivos são removidos seis vezes mais rapidamente da superfície palatina que das superfícies vestibulares dos dentes devido ao fluxo salivar<sup>18</sup>.

A maioria dos trabalhos através do método de elementos finitos para análise das estruturas dentárias, não simulava o contato entre duas superfícies antagônicas<sup>3, 10, 11, 13, 14, 17, 20, 25, 26, 27, 28, 31, 32, 35, 37</sup>. O carregamento era realizado através da aplicação das cargas estáticas em pontos estrategicamente selecionados e com direção e magnitude pré-determinadas. Neste trabalho uma condição mais próxima da realidade é esperada na medida que a direção do carregamento é naturalmente estabelecida nas várias posições em que as vertentes antagônicas se contatam.

Também se procurou simular durante o desenvolvimento desse trabalho uma condição “dinâmica” de carregamento, ao contrário de todos os outros estudos em elementos finitos, em que cargas estáticas foram utilizadas<sup>3, 10, 11, 13, 14, 17, 20, 23, 25, 26, 27, 28, 31, 32, 35, 37</sup>. Sob cargas estáticas de até 1 N, o dente se movimenta o permitido pelo espaço do ligamento periodontal (movimento dentário inicial) e, para valores maiores de carga, a movimentação se estabelece pela deformação elástica das paredes do alvéolo (movimento dentário secundário)<sup>24</sup>. O padrão de movimentação dentária sob um carregamento estático não condiz com a realidade clínica, pois as cargas a que os dentes estão sujeitos, tanto em atividades funcionais quanto

parafuncionais, acontecem em frações de segundo, o que as caracteriza como cargas dinâmicas de impacto. Segundo Körber<sup>15</sup>, a aplicação de cargas em alta velocidade aumenta a “resistência” do ligamento periodontal e, sob certos padrões de impulso, torna-se “rígido”, impedindo o dente de se movimentar dentro do alvéolo. Para explicar esse fenômeno, devemos lembrar que o espaço do ligamento periodontal é composto por uma rede vascular e que, provavelmente, sangue e líquido intersticial são expulsos dos vasos quando cargas estáticas ou semi-estáticas (1 segundo ou mais) incidem sobre o dente. Em contraste, contatos dentários repetidos ou de curtíssima duração (0,25s a 0,30s) não oferecem tempo suficiente para que os fluidos vascular e intersticial do ligamento periodontal sejam drenados de seus locais de origem para os espaços trabeculares do osso alveolar<sup>30</sup>. Portanto, os trabalhos<sup>11, 23, 31, 37</sup> que por limitações técnicas ou outras razões, não modelaram o ligamento periodontal poderiam estar reproduzindo, mesmo que de forma não intencional, o comportamento dinâmico do dente frente a essas cargas.

O presente trabalho considerou a variação do módulo de elasticidade para simulação da diminuição e ausência de mobilidade do elemento dentário. O autor verificou que o padrão de distribuição de tensões foi bastante semelhante para os três valores adotados para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal, porém com magnitudes diferentes. A modelagem considerando um maior módulo de elasticidade, produziu em todas as posições de contato analisadas, os menores valores de tensão  $\sigma_y$ . Isso sugere, que com a simulação de um comportamento mais rígido do ligamento periodontal, as tensões geradas na estrutura dentária são menores devido à transmissão de parte dessas tensões para o osso alveolar. Assim, os trabalhos que usaram valores reais convencionais para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal, poderiam estar sempre superestimando, em termos de magnitude, as tensões resultantes no dente e mais precisamente em sua região cervical<sup>3, 10, 13, 14, 17, 20, 25, 26, 27, 28, 32, 35</sup>.

Admitindo-se a hipótese de comportamento elástico-linear dos materiais, os resultados em MPa obtidos para uma carga unitária podem ser extrapolados às condições reais de carregamento a que os dentes estão submetidos, de maneira diretamente proporcional. Assim, tensões de tração normal máxima na região cervical do primeiro pré-molar superior de 0,12 MPa para uma carga de 1 N, corresponderiam a tensões de 21,6 MPa para uma carga funcional de 180 N e de 60 MPa para cargas de 500 N numa atividade parafuncional. Para o pré-inferior esses valores máximos seriam de 9 MPa em atividades funcionais e 25 MPa em parafunção. Tais valores estão próximos ou superam os valores de resistência à tração do esmalte e podem levar à ruptura dos cristais. Segundo este trabalho esses valores seriam menores em 33% para o dente superior e 66% para o inferior quando é simulada uma condição “dinâmica” onde o efeito de amortecimento do ligamento periodontal se faz valer e diminuem as tensões a que os dentes estão submetidos (seqüência 3). Estudos mostram que o dente, apesar de não se movimentar sob cargas de impacto, se deformaria elasticamente e oscilaria numa frequência de 1500 a 2000 hertz (ciclos por segundo)<sup>15</sup>. O ligamento periodontal, através de sua característica amortecedora, reduz drasticamente a vibração do dente para 1,0 a 2,0 hertz e minimiza o dano de flexão na estrutura dentária.

De fato, as tensões trativas geradas na região cervical não deveriam ter valores tão próximos do valor de resistência à tração do esmalte (10 MPa), pois seria de se esperar que muito mais dentes fossem acometidos precocemente. Devemos levar em consideração que os dentes ainda estão submetidos à fadiga e, portanto, tensões alternadas muito menores ao longo de um período de tempo podem causar falhas no esmalte e iniciar o processo de fratura. Esta hipótese está de acordo com os trabalhos que mostram uma correlação positiva entre lesões cervicais e o aumento da idade<sup>1,2</sup>. De fato, parece que uma combinação de substâncias ácidas, escovação dental e tensões causam mais danos que qualquer um desses fatores atuando isoladamente.

Os resultados deste trabalho realizado pelo método de elementos finitos também se apresentaram de maneira bastante compatível com a realidade clínica, como já evidenciado em trabalhos anteriores<sup>23, 26, 27, 28, 31, 37</sup>, o que credencia o método para a reprodução do comportamento biomecânico dos dentes quando submetidos às cargas funcionais e parafuncionais. Entretanto, esses mesmos resultados devem ser interpretados com cautela, uma vez que se trata de uma análise plana de deformações. Sendo assim, qualquer movimento na direção Z bem como torção não podem ser modelados. Também a secção vestibulo-lingual analisada refere-se ao centro do dente e conseqüentemente a área que representa o pior caso já que o dente flexiona mais na sua região central. Secções mais mesiais ou distais exibiriam menor flexão cuspeada e possivelmente menores tensões cervicais<sup>27</sup>. É preciso ainda, que haja um consenso sobre as propriedades mecânicas dos tecidos modelados e um maior refinamento da anisotropia do esmalte. Modelos fiéis tridimensionais de dentes em contato, com e sem a presença do bolo alimentar interposto, e carregamentos dinâmicos mais padronizados facilitarão a comparação dos resultados e devem ser meta para os futuros trabalhos em elementos finitos.

Alguns resultados pareceram curiosos e merecem ser destacados. Não era de se esperar valores de tensões normais de tração tão maiores no primeiro pré-molar superior e nem de se visualizar, na região cervical vestibular do pré-molar inferior, tensões exclusivamente de tração para qualquer posição de contato analisada. Outro achado curioso se refere à desproporção como diminuíram as tensões normais máximas na região cervical vestibular, entre os pré-molares superior (33%) e o inferior (66%), quando se procurou simular a ausência de mobilidade dentária permitida pelo ligamento periodontal. Talvez, a geometria dos tecidos dentários modelados no primeiro pré-molar inferior possa ter influenciado nesses achados.

Algumas perguntas ainda permanecem difíceis de serem respondidas no atual estágio científico de entendimento sob as lesões cervicais não cariosas. Afirmar se, e quando um determinado paciente exposto a um ou mais fatores de risco irá desenvolver lesões cervicais ou relacionar estes prováveis fatores etiológicos com a condição clínica do(s) dente(s) em que a lesão já se manifesta é tarefa desafiadora.

A fusão dos conhecimentos da engenharia com as ciências médicas tem muito a acrescentar para o entendimento de vários processos biológicos ainda obscuros e interferir na qualidade de vida no planeta. Juntamente com o aperfeiçoamento dos modelos em elementos finitos, há a necessidade que estudos clínicos bem conduzidos procurem evidenciar o papel que cada possível fator de risco tenha na etiologia e no desenvolvimento das lesões cervicais não cariosas.

Este trabalho não tem a pretensão de esgotar o assunto nem de apresentar resultados determinísticos. O esforço para se obter modelos laboratoriais que representem o mais fielmente possível as condições clínicas deve ser constante por parte dos pesquisadores. O estabelecimento do contato dentário e a tentativa de se reproduzir uma condição dinâmica para os modelos neste trabalho em elementos finitos é apenas mais uma contribuição no árduo caminho para compreensão dessas lesões.

## 6 CONCLUSÃO

Dentro das limitações impostas pelo método foi possível concluir pela análise da distribuição de tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior em contato que:

1- Nas posições excêntricas, tensões de compressão foram geradas ao longo das cúspides que estabelecem o contato e tensões de tração ocorreram na região cervical oposta, caracterizando a flexão do dente, com exceção do pré-molar inferior;

2- Em posições cêntricas, as concentrações de tensões de tração ocorreram na fossa oclusal e as regiões cervicais permaneceram descarregadas com exceção da região cervical vestibular do primeiro pré-molar inferior;

3- O primeiro pré-molar superior apresentou os maiores valores de tensão normal  $\sigma_y$  de tração nas regiões cervicais analisadas;

4- A região cervical vestibular do primeiro pré-molar inferior apresentou tensões de tração em todas as posições de contato analisadas;

5- A simulação da diminuição da mobilidade dentária sob cargas de impacto reduziu o valor das tensões de tração, em todas as regiões analisadas, na ordem de 33% para o pré-molar superior e 66% para o inferior, mas não alterou seu padrão de distribuição.

## REFERÊNCIAS

1. BERNHARDT, O.; GESCH, D.; SCHWAHN, C.; MACK, F.; MEYER, G.; JOHN, U.; KOCHER, T. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. **J Oral Rehabil**, v. 33, p. 17-25, 2006.
2. BORCIC, J.; ANIC, I.; UREK, M. M. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. **J Oral Rehabil**, v. 31, p. 117-123, 2004.
3. BORCIC, J.; ANIC, I.; SMOJVER, I.; CATIC, A.; MILETIC, I.; PEZELJ RIBARIC, S. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. **J Oral Rehabil**, v. 32, p. 502-10, 2005.
4. BOWEN, R. L.; RODRIGUEZ, M. S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. **J Amer Dent Assoc**, v. 64, n. 1, p. 378-87, 1962.
5. BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Stress-induced cervical lesion. **J Prosthet Dent**, v. 67, p. 718-22, 1992.
6. COLLEMAN, T. A.; GRIPPO, J. O.; KINDERKNECHT, K. E. Cervical dentin hypersensitivity. Part II: Associations with abfraction lesions. **Quintessence Int**, v. 31, p. 466-73, 2000.
7. de DEUS, Q. D. **Endodontia**. 5. ed. MEDSI, 1992.
8. DE LONG, R.; DOUGLAS, W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. **J Dent Res**, v. 62, n. 1, p. 32-35, 1983.
9. ESTAFAN, A. FURNARI, P. C.; GOLDSTEIN, G.; HITTELMAN, E. L. In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 3, p. 221-226, 2005.
10. GERAMY, A.; SHARAFODDIN, F. Abfraction 3D analysis by means of the finite element method. **Quintessence Int**, v. 34, p. 526-33, 2003.
11. GOEL, V. K.; KHERA, S. C.; RALSTON, J. L.; CHANG, K. H. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth – A finite element investigation. **J Prosthet Dent**, v. 66, p. 451-9, 1991.
12. GRIPPO, J. O. Abfraction: A new classification of hard tissue lesion of the teeth. **J Esthet Dent**, v. 3, p. 14-19, 1991.
13. KAEWSURIYATHUMRONG, C.; SOMA, K. Stress of tooth and PDL structure created by bite force. **Bull Tokyo Med Dent Univ**, v. 40, p. 217-32, 1993.
14. KITO, M.; SUETSUGU, T.; MURAKAMI, Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. **Bull Tokyo Med Dent Univ**, v. 24, p.81-87, 1977.

15. KÖRBER, K. W. Electronic registration of tooth movements. **Int Dent J**, v. 21, n. 4, p. 466-77, 1971.
16. LAS CASAS, E. B.; VIEIRA, A. C. B. Modelo Parametrizado para o Primeiro Pré-Molar Superior Utilizando o ANSYS. Em: **3º Seminário Brasileiro de Simulação Computacional na Engenharia**, Rio de Janeiro, 26 e 27 de Setembro de 2002.
17. LAS CASAS, E. B.; CORNACCHIA, T. P. M.; GOUVÊA, P. H.; CIMINI JR, C. B. Abfraction and anisotropy – effects of prism orientation on stress distribution. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2003**, v. 6, n. 1, p. 65-73, 2003.
18. LECOMTE, P.; DAWES, C. The influence of salivary flow rate on diffusion of potassium chloride from artificial plaque at different sites in the mouth. **J Dent Res**, v.66, p. 1614-18, 1987.
19. LEE, W. C.; EAKLE, W. S. Possible role of tensile stress in the etiology cervical erosive lesions of teeth. **J Prosthet Dent**, v.52, p.374-380, 1984.
20. LEE, H. E.; LIN, C. L.; WANG, C. H.; CHENG, C. H.; CHANG, C. H. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar – a finite element investigation. **J Dent**, v. 30, p. 283-90, 2002.
21. LEVITCH, L. C.; BARDER, J. D.; SHUGARS, D.A.; HEYMANN, H. O. Non-carious cervical lesions. **J Dent**, v. 22, p.195-207, 1994.
22. LINTOJUA, L. A.; BUSH, P. J.; ANDREANA, S.; TOBIAS, T. S. Effects of occlusal load on cervical lesions. **J Oral Rehabil**, v. 31, p. 225-32, 2004.
23. MAGNE, P.; BELSER, U. C. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 22, n. 5, p. 425-33, 2002.
24. MÜHLEMANN, H. R. Tooth mobility: A review of clinical aspects – a research finding. **J Periodontol**, 1967.
25. REES, J. S. The hole of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. **Eur J Oral Sci**, v. 106, p. 1029-32, 1998.
26. REES, J. S. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. **J Oral Rehabil**, v. 29, p. 188-91, 2002.
27. REES, J. S.; HAMMADEH, M.; JAGGER, D. C. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and pre-molars: A finite element study. **Eur J Oral Sci**, v. 111, p. 149-154, 2003.
28. REES, J. S.; HAMMADEH, M. Undermining of enamel as a mechanism of abrasion lesion formation: a finite element study. **Eur J Oral Sci**, v. 112, p. 347-352, 2004.
29. RICHTER, E-J. In vivo vertical forces on implants. **Int J Oral and Maxillofac Implants**, v. 10, n. 1, p. 99-108, 1995.
30. ROSEMBERG, D.; QUIRYNEN, M.; van STEENBERGHE, D.; NAERT, I. E.; TRICIO, J.; NYS, M. A method for assessing the damping characteristics of periodontal tissues: Goals and limitations. **Quintessence Int**, v. 26, p. 191-7, 1995.

31. SAKAGUCHI, R. L.; BRUST, E. W.; CROSS, M.; DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent Mater**, v. 7, p. 186-90, 1991.
32. SCABELL, P. L. A. **Estudo do efeito das cargas oclusais sobre o primeiro pré-molar superior através do Método dos Elementos Finitos**. 2000. 100p. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Orientador: Prof. Dr. David Félix Balassiano.
33. SCLEBIN, M. A. **Análise de Tensões no Primeiro Pré-Molar Superior e no Primeiro Pré-Molar Inferior**. 2004. 23p. Projeto Final de Graduação Faculdade de Engenharia Departamento de Estruturas e Fundações, Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Orientador: Prof. Dr. Rodolfo Luiz Martins Suanno.
34. SMITH, B. G. N.; KNIGHT, J. K. An index for measuring the wear of teeth. **Br Dent J**, v. 156, p. 435, 1984.
35. SPEARS, I. R.; van NOORT, R.; CRONPTON, R. H.; CARDEW, G. E.; HOWARD, I. C. The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. **J Dent Res**, v. 72, p. 1526-31, 1993.
36. SPRANGER, H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region. **Quintessence Int**, v. 26, p. 149-154, 1995.
37. TANAKA, M.; NAITO, T.; YOKOTA, M.; KOHNO, M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. **J. Oral Rehabil**, v. 30, p. 60-7, 2003.
38. TELLES, D. M. **Incidência de lesões cervicais não-cariosas em estudantes de Odontologia e sua relação com aspectos oclusais**. Bauru, 1997. 70p. Tese (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
39. TELLES, D. M.; PEGORARO, L. F.; PEREIRA, J. C. Prevalence of non-carious cervical lesions and their relation to occlusal aspects : a clinical study. **J Esthet Dent**, v.12, p. 10-15, 2000.
40. WHEELER, R.C. **An Atlas of Tooth Form**. 4. ed London: WB Saunders, 1969.
41. WHEELER, R.C. **Dental Anatomy, Physiology and Occlusion**. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia: WB Saunders, 1974.
42. WHITEHEAD, S. A; WILSON, N. H. F.; WATTS, D. C. Development of noncarious cervical notch lesions in vitro. **J Esthet Dent**, v. 11, n. 6, p. 332-7, 1999.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)