

EFEITO DO MODO DE CARREGAMENTO OCLUSAL NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM DENTES PRÉ-MOLARES COM LESÕES CERVICAIS DE
ABFRAÇÃO ANALISADOS ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Andréia Rosa Coelho Carneiro da Cunha

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS
DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE
JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO
GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

Prof. Luiz Carlos Pereira, D Sc.

Prof. Fernando Pereira Duda, D Sc.

Prof. Telmo Roberto Strohaecker, D Sc.

Prof. David Felix Balassiano, D Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
FEVEREIRO DE 2005

CUNHA, ANDRÉIA ROSA COELHO CARNEIRO DA

Efeito do Modo de Carregamento Oclusal na
Distribuição de Tensões em Dentes Pré-molares
com Lesão Cervical de Abfração Analisados Através
do Método de Elementos Finitos [Rio de Janeiro]
2005

XII, 77 p., 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., En-
genharia Metalúrgica e de Materiais, 2005)

Tese - Universidade Federal do Rio de Janeiro,
COPPE

1. Lesões Cervicais de Abfração
2. Método de Elementos Finitos
3. Mecânica da Fratura

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

DEDICATÓRIA

Ao meu marido Eduardo,

pela compreensão da importância deste trabalho,
pela paciência e ajuda em todos os momentos,
pelo carinho e incentivo, que me tornam mais forte e confiante
e, principalmente, por estar sempre ao meu lado.

Dedico este trabalho, com todo o amor que eu tiver.

AGRADECIMENTOS

A Deus por iluminar meus pensamentos e me mostrar um bom caminho.

Ao professor e orientador Luiz Carlos Pereira - Lula - pela dedicação exemplar e por todo o conhecimento compartilhado. Foi um orgulho ser sua aluna.

Ao Eduardo, de novo, por tudo.

Aos meus queridos pais, Jorge e Tânia, que lutaram pela minha formação, tornando possível que eu chegasse até aqui. Obrigada por todo o carinho e dedicação.

Às minhas irmãs Márcia, Roberta e Marcela e ao meu novo sobrinho Gustavo, por preencherem a minha vida com momentos felizes.

À minha outra família, Paulo Gustavo, Maria Adelaide e Gustavo, agradeço o apoio e o carinho de sempre.

À, cada vez mais amiga, Andréa Barreira Motta, pela companhia e ajuda de todos os dias. Essa amizade vai longe....

Ao Laércio Rosignoli Guzela, técnico do laboratório TerMic, pela sua competência e disposição que tornam todo trabalho mais fácil.

Aos amigos do Laboratório, Aline, Fabiana, Paulo, Liliane, Allan, Fernanda, Leonardo, Flávia e Valéria, pela presença agradável e pelo ambiente feliz de trabalho.

A todos os professores do Curso, que aceitaram o desafio de formar profissionais de outras áreas e o têm feito com brilhantismo.

Aos colegas de Curso, Camila, Ledjane, Michele, Patrícia, Taís, Marcelo, Marília, Ana Maria e tantos outros, que participaram desta etapa da minha vida.

À Coordenação dos Programas de Pós Graduação em Engenharia (COPPE)

pela estrutura dos laboratórios e por manter a alta qualidade dos Cursos.

A0 Laboratório de Metalurgia Física da Universidade Federal do Rio grande do Sul, pela atenção e disposição em solucionar nossas dúvidas.

A0 Suporte à rede Metalmat, pelo esforço em manter o funcionamento e qualidade da rede, permitindo a realização dos nossos trabalhos.

À Patrícia Luise Scabell, pessoa excepcional e profissional brilhante, pela oportunidade de trabalharmos juntas. Também por compreender minha menor dedicação à Clínica durante a realização deste Curso.

AOS amigos queridos, em especial, Carlos, Adriana, Henrique e Tatiana, pela gostosa amizade e por torcerem pelo meu sucesso.

AOS professores da Disciplina de Escultura Dentária da UERJ, Jabur, Tereza, Patrícia e Eneida, que incentivaram a minha atividade acadêmica, confiaram no meu trabalho e me apoiaram desde o início.

AOS amigos da Prótese Dentária da Universidade Estácio de Sá, por suprirem a minha ausência da Disciplina, enquanto me dediquei a este Curso.

A0 CNPq pelo apoio financeiro.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para esta conquista, meu muito obrigado.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc.)

EFEITO DO MODO DE CARREGAMENTO OCLUSAL NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DENTES PRÉ-MOLARES COM LESÃO CERVICAL DE ABFRAÇÃO ANALISADOS ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Andréia Rosa Coelho Carneiro da Cunha

Fevereiro/2005

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

As lesões de abfração têm sido atribuídas à concentração de tensões na região cervical de dentes que sofrem flexão sob cargas oclusais. Estas lesões apresentam forma de “V” ou cunha. Geralmente, comprometem três tipos de tecidos dentários (esmalte, dentina e cimento), que devem ser restaurados com o objetivo de eliminar a sensibilidade local e recuperar a estética. Uma lesão já formada representa um defeito nas estruturas do dente que pode gerar concentração e amplificação das tensões locais, reduzindo a capacidade dos tecidos de suportarem cargas sem danos a sua integridade.

O presente estudo avaliou a distribuição de tensões na região cervical de dentes pré-molares com lesões já instaladas, através do Método dos Elementos Finitos. Este método permitiu uma análise qualitativa e quantitativa das tensões trativas e compressivas dos oito modelos bidimensionais gerados.

A partir do conhecimento das tensões locais, relacionadas à geometria das lesões e às cargas as quais os dentes afetados estão submetidos, torna-se possível a alteração destas condições, através de um preparo cavitário ou da modificação do direcionamento das cargas (ajuste oclusal) por exemplo, visando aumentar a longevidade das restaurações ou prevenir a propagação das lesões.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.)

EFFECT OF OCCLUSAL LOADING ON STRESS DISTRIBUTION IN PREMOLAR
TEETH WITH ABFRACTION CERVICAL LESIONS USING FINITES ELEMENTS
ANALYSIS

Andréia Rosa Coelho Carneiro da Cunha

February/2005

Advisor: Luiz Carlos Pereira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

Abfraction lesions have been attributed to stress concentration on teeth's cervical region that tend to flexure under occlusal loads. These lesions present "V" or wedge shape. Generally, they are present at three types of dental tissues (enamel, dentin and cement) and must be restored in order to eliminate the local sensibility and recover the esthetic. An already formed lesion represents a defect in tooth structures that can generate concentration and amplification of local stress, which can reduce the ability on loading support without any damage.

The present study evaluated stresses distribution on the cervical region of premolar teeth with abfraction lesions using Finite Elements Analysis. This method allowed qualitative and quantitative analysis of tension and compression stress in the two-dimensional models created.

Knowing the local stresses, related to the lesion geometry of teeth and supported loads, it's possible to make alterations of these conditions with cavity preparation or occlusal adjustment, extending the restoration longevity or preventing the lesion propagation.

SUMÁRIO

I - INTRODUÇÃO	13
II - REVISÃO DA LITERATURA.....	15
ETIOLOGIA E CLASSIFICAÇÃO DAS LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS	15
DINÂMICA DO CARREGAMENTO OCLUSAL	16
PROPRIEDADES FÍSICAS E MECÂNICAS DOS TECIDOS DENTÁRIOS	18
TENSÃO OCLUSAL NA FORMAÇÃO DAS LESÕES CERVICAIS DE ABFRAÇÃO	20
RESTAURAÇÃO DAS LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS	23
CONCENTRADORES DE TENSÕES	26
RELAÇÃO ENTRE K E G	30
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	33
III - OBJETIVOS	36
IV - METODOLOGIA	37
V - RESULTADOS	44
1 - MODELO HÍGIDO ISOTRÓPICO - CARGA FISIOLÓGICA	44
2 - MODELO HÍGIDO ISOTRÓPICO - VARIAÇÃO DAS CARGAS	45
3 - MODELO HÍGIDO ISOTRÓPICO - CARGA FISIOLÓGICA X CARGA 5	49
4 - HÍGIDO ISOTRÓPICO X HÍGIDO ANISOTRÓPICO - CARGA 5.....	51
5 - VARIAÇÃO DA GEOMETRIA DAS LESÕES	52
6 - RESTAURAÇÃO DAS LESÕES 1 e 4 - CARGA 5.....	54
7 - RESTAURAÇÃO DA LESÃO 1 - CARGA FISIOLÓGICA	56
IV - DISCUSSÃO	57

VII - CONCLUSÕES	64
VIII - TRABALHOS FUTUROS	65
IX - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
ANEXO I	73
ANEXO II	75
ANEXO III	76
ANEXO IV	77

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: (A) A força resultante é dirigida verticalmente através do longo eixo do dente. (B) contatos em vertentes geram componentes de forças horizontais. Extraído e modificado de OKESON	17
Figura 2: Formação da lesão, segundo Lee e Eakle. Extraído e modificado de LEE e EAKLE 1984.....	21
Figura 3: Lesões cervicais não cariosas com características típicas de abfrações.....	23
Figura 4: Mecanismos teóricos da flexão dental. Extraído e modificado de HEYMANN 1991.	25
Figura 5: Modelo de trinca de Griffith. Extraído e modificado de DIETER, G. E.....	27
Figura 6: Modos de carregamento I, II e III. Extraído e modificado de ANDERSON, T. L.	27
Figura 7: Cargas excêntricas podem causar tensões semelhantes àquelas observadas no modo I de carregamento (abertura da trinca).	28
Figura 8: Distribuição do campo elástico de tensão à frente da trinca. Extraído e modificado de BARSOM, J.M.	30
Figura 9: Representação esquemática da zona plástica à frente da ponta de uma trinca. Extraído e modificado de BARSOM, J.M.....	32
Figura 10: Pré-molar com lesão cervical. (A) Antes do embutimento. (B) Contornos delimitados sobre a fotografia digital da secção do dente embutido.	37
Figura 11: (A) Malha utilizada para o modelo do dente hígido – 6282 elementos e 7707 nós. (B) Malha utilizada para o modelo do dente com lesão - 30123 elementos e 32196 nós.	39
Figura 12: Localização das cargas aplicadas.....	41
Figura 13: (A) Linhas A, B, C, D e E, traçadas sobre o dente hígido. (B) Geometria das lesões e as respectivas linhas utilizadas, F, G, H e I.	43
Figura 14: Tensões Máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.	44
Figura 15: Tensões Máximas no dente hígido, ao longo da Linha B.	45
Figura 16: Tensões Máximas no dente hígido, ao longo da Linha C.	45
Figura 17: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha D.	46
Figura 18: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.	46
Figura 19: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha E.	47
Figura 20: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha D.	47
Figura 21: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.	47
Figura 22: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha E.	48
Figura 23: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha D.	48

Figura 24: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.	48
Figura 25: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha E.	49
Figura 26: Tensões de Von Mises. (A) Carga Fisiológica. (B) Carga 5	50
Figura 27: Tensões Principais Máximas. (A) Carga Fisiológica. (B) Carga 5	50
Figura 28: Tensões Principais Máximas e Mínimas representadas por vetores. (A) Carga Fisiológica. (B) Carga 5	50
Figura 29: Tensões de Von Mises. (A) Modelo hígido isotrópico. (B) Modelo hígido anisotrópico.	51
Figura 30: Tensões Principais Máximas. (A) Modelo hígido isotrópico. (B) Modelo hígido anisotrópico.	51
Figura 31: Tensões Principais Máximas nas lesões cervicais de diferentes geometrias.	52
Figura 32: Distribuição de tensões na Lesão 4, resultante da aplicação da carga 5 (A) Tensões de Von Mises. (B) Tensões Principais Máximas.	53
Figura 33: Tensões Principais Máximas resultantes da aplicação da carga 5 (A) Lesão 1. (B) Lesão 2.	53
Figura 34: Tensões Principais Máximas resultantes da aplicação da carga 5 (A) Lesão 3. (B) Lesão 4.	53
Figura 35: Efeito da restauração da Lesão 1.	54
Figura 36: Efeito da restauração da Lesão 4.	55
Figura 37: Distribuição de tensões na Lesão 1 restaurada, resultante da aplicação da carga 5. (A) Tensões de Von Mises. (B) Tensões Principais Máximas e Mínimas.	55
Figura 38: Tensões Principais Máximas resultantes da aplicação da carga 5 (A) Lesão 1 restaurada. (B) Lesão 4 restaurada.	55
Figura 39: Efeito da aplicação da Carga 1, fisiológica, antes e após a restauração da Lesão 1, tendo como referência o dente hígido.	56
Figura A-1: Região cervical do dente.	73
Figura A-2: Faces do dente.	73
Figura A-3: Partições - esmalte anisotrópico.	75
Figura A-4: Eixos de coordenadas - esmalte anisotrópico.	75
Figura A-5: Malha com orientação do esmalte - modelo hígido anisotrópico.	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades utilizadas (REES, 2003, RUBIN et al., 1983)	38
Tabela 2: Modos de carregamento utilizados.	40
Tabela 3: Resumo dos modelos gerados e cargas aplicadas.	41
Tabela A-1: : Referências das Linhas A, B, C, D, E, F, G, H, I, J e K..	76

I - INTRODUÇÃO

A perda de estrutura na região cervical*¹ dos dentes é uma ocorrência freqüente na clínica odontológica e vem sendo investigada ao longo dos anos com o objetivo de esclarecer os mecanismos envolvidos na sua etiologia e evolução.

As lesões cervicais não associadas a microrganismos são geralmente atribuídas ao hábito incorreto de escovação ou à ingestão excessiva de alimentos ácidos. Entretanto, lesões em forma de cunha, que muitas vezes se apresentam em dentes isolados ou subgingivalmente, não receberam explicação satisfatória nas etiologias descritas. LEE e EAKLE (1984) sugeriram que as tensões resultantes da flexão dental causada pela ação de forças oclusais traumáticas poderiam ser o fator principal para o início destas lesões. Esta hipótese é bem aceita atualmente porque conseguiu explicar características peculiares destas lesões cervicais. O termo abfração foi estabelecido para classificar as lesões decorrentes deste processo (GRIPPO, 1991).

As lesões resultantes destes mecanismos de destruição podem trazer alguns problemas como a hipersensibilidade dentinária, retenção de alimentos nas áreas afetadas e estética deficiente, sendo necessária a recuperação destas regiões por meio de materiais restauradores.

Vários métodos têm sido utilizados na restauração das lesões cervicais. O método convencional envolve o preparo cavitário e a inserção de um material restaurador. Com o atual desenvolvimento dos materiais e sistemas adesivos*², juntamente com a filosofia de conservação dos tecidos saudáveis, a restauração sem o preparo cavitário prévio ou com uma instrumentação mínima tem se tornado uma rotina. Acreditando no desempenho dos materiais adesivos, muitos trabalhos referem-se apenas à escolha dos materiais. O formato das cavidades é considerado de menor importância, já que a adesão dependeria da interação entre o material e os tecidos dentários. Entretanto, independente do material restaurador escolhido, se uma lesão cervical foi formada devido à atuação de cargas oclusais mal direcionadas, a distribuição de tensões localizadas sofrerá influência da geometria das cavidades e o limite de fratura do material poderá ser alcançado.

Uma lesão já formada, mesmo que apresente dimensões reduzidas, representa um defeito nas estruturas afetadas do dente. Estas falhas podem funcionar como concentradores de tensões. De acordo com os princípios de Mecânica da Fratura (EWALDS, 1986), falhas, trincas ou vazios presentes em um material podem levar à concentração e amplificação de tensões na proximidade destes defeitos, reduzindo sua

* Ver Anexo I

capacidade de suportar cargas sem o risco de deformação plástica ou fratura. O conhecimento da influência do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensões geradas em torno das lesões torna-se um fator importante na decisão de realizar ou não alteração da geometria da cavidade antes da inserção do material restaurador.

A anatomia detalhada de um dente, a grande possibilidade de variação das condições de carregamento oclusal e as características físicas e mecânicas das diferentes estruturas dentárias e dos materiais restauradores tornam a análise de tensões locais bastante complexa. O Método de Elementos Finitos, técnica computacional utilizada pela Engenharia desde a década de 60, tem se revelado uma poderosa ferramenta para a análise de tensões nos dentes, uma vez que considera as propriedades de cada material, permite variações no modo de carregamento e pode ser utilizado para geometrias complexas.

Este estudo pretendeu avaliar a distribuição de tensões em dentes que apresentem lesões de abfração já formadas, utilizando o Método de Elementos Finitos. A partir do conhecimento das tensões locais, relacionadas à geometria das lesões e às cargas as quais os dentes afetados estão submetidos, serão estabelecidas as condições mais críticas para este sistema.

II - REVISÃO DA LITERATURA

ETIOLOGIA E CLASSIFICAÇÃO DAS LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS

As lesões cervicais não cariosas (LCNC) são definidas como a perda de estrutura dental próxima à junção amelo-cementária (esmalte–cimento), não associada à ação de microrganismos (BADER *et al.*, 1993, 1996; LEVITCH, 1994; YAP *et al.*, 1995). A abrasão e a erosão são os mecanismos comumente citados nos livros de Patologia Oral para explicar o aparecimento destas lesões. A abrasão é a perda da estrutura dentária produzida por meio de desgaste mecânico anormal, envolvendo o uso de objetos ou substâncias externas repetidamente introduzidas em contato com os dentes. A causa mais comum de abrasão é a escovação, que combina pressão excessiva e a utilização de uma pasta dental abrasiva e/ou escovas de cerdas duras. Ocorre usualmente nas superfícies expostas dos dentes, sendo o grau de comprometimento maior nos elementos mais proeminentes como os caninos e pré-molares. A erosão refere-se à perda de tecido dental pela ação de ácidos, não envolvendo a presença de bactérias. Esses ácidos podem ter origem na dieta ou no contato com produtos industriais (erosão extrínseca) ou podem resultar da regurgitação habitual de ácidos gástricos (erosão intrínseca) (NEVILE, 1998; SHAFER, 1987).

Lesões em forma de cunha, presentes em apenas um elemento dentário ou subgingivalmente, não encontraram explicação satisfatória para sua formação em nenhuma das etiologias conhecidas e foram chamadas de idiopáticas*³. Após a observação de mais de cem casos de pacientes que apresentavam lesões cervicais, LEE e EAKLE (1984) sugeriram que a tensão oclusal poderia ser o fator principal para o início das lesões cervicais sem causas aparentes. Forças oclusais excêntricas levariam à flexão do dente com concentração de tensões na região cervical, onde ocorreriam microfraturas no esmalte e na dentina, causando a perda de tecido dental. Mais tarde, estas lesões foram devidamente classificadas por GRIPPO (1991) como abfrações. O termo abfração vem do latim (ab = afastamento e fractio = fratura) e foi sugerido pelo autor porque está de acordo com o mecanismo de formação das lesões.

As características anatômicas das LCNC apresentam geralmente dois padrões, um com ângulos internos agudos (em forma de V ou cunha) e outro com ângulos arredondados. BRADY e WOOD (1977) avaliaram réplicas das superfícies de lesões não cariosas com a utilização do microscópio eletrônico de varredura (MEV) e identificaram claramente estes dois padrões. Sugeriram então que as lesões provavelmente são cau-

* Ver Anexo I

sadas por mecanismos de ação distintos, associando as lesões angulares ao efeito de tensões oclusais e as lesões arredondadas à “abrasão física” proveniente de fluidos orais ou da limpeza mecânica. BRACKETT (1994), a partir da observação clínica das lesões, também correlacionou forma e etiologia, sugerindo que as lesões em V resultam de um carregamento mal direcionado, enquanto que as lesões arredondadas são primariamente produzidas por ácidos.

O termo erosão tem sido utilizado para designar lesões resultantes de mecanismos diferentes, o que contribui para o aumento da dificuldade no diagnóstico e, consequentemente, no tratamento das lesões cervicais. GRIPPO (1992, 1996) e GRIPPO e SIMRING (1995) publicaram alguns trabalhos com o objetivo de esclarecer a classificação das LCNC. Os autores discutiram alguns princípios da bioengenharia que podem ser considerados como possíveis fatores na formação das lesões: flexão a partir de carregamento; concentração de tensões; amplificação de tensão; corrosão sob tensão; abrasão; erosão /corrosão e efeitos piezoelétricos.

Atualmente, os autores concordam que, em um mesmo paciente, fatores associados a mais de um mecanismo podem estar agindo para o início e desenvolvimento de lesões cervicais, sendo estas caracterizadas como multifatoriais (BURKE *et al.*, 1995; GALIEN *et al.*, 1994; IMFELD, 1996; NUNN, 1996; SPRANGER, 1995).

A discordância entre os clínicos em relação à classificação, à identificação dos fatores de risco e ao tratamento das LCNC (BADER *et al.*, 1993; LYTTLE *et al.*, 1998) demonstra a necessidade de mais pesquisas nesta área.

DINÂMICA DO CARREGAMENTO OCLUSAL

As forças oclusais resultam dos contatos entre as faces oclusais dos dentes superiores e inferiores. Estes contatos ocorrem durante as atividades funcionais de mastigação, deglutição e fonação ou ainda durante movimentos parafuncionais que não fazem parte da fisiologia normal do sistema mastigatório, como por exemplo o bruxismo (ranger ou apertar dos dentes).

O relacionamento maxilo-mandibular que obtém o maior número de contatos entre os dentes superiores e inferiores é descrito como a posição terminal do fechamento mandibular fisiológico (MOHL, 1991). As condições oclusais ótimas durante o fechamento são proporcionadas por contatos uniformes e simultâneos de todos os dentes, fornecendo estabilidade para a mandíbula e minimizando a quantidade de força colocada em cada dente. Esta relação de máxima intercuspidação é sustentada pelos dentes

posteriores que, devido ao seu posicionamento nos arcos, recebem a carga oclusal máxima dirigida através do longo eixo. A presença do ligamento periodontal ao redor das raízes dentárias torna possível a distribuição e a absorção das forças produzidas durante a função. A transmissão das cargas oclusais de um dente superior para um dente inferior é feita através das cúspides*⁴ de trabalho (palatinas superiores e vestibulares inferiores). Idealmente, os contatos oclusais devem ter distribuição e intensidade uniformes e devem estar posicionados de forma a permitir que as tensões resultantes sejam direcionadas para o longo eixo dos dentes. As cúspides de trabalho podem estar direcionadas a diferentes estruturas do dente antagonista, como as fossas ou vertentes oclusais e os rebordos marginais. Quando um dente entra em contato com um vértice de cúspide ou com uma superfície relativamente plana como a crista de um rebordo ou o fundo de uma fossa, a força resultante é direcionada verticalmente através do seu longo eixo*⁵. Entretanto, quando o contato ocorre em uma vertente, as forças resultantes são horizontais (Figura 1). Forças verticais são bem aceitas pelo ligamento periodontal, ao contrário das forças horizontais que não são efetivamente dissipadas e podem causar respostas patológicas (OKESON, 2003).

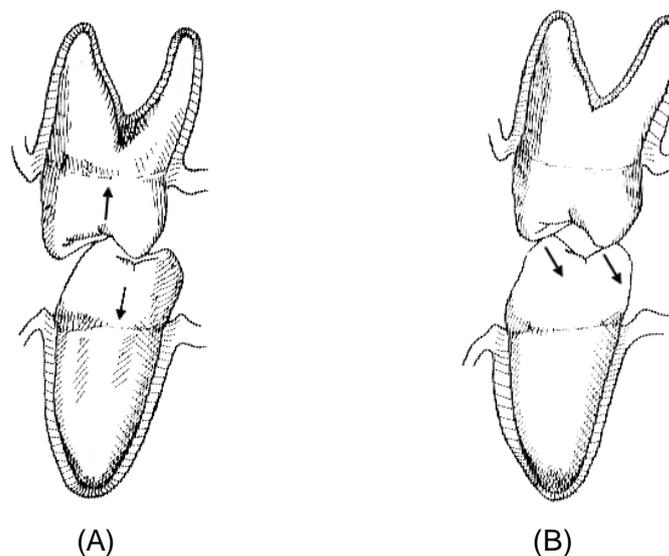


Figura 1: (A) A força resultante é dirigida verticalmente através do longo eixo do dente. (B) contatos em vertentes geram componentes de forças horizontais. Extraído e modificado de OKESON

Durante os movimentos mandibulares, como a protrusão (movimento anterior) e a lateralidade, os dentes anteriores*⁶ devem guiar a trajetória do movimento, enquanto os dentes posteriores*⁷ permanecem desocluidos, sendo protegidos de cargas laterais fora do seu longo eixo. Algumas características permitem aos dentes anteriores uma

* Ver Anexo I

melhor aceitação das forças laterais. Em recentes estudos, sugeriu-se que o ligamento periodontal na região dos dentes anteriores, se comparado com os posteriores, é rico em terminações proprioceptivas neurológicas, o que representa um complexo sistema de defesas (MACIEL, 1998). Desta forma, qualquer sobrecarga nesta região faz com que o sistema de defesa proprioceptivo provoque sensibilidade imediata, ocorrendo relaxamento muscular para preservar os componentes. Além disso, considerando-se o sistema de alavanca da mandíbula, os dentes anteriores estão posicionados mais distantes do fulcro (articulações) e da área de forças vetoriais (músculos elevadores). Como resultado, o total de força que pode ser colocada nos dentes anteriores, comparada aos posteriores, é menor e a probabilidade de uma alteração patológica é diminuída.

Mesmo em uma oclusão considerada dentro dos padrões fisiológicos normais, como os descritos acima, o carregamento e a distribuição de tensões sobre as faces oclusais não podem ser simplificados. A anatomia própria dos dentes posteriores, caracterizada por várias vertentes inclinadas, os complexos movimentos mandibulares e os pontos de contato em posições diferentes em um mesmo dente podem gerar vetores de força altamente complexos durante o “simples” ato de mastigar. As tensões resultantes podem ser do tipo compressiva, trativa e de cisalhamento.

Como todo material, os tecidos dentários apresentam limites de resistência às tensões as quais são submetidos. Em certos casos, dependendo da sua intensidade, magnitude, direção e frequência, as cargas oclusais podem comprometer a integridade destes tecidos.

PROPRIEDADES FÍSICAS E MECÂNICAS DOS TECIDOS DENTÁRIOS

O conhecimento das propriedades físicas e dos tecidos que constituem o dente é necessário para o entendimento das suas propriedades mecânicas sob condições de carregamento.

Entre os tecidos duros estão o esmalte, a dentina e o cimento radicular. O **esmalte** é formado por 96 % (em peso) de material inorgânico, que é representado por cristais de hidroxiapatita organizados na forma de prismas (estruturas alongadas). Entre os prismas, encontra-se uma substância interprismática, por onde os cristais distribuem-se em forma de leque (MJÖR, 1990). Na região cervical, a direção dos prismas é praticamente perpendicular à junção do esmalte com a dentina (junção amelo-dentinária) (SPEARS *et al.*, 1993).

Devido ao acentuado grau de orientação preferencial dos prismas, o esmalte apresenta propriedades mecânicas diferenciadas em relação à direção da aplicação de cargas, caracterizando-o como um material anisotrópico.

Atualmente, a combinação de microscopia de força atômica com a técnica de nanoindentação tem sido utilizada para medir as propriedades dos tecidos dentários. Com base nesta abordagem, HABELITZ *et al.* (2001, 2002) registraram as propriedades de dureza e módulo de elasticidade, medidas a partir de regiões do esmalte com diferentes orientações dos prismas, confirmando a característica anisotrópica da estrutura deste tecido. Os resultados mostraram valores mais elevados, nas duas propriedades medidas, para a direção paralela aos prismas.

A elevada dureza do esmalte, relacionada ao grande teor mineral e seu alto módulo de elasticidade, confere a este tecido características mais próximas de um material frágil.

A **dentina** é responsável pela maior parte da composição do elemento dentário, formando o corpo da coroa e da raiz. Apresenta aproximadamente 70 % (em peso) de material inorgânico (hidroxiapatita), 18 % de material orgânico (colágeno) e 12 % de água. Como no esmalte, os principais constituintes da porção inorgânica são os cristais de hidroxiapatita, porém em tamanho menor. Este tecido é formado por túbulos que variam em diâmetro e volume dependendo da idade do dente e da região analisada da dentina. Resultados de resistência à tração (GIANNINI *et al.*, 2003) indicaram que a dentina mais profunda (mais próxima à polpa) pode ser considerada mais fraca em relação à superficial (mais próxima ao esmalte), sugerindo que a abertura (luz) dos túbulos não contribui para a resistência.

Em relação ao esmalte, há um aumento da porção orgânica (colágeno) que contribui para a redução do módulo de elasticidade da dentina. Além disso, o menor conteúdo mineral está associado com a redução da dureza.

Devido às características físicas e às propriedades estruturais peculiares ao esmalte e à dentina, estes tecidos reagem diferentemente às tensões. Cada material apresenta seus limites de resistência, como demonstrado nos estudos experimentais (HABELITZ *et al.*, 2001). Entretanto, a união “natural” destes tecidos permite criar uma unidade sólida composta de materiais que se complementam para a necessidade funcional dos dentes. Para resistir ao desgaste e às cargas oclusais, há necessidade de um material que tenha elevada dureza. Porém, os materiais com estas características tendem a ter comportamento frágil, apresentando maior probabilidade de fratura na presença de algum defeito. Para compensar esta característica frágil do esmalte, a dentina, localizada internamente sem exposição ao desgaste, apresenta menor dureza e me-

nor módulo de elasticidade. Desta forma, os dois tecidos juntos formam um material compósito com boa tenacidade à fratura, podendo normalmente suportar as cargas funcionais (ANUSAVICE, 1998).

De acordo com GIANNINI *et al.* (2003), a interface biológica entre o esmalte e a dentina pode diminuir as tensões, inibindo localmente a propagação da fratura. Nos testes de resistência à tração, nenhum dos espécimes fraturou na junção amelo-dentinária. A fratura ocorreu mais freqüentemente no esmalte e as trincas sempre se propagaram paralelamente à orientação dos prismas.

O **cemento** é o menos duro e o menos mineralizado dos três tecidos dentários. Seu conteúdo mineral é de aproximadamente 65 % do peso, sendo constituído por cálcio e fósforo, principalmente sob a forma de hidroxiapatita. Está localizado ao redor das raízes dentárias, sendo envolvido pelo ligamento periodontal que o liga ao osso.

Apesar da quantidade de cimento aumentar gradualmente durante a vida, este tecido apresenta um volume reduzido comparado ao da dentina e do esmalte. Além disso, apresenta-se de forma irregular ao longo da raiz. Na região cervical, pode variar de 25 µm a 50 µm, enquanto que na porção apical varia de 150 µm a 250 µm (BORGHETTI e MONNET-CORTI, 2002).

TENSÃO OCLUSAL NA FORMAÇÃO DAS LESÕES CERVICAIS DE ABFRAÇÃO

Observações clínicas das lesões em forma de cunha, presentes em um único dente ou em dentes não adjacentes, levaram vários autores à conclusão de que fatores intrínsecos ao dente, como a flexão dental, poderiam ser os responsáveis pela perda de tecido dental próximo à junção amelo-cementária (BRADY e WOOD, 1977; GRIPPO, 1996; LEE e EAKLE, 1984, 1996).

Segundo LEE e EAKLE (1984), forças oclusais aplicadas excentricamente podem causar a flexão do dente, gerando tensões que são concentradas na região cervical: (1) tensão compressiva no lado para onde o dente flexionou e (2) tensão trativa no lado contrário ao da flexão. Esmalte e dentina têm alta resistência à compressão e, sob este tipo de tensão, os danos à estrutura cristalina são mais difíceis de ocorrer. Sob tração, a dentina é mais resistente do que o esmalte devido a sua maior capacidade de deformação. Apesar disso, as duas estruturas têm resistência à tração limitada e este tipo de tensão pode causar ruptura entre os cristais de hidroxiapatita (Figura 2A). Quando a união dos cristais é rompida, aumentam os espaços entre os cristais e pequenas moléculas provenientes do meio podem penetrar nesta região. A ação destas pequenas

moléculas pode impedir o restabelecimento da união entre os cristais. Uma tensão de tração suficiente tenderia a propagar a fratura, uma vez que esta foi iniciada. A estrutura cristalina rompida seria mais susceptível à dissolução química e à ruptura por força física (escovação, compressão e cisalhamento) durante a mastigação ou hábitos parafuncionais (bruxismo), havendo então outros fatores envolvidos na evolução da lesão.

Estes mesmos autores também relacionaram as características principais que as lesões resultantes de tensões localizadas devem apresentar: estar próxima ao fulcro e apresentar forma de cunha, com ângulos vivos (porém, outros fatores podem modificá-la). Além disso, a direção da força lateral que gera a tensão deve determinar o local da lesão, e o tamanho da lesão deve estar diretamente relacionado com a magnitude e a frequência das tensões locais. Segundo o princípio de cargas em alavanca, a magnitude da tensão de tração depende da distância entre a força aplicada (face oclusal) e o fulcro (junção amelo-cementária). Quanto mais distante a força lateral do fulcro, maior é a intensidade de tensões trativas que afetam o dente na região próxima ao fulcro e conseqüentemente, maior é a área de ruptura. Como resultado deste efeito, estas lesões cervicais possuem angulações ditadas pela localização do contato na superfície oclusal (Figura 2B).

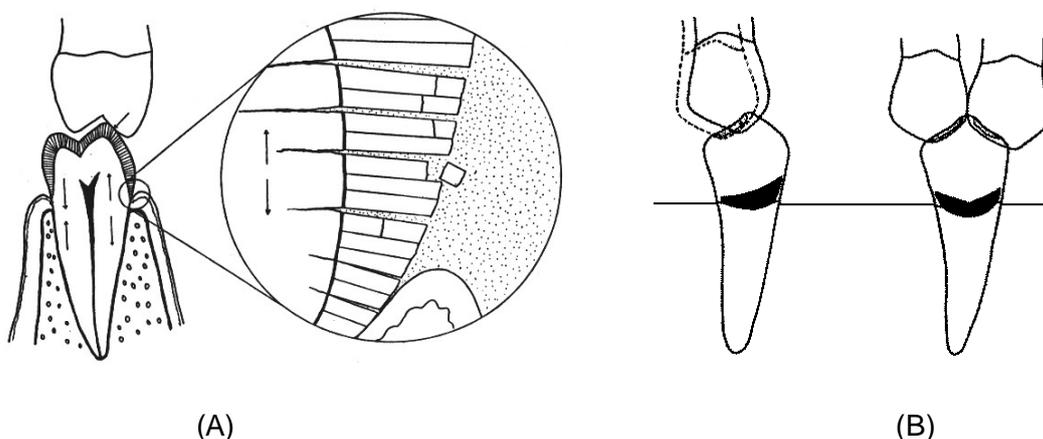


Figura 2: Formação da lesão, segundo Lee e Eakle. (A) Fratura entre os prismas de esmalte. As setas indicam as tensões de tração e compressão, na região cervical, causadas pela força oclusal aplicada lateralmente. (B) Magnitude e localização das tensões determinando a forma e o tamanho da lesão. Extraído e modificado de LEE e EAKLE 1984.

BRAEM et al. (1992) conseguiram dados que suportam o potencial das tensões de tração no desenvolvimento das lesões em forma de cunha. Selecionaram pacientes que apresentavam defeitos em forma de cunha. A relação oclusal foi observada e foto-

grafada. Foram obtidas réplicas das lesões em resina epóxi que receberam cobertura metálica para posterior análise no microscópio eletrônico de varredura. As réplicas das lesões refletiram diferentes estágios de danos cervicais. Foram observados defeitos em forma de cunha subgingivais, o que sugeriu que forças oclusais instáveis poderiam ser a principal influência para o início das lesões. Na avaliação de um pré-molar girovertido, a lesão estava localizada no terço cervical da face distal, o que cancela a hipótese de fraqueza intrínseca da região cervical vestibular e está de acordo com as observações de Lee e Eakle em relação à influência da localização do contato oclusal na posição e angulação da lesão.

Estudos clínicos, como o de BEVENIUS *et al.* (1993), também encontraram resultados favoráveis à teoria da tensão oclusal. Foi realizado um traçado optoeletrônico dos movimentos mandibulares dos pacientes que apresentavam as lesões em cunha. Registrou-se um maior número de lesões no lado do arco que apresentava excursões laterais da mandíbula irregulares, o que sugere a presença de alguma desarmonia oclusal.

Outros fatores, relacionados ao dente, podem contribuir para a perda de tecido duro como consequência do carregamento oclusal (LEVITCH *et al.*, 1994). Dependendo das propriedades físico-químicas da saliva e do dente submetido a carregamento, uma diferença de potencial elétrico pode se desenvolver, promovendo uma transferência eletroquímica de íons do dente para a saliva. Este efeito, chamado piezoelétrico, causaria perda de substância do dente, alterando a sua superfície (GRIPPO, 1992, 1996).

DAWID *et al.* (1991), após análise de 72 pacientes com lesões cervicais, observaram uma maior frequência dos defeitos em cunha nos pacientes que possuíam desoclusão em grupo e facetas de desgaste. Os estudos de microscopia mostraram que houve perda de substância dental, caracterizada pela fratura dos prismas de esmalte com formação de fendas (gaps). Os autores concluíram que as fraturas de esmalte e as alterações morfológicas da dentina indicam um processo dinâmico que pode ser aumentado por forças piezoelétricas e pela diferença entre os módulos de elasticidade do esmalte e da dentina.

Ainda em relação às características intrínsecas ao dente, segundo GOEL *et al.* (1990, 1991), o contorno da junção amelo-cementária pode afetar a distribuição de tensões no esmalte e na dentina. A presença de concavidades no contorno desta junção pode ser correlacionada com a localização mais comum das lesões cervicais nos pré-molares, abaixo da cúspide funcional dos pré-molares inferiores e acima da cúspide não funcional dos pré-molares superiores, ou seja, na superfície vestibular destes den-

tes (LEVITCH *et al.*, 1994).

Os estudos relatam uma prevalência de 5% a 85% das LCNC. Apesar desta discrepância, todos os autores concordam que esta aumenta com a idade. De acordo com GOEL *et al.* (1990) e KHERA *et al.* (1990), existe um aumento da fragilidade do esmalte e da dentina nos dentes mais velhos que pode exacerbar o efeito das forças oclusais. Além disso, estes dentes estariam submetidos a tensões por um tempo mais prolongado em relação aos dentes mais jovens.

XHONGA (1977) encontrou uma correlação positiva entre o bruxismo e a presença de lesões cervicais nos dentes nos quais facetas de desgaste foram encontradas. O bruxismo é uma atividade não funcional do sistema mastigatório que inclui o apertar ou ranger dos dentes. Esta condição aumenta significativamente a força exercida pelos contatos dentários, mantém uma posição instável durante os movimentos excêntricos e gera componentes de força horizontais. Todas estas características instalam desarmonia oclusal que é uma condição para o aparecimento das lesões de abfração.



Figura 3: Lesões cervicais não cariosas com características típicas de abfrações: forma de cunha, comprometimento de um elemento dentário isolado e sinais de desarmonia oclusal.

RESTAURAÇÃO DAS LESÕES CERVICAIS NÃO CARIOSAS

Uma vez iniciadas, as LCNC podem trazer alguns problemas como a hipersensibilidade dentinária, retenção de alimentos nas áreas afetadas, dificuldade de manutenção da higiene e estética deficiente. Geralmente, um ou mais destes fatores

levam à procura de tratamento pelos pacientes. Entretanto, os benefícios de uma restauração estética e funcional da região afetada vão além da resolução destes problemas. GRIPPO (1992) citou várias boas razões, relacionadas a fatores da bioengenharia, para a indicação do tratamento restaurador. Dentre elas estão: redução da concentração de tensão; redução da flexão; redução da progressão da lesão de abfração; prevenção da fratura do dente; eliminação da dissolução ácida ou corrosão (erosão); eliminação da corrosão sob tensão e redução do efeito da piezoelectricidade.

No trabalho de XHONGA *et al.* (1972), medidas da progressão das LCNC restauradas e não restauradas, no mesmo paciente, sugeriram que as restaurações podem reduzir a taxa de destruição da estrutura dental.

Apesar dos contínuos avanços das técnicas e dos materiais restauradores, a falha de restaurações cervicais, conhecidas como Classe V, ainda é freqüente. Os fatores relacionados ao seu fracasso têm sido investigados (REES e JACOBSEN, 1998). Mais recentemente, as tensões oclusais vêm recebendo maior atenção, sendo avaliado o seu efeito sobre as restaurações cervicais. HEYMANN *et al.* (1988, 1991) avaliaram o desempenho dos adesivos dentinários através da restauração cervical de 178 dentes, sendo 93 deles pré-molares. As restaurações foram avaliadas com 2 meses, 6 meses, 1 ano e 2 anos. Fatores oclusais que pudessem afetar o sucesso da retenção das restaurações foram avaliados através do registro de informações sobre a localização dos dentes com lesão, idade do paciente e oclusão. Cada paciente foi perguntado e examinado sobre bruxismo, apertamento ou outras formas de oclusão traumática como facetas de desgaste. Foi considerado sim ou não para a carga oclusal, de acordo com a presença ou ausência destes fatores. Segundo os autores, todos esses fatores podem estar relacionados com a flexão dental. Apesar de afirmarem que essa relação não está bem esclarecida, apresentam dois mecanismos primários para a flexão dental (Figura 4). A idade dos pacientes foi estatisticamente significativa em relação à retenção das restaurações, ocorrendo mais falhas em pacientes mais idosos. Houve também resultado significativo em relação à localização dos dentes com lesão, no arco maxilar ou mandibular, onde as falhas de retenção tiveram maior freqüência no arco mandibular. O fator carga oclusal teve relação significativa com a perda das restaurações. Doze dos 16 pacientes com fracasso na retenção receberam sim para este fator, com evidência de bruxismo ou outra forma de tensão oclusal.

Os resultados obtidos ajudaram a reforçar a teoria da flexão dental como explicação de insucessos na retenção de restaurações cervicais.

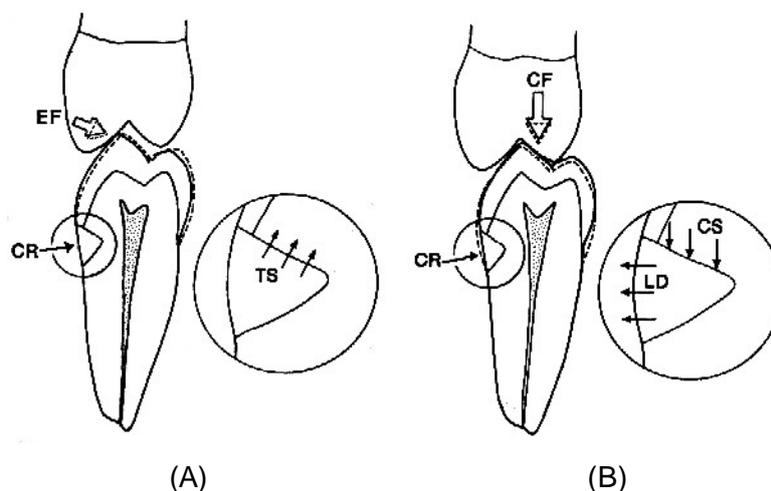


Figura 4: Mecanismos teóricos da flexão dental. (A) Deformação lateral do dente por força excêntrica; (B) Deformação vertical do dente por força cêntrica. (EF) força excêntrica; (TS) tensão de tração; (CR) restauração cervical; (CF) força cêntrica; (CS) tensão de compressão; (LD) deformação lateral. Extraído e modificado de HEYMANN 1991.

DAVIDSON e ABDALLA (1994) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a integridade marginal das restaurações Classe V sujeitas a cargas oclusais cíclicas. Foram preparadas cavidades nos dentes e estes foram restaurados com oito combinações diferentes de sistemas adesivos e materiais restauradores. Três testes foram realizados para cada combinação: sem carga (controle), com a aplicação de uma carga sobre a superfície oclusal de 125 N e, por último, uma carga de 250 N. As amostras receberam cargas por 500 ciclos e foram colocadas em uma solução corante por 24 horas para observar a penetração desta nas margens da restauração.

Não houve diferença significativa entre os materiais no grupo sem carga. Contudo, após a aplicação da carga, as diferenças foram observadas. A maior parte dos materiais não foi capaz de suportar a carga de 250 N. Os resultados indicaram que a integridade marginal das restaurações Classe V, em dentes oclusalmente carregados, foi preservada apenas por poucos materiais.

Os autores acreditam, baseados também em outros trabalhos, que a microinfiltração*⁸ nos molares em oclusão foi significativamente maior do que nos molares sem antagonistas*⁹ devido à deformação elástica dos dentes causada por forças oclusais.

LAMBRECHTS *et al.* (1996) relataram alguns fatores que podem afetar o desempenho clínico e a retenção das restaurações das LCNC ou defeitos multifatoriais, como foram chamados por estes. Especialmente as cargas oclusais e o substrato foram considerados os fatores de maior importância. Segundo os autores, sob hiperclusão, o dente sofre elevada flexão e este modo de carregamento pode contribuir para a perda

* Ver Anexo I

da adesão entre a dentina e a restauração. As forças oclusais podem aumentar a microinfiltração e levar à formação de fenda (gap) na margem da restauração. Ainda afirmaram que a medida mais importante na restauração destas lesões cervicais talvez seja a correção da hiperoclusão do dente em questão, antes do procedimento restaurador. Os contatos oclusais devem estar distribuídos uniformemente, sendo checados com papel carbono para marcação de contatos. O ajuste oclusal e a fabricação de um protetor noturno são recomendados, se existe a presença do fator oclusal.

CONCENTRADORES DE TENSÕES

A presença de uma fratura na região cervical, mesmo que bem reduzida, representa uma descontinuidade no material (dente) que funciona como um defeito. De acordo com os princípios de Mecânica da Fratura (EWALDS, 1986), estes defeitos são chamados de concentradores de tensões e atingem o limite de resistência à fratura do material com maior facilidade. As tensões atuantes sobre um sólido que contenha uma trinca podem ser concentradas e amplificadas na extremidade deste defeito. A magnitude desta tensão máxima (σ_m) pode ser calculada a partir da tensão nominal (σ_o), conhecendo-se os valores da profundidade do defeito (a , quando o defeito for superficial) e do raio de curvatura da sua extremidade (ρ), de acordo com a Equação 1. A razão entre σ_m/σ_o é conhecida como fator de concentração de tensões (K_t) e corresponde à medida do grau de amplificação das tensões na extremidade do defeito.

$$\sigma_m = \sigma_o [1 + 2 (a/\rho)^{1/2}] \quad (1)$$

$$\text{Assim: } K_t = \sigma_m/\sigma_o = 1 + 2 (a/\rho)^{1/2} \quad (2)$$

Considerando-se que a profundidade da trinca é relativamente grande em relação ao raio de curvatura ($a \gg \rho$), a partir da Equação 2, obtém-se:

$$\text{Assim: } K_t = 2 (a/\rho)^{1/2} \quad (3)$$

Quanto maior o comprimento do defeito ($\uparrow a$) ou menor a curvatura da sua extremidade ($\downarrow \rho$), maior é o fator de concentração de tensões ($\uparrow K_t$).

O efeito de um fator de concentração de tensões é mais significativo em materiais frágeis que não sofrem deformação plástica significativa sob tensão. De acordo com

as propriedades físicas dos tecidos dentários, a dentina e principalmente o esmalte, apresentam o comportamento mecânico mais próximo dos materiais frágeis.

Griffith desenvolveu um critério para a propagação de uma microtrinca em materiais frágeis, utilizando um balanço de energias baseado em um sólido que contém uma trinca (Figura 5). De acordo com a sua teoria, durante a propagação de uma trinca, os materiais frágeis liberam parte da energia armazenada proveniente da sua deformação elástica. À medida que a trinca cresce, novas superfícies são criadas dando origem a um aumento da energia superficial do material. Desse balanço de energia do sistema foi possível encontrar uma equação para a tensão crítica, ou seja, a tensão que causará a propagação de uma trinca (EWALDS, 1986).

$$\sigma_c = (2 E \gamma_s / \pi a_c)^{1/2} \quad (4)$$

Onde: E = módulo de elasticidade

γ_s = energia de superfície específica

a_c = tamanho crítico da trinca.

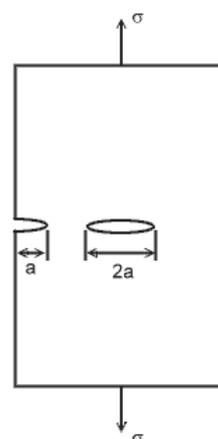


Figura 5: Modelo de trinca de Griffith. Extraído e modificado de DIETER, G. E.

O deslocamento das faces de uma trinca pode ocorrer de três formas, de acordo com as condições de carregamento. Os modos de carregamento são definidos de acordo com a Figura 6: abertura (modo I); deslizamento (modo II) e cisalhamento (modo III).

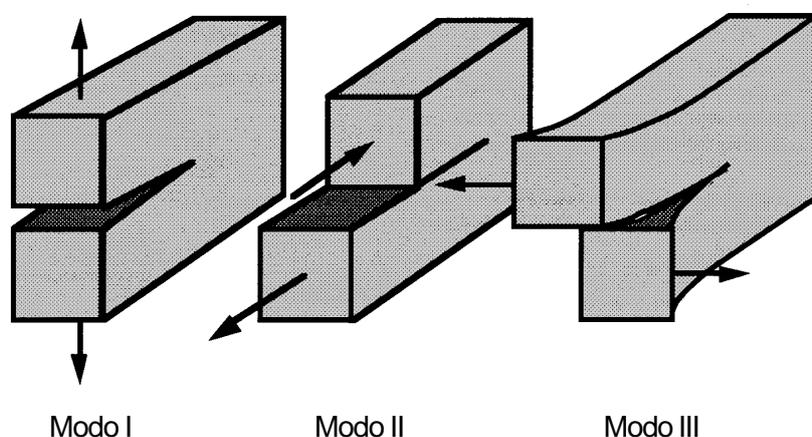


Figura 6: Modos de carregamento I, II e III. Extraído e modificado de ANDERSON, T. L.

Na década de 50, G. R. Irwin propôs um novo termo chamado “taxa” crítica de liberação de energia (G_c) que contém o termo γ_s e mais um termo relativo à deformação plástica localizada na ponta da trinca (γ_p), definindo uma nova equação para o critério de fratura. Este fato foi importante porque conseguiu incluir um termo relativo à deformação plástica (comum no caso dos materiais metálicos ensaiados na temperatura ambiente) e reorganizar os termos da equação, separando os que são dependentes dos fatores geométricos e de carga (tensões) do sistema – lado direito da equação (5) - daqueles relacionados com as propriedades do material.

$$\sigma_c^2 \pi a = G_c E \quad (5)$$

$$G_c = 2 (\gamma_s + \gamma_p) \quad (6)$$

Nos elementos dentários sob cargas oclusais é possível identificar situações semelhantes ao modo I de carregamento (Figura 7).

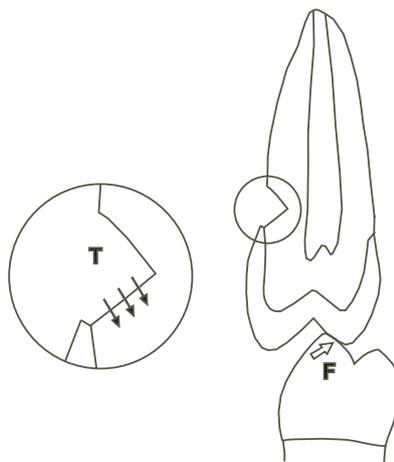


Figura 7: Cargas excêntricas podem causar tensões semelhantes àsquelas observadas no modo I de carregamento (abertura da trinca).

As lesões cervicais em forma de cunha, com ângulos internos agudos, provavelmente têm potencial de gerar alta concentração de tensões quando o dente sofre flexão sob forças oclusais. O benefício imediato da restauração destas áreas com resinas compostas é a redução da concentração de tensões, já que elimina o defeito no dente (GRIPPO, 1996). Entretanto, é formada uma região de interface onde as propriedades dos materiais mudam de um lado para o outro. Para uma boa adesão, deve haver ínti-

mo contato entre o dente e a restauração. A interface dente-resina, que na verdade é composta pela interação de dois ou três tecidos diferentes com o material restaurador, apresenta um valor de adesão para cada um destes tecidos. Além desta condição heterogênea, a inserção do material na cavidade e a contração de polimerização*¹⁰ da resina podem gerar tensões residuais localizadas, bolhas e microtrincas. Com a dificuldade de se garantir uma união perfeita na interface (ausência de microtrincas), a maior concentração de tensões provavelmente se localizará nesta região.

Quando se trata de defeitos pontiagudos (ρ tendendo a zero), uma outra abordagem é proposta na literatura para o problema das tensões que levam à fratura dos materiais. Neste caso, é necessário estabelecer qual o modo de carregamento ao qual o componente está submetido e a descrição do campo de tensões, à frente dessa trinca, associado a este carregamento.

Considerando-se o modo I de carregamento, os campos de tensões à frente de uma trinca passante contida num painel, que apresenta um tamanho muito reduzido em relação às dimensões desse painel, e submetida a uma tensão nominal σ_0 , são descritos de acordo com as equações contidas na Figura 8. Verifica-se que, no plano da trinca ($\theta = 0$), as tensões σ_{xx} e σ_{yy} são iguais e o valor dessas tensões cresce ao aproximar-se da ponta da trinca. Há nessas equações o parâmetro K (Fator de intensidade de tensões), proposto por Irwin, que depende do modo de carregamento (I, II e III), do componente de tensão (σ_{ij}) em análise e das dimensões e localização da trinca no sólido.

Para o modo I de carregamento e considerando-se o componente de tração (σ_{yy}) na ponta da trinca, os termos podem ser rearranjados adequadamente tal que:

$$K_I = Y \sigma (\pi a)^{1/2} \quad (7)$$

Onde: Y = parâmetro de forma = $f(a/W)$

a = tamanho da trinca

W = largura do sólido

O parâmetro Y será uma função das dimensões do componente (ou corpo de prova), do tamanho e posicionamento da trinca nesse componente e do modo de carregamento (modo I, II ou III). Este parâmetro está relacionado à "compliance" (flexibilidade) do sistema e às cargas atuantes, e assim o seu valor é obtido através de métodos numéricos (análises por MEF), estando em geral disponível na literatura para as diversas

* Ver Anexo I

Portanto, quando um componente que contém uma trinca de tamanho a é submetido a um carregamento, se K tende a K_c , isto corresponde a G tender a G_c . A partir desta consideração, obter o valor de K_c corresponde à determinação do valor de G_c do material e, portanto, representa a sua tenacidade à fratura, não sendo necessário o conhecimento dos valores de γ_s e γ_p do material. Dessa forma, a avaliação da tenacidade à fratura dos materiais poderá ser feita através das medidas de K_c . A vantagem disto reside no fato de que na literatura estão disponíveis expressões de K para diversas configurações de corpos de prova e valores de Y associados a estes corpos de prova. Assim, o valor de K_c será aquele relativo à carga de fratura (P_f) obtida naquele ensaio.

Entretanto, algumas condições deverão ser obedecidas para validar a igualdade da Equação (10), que configura a Mecânica da Fratura Linear Elástica.

Caso o material apresente plasticidade à frente da trinca (como no caso dos materiais metálicos na temperatura ambiente), que corresponde à parcela de energia γ_p da Equação (6), esta deverá ser muito pequena, de tal forma que esta zona plástica esteja restrita à região adjacente à ponta da trinca. Esta é uma condição facilmente encontrada quando se trata de materiais que não têm plasticidade à temperatura ambiente (por exemplo materiais cerâmicos ou metais e polímeros em temperaturas muito baixas). Uma zona plástica restrita pode ser verificada quando se trata de materiais metálicos de alta resistência e alguns polímeros especiais em temperaturas intermediárias, ou quando as condições geométricas da amostra ou componente que contém uma trinca configuram um estado de triaxialidade de tensões à sua frente ($\sigma_{zz} = \sigma(\sigma_{xx} + \sigma_{yy})$) que restringirá o tamanho da zona plástica, mesmo à temperatura ambiente (Figura 9). Nessa condição, diz-se que há um estado de deformação plana (σ_{xx} , σ_{yy} e σ_{zz}), em contraste com o estado de tensão plana (biaxial – σ_{xx} e σ_{yy}).

O estado de tensões em um sólido bidimensional (tensão plana) será constituído por tensões normais (σ_1 e σ_2) e tensões cisalhantes (σ_{12}). Os planos perpendiculares aos planos das tensões normais máximas são denominados Planos Principais e suas tensões normais **Tensões Principais**. Estas tensões principais ocorrem quando a tensão cisalhante é nula, gerando maior risco para a fratura do material.

A presença do componente de tensão σ_{zz} e sua intensidade estão relacionadas com a espessura (B) e altura (W) da amostra e com o tamanho da trinca (a), tal que os valores de K obtidos nos ensaios para o cálculo do tamanho da zona plástica deverão ser utilizados e comparados com as dimensões do corpo de prova e com o tamanho da trinca, de acordo com as equações 11 e 12.

$$a, B > 2,5 (K_q / \sigma_y)^2 \quad (11)$$

$$W > 5,0 (K_q / \sigma_y)^2 \quad (12)$$

onde K_q é o valor de K correspondente à carga de fratura (P_f) e σ_y é o limite de escoamento do material nas condições de ensaio. Caso sejam satisfeitas as equações (11) e (12), $K_q = K_{IC}$, e é denominado de *Tenacidade à Fratura* do material, e portanto independe das dimensões do corpo de prova.

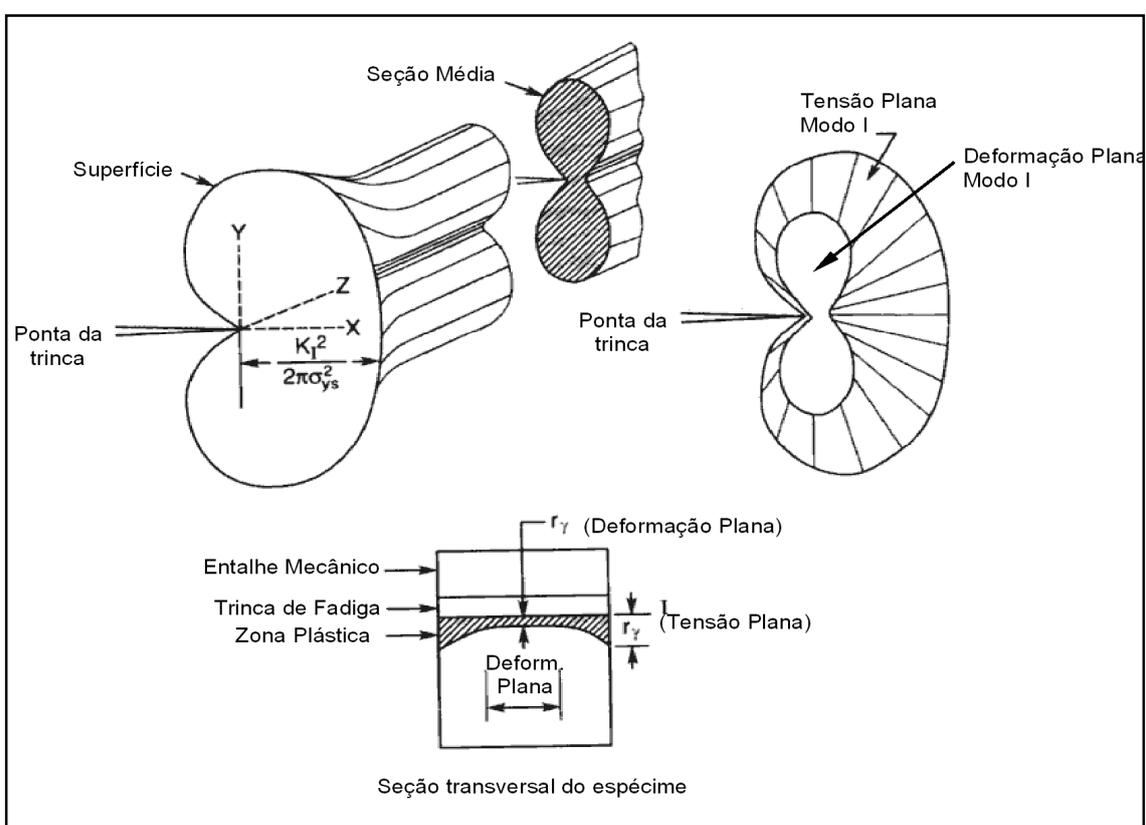


Figura 9: Representação esquemática da zona plástica à frente da ponta de uma trinca. Extraído e modificado de BARSOM, J.M.

O estado de deformação plana (σ_{zz}) exige modificações nas equações do K e assim a Eq. (9) e as demais que se seguem também deverão ser corrigidas por um fator $(1-\nu^2)$, tal que:

$$K^2 (1 - \nu^2) = E G \quad (13)$$

Para diversas geometrias de amostras utilizadas com freqüência na Engenharia, já existem tabelas de fórmulas para se obter os valores de K correspondes às condições especificadas. Entretanto, no caso de geometrias muito detalhadas, como a anatomia de um elemento dentário, são exigidas expressões matemáticas muito mais complexas.

Para o estudo da distribuição de tensões nos dentes foi necessário buscar ferramentas que facilitassem esta análise. Além disso, as propriedades mecânicas dos materiais em questão e as condições de carregamento também devem ser consideradas. O método de elemento finito, utilizado pela engenharia desde a década de 60, tem se revelado uma excelente metodologia para a análise de tensões e deformações nos dentes, implantes e próteses submetidos a cargas. O poder do elemento finito está na sua versatilidade. As estruturas analisadas podem apresentar formas, suportes e cargas arbitrárias.

MÉTODO DE ELEMENTO FINITO

O método de elementos finitos (MEF) envolve a divisão de uma estrutura em vários elementos através da criação de uma malha de discretização. Estes elementos são conectados por meio de nós que servem de parâmetro para medidas do deslocamento resultante da aplicação de uma carga. Um conjunto de equações algébricas deverá ser resolvido simultaneamente neste processo, tornando a implementação computacional imprescindível. Após a resolução das equações, os resultados são apresentados como deslocamentos (deformações) e tensões (COOK, 1994).

As informações necessárias para a análise são: a geometria do modelo, as cargas aplicadas, as condições de contorno e as propriedades do material.

Diversos estudos relacionados ao comportamento da região cervical sob cargas oclusais vêm utilizando o método de elemento finito para análise da distribuição de tensões. Na maioria das vezes foram encontradas evidências do efeito deletério destas cargas.

TAKAHASHI (1980) utilizou o MEF bidimensional para estudar o comportamento mecânico de um incisivo central superior, um segundo pré-molar inferior e um primeiro molar inferior, submetidos a várias condições de carregamento. A deflexão e a distribuição de tensões no ligamento periodontal foram alguns dos resultados analisados. Todos os dentes apresentaram maior deflexão quando o ângulo de carregamento aumentou em relação ao longo eixo. As tensões no ligamento periodontal foram máximas na

região cervical.

Recentemente, REES (2002) avaliou a concentração de tensões na região cervical de um segundo pré-molar inferior a partir da variação na posição de uma carga de 500 N. O MEF bidimensional foi utilizado para esta análise. Todos os materiais foram considerados isotrópicos. As cargas laterais aplicadas nas vertentes internas, tanto da cúspide vestibular quanto da cúspide lingual, produziram os valores de tensão principal máxima. Desta forma, foi demonstrada maior influência das cargas oblíquas na distribuição de tensões da região cervical.

Um ano mais tarde, o mesmo autor utilizou o mesmo tipo de análise para observar a distribuição de tensões na região cervical de um incisivo, um canino e um pré-molar, todos superiores. Nesta modelagem, o esmalte foi considerado anisotrópico, o que está mais próximo das características reais dos tecidos dentários. Sob carga oblíqua de 500 N, os valores máximos de tensão foram registrados para o incisivo e o pré-molar, sendo o canino o menos afetado. Os resultados estão de acordo com a prevalência das lesões de abfração (REES, 2003).

TANAKA *et al.* (2003) analisaram a distribuição de tensões nos modelos bidimensionais de um incisivo central superior e de um primeiro molar inferior. Os resultados sugeriram que o carregamento oblíquo no dente traciona a superfície do esmalte próxima à junção amelo-cementária, causando uma deformação que eventualmente pode levar à formação das lesões cervicais.

PALAMARA *et al.* (2000) investigaram o efeito da localização e angulação da carga oclusal na distribuição da deformação no esmalte cervical vestibular de um segundo pré-molar inferior. Além do MEF tridimensional, foram utilizados extensômetros (strain gages) para a obtenção de medidas experimentais com o objetivo de validar o método computacional. Uma carga estática de 100 N foi aplicada, variando-se sua inclinação no sentido vestibulo-lingual e, posteriormente, no sentido méso-distal. Segundo os autores, as deformações resultantes do modelo do MEF tiveram excelente concordância com as medidas obtidas pelos extensômetros na superfície vestibular do dente. As deformações ficaram concentradas próximas à junção amelo-cementária. A magnitude, a direção e as características das deformações no esmalte foram reconhecidas como altamente dependentes das condições de carregamento. O padrão assimétrico de deformação no esmalte cervical, em resposta às cargas oblíquas, é consistente com o quadro comum de assimetria das LCNC.

LEE *et al.* (2002) investigaram a distribuição de tensões em um segundo pré-molar superior com o objetivo de substanciar o mecanismo de flexão dental. Foi utilizado

um modelo tridimensional submetido a sete condições diferentes de carregamento. Os resultados do estudo demonstraram a presença de tensões trativas na região cervical do dente para várias posições e direções das cargas. Quando as cargas eram laterais, as tensões geradas foram maiores em relação às cargas aplicadas verticalmente.

A partir da análise de tensões por MEF em dentes hígidos, os estudos introduziram novas variáveis como a presença de restaurações. REES (1998) investigou a influência de uma restauração oclusal na concentração de tensões na região cervical de um segundo pré-molar inferior. Com a utilização do MEF como ferramenta, obteve um modelo bidimensional que foi submetido a uma carga excêntrica de 100 N. Os valores máximos das tensões de tração e de cisalhamento aumentaram, sendo a tensão maior no plano mais distante da aplicação da carga.

REES e JACOBSEN (1998) utilizaram o MEF bidimensional para avaliar se a presença de uma restauração do tipo Classe I poderia aumentar a flexão da cúspide sob carga oclusal e, conseqüentemente, aumentar a tensão em torno de uma restauração cervical (Classe V). Foi aplicada uma carga de 100 N na vertente interna da cúspide vestibular de um primeiro pré-molar inferior. Foi constatado um aumento das tensões na interface da restauração cervical devido à perda da integridade da face oclusal restaurada. O efeito do aumento da profundidade da cavidade oclusal foi mais significativo quando comparado ao aumento da largura.

Muitos esforços têm sido feitos a fim de analisar as tensões atuantes sobre os dentes humanos, buscando-se a maior aproximação possível do ambiente e condições de funcionamento da cavidade oral. Os modelos utilizados no MEF são cada vez mais detalhados para que uma maior precisão de resultados possa ser alcançada. A obtenção de modelos tridimensionais e a consideração de propriedades anisotrópicas para o esmalte provavelmente tornam os modelos mais reais (AUSIELLO *et al.*, 2001, LAS CASAS *et al.*, 2003)

III - OBJETIVOS

A proposta deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões na região cervical de dentes que apresentem lesões cervicais de diferentes geometrias, submetidos a condições variadas de carregamento oclusal, com intensidade de 100N.

Para a obtenção dos resultados, a seguinte seqüência foi definida:

1- Obtenção de modelos bidimensionais do elemento dentário selecionado

2- Análise pelo Método de Elementos Finitos:

a) Identificação das tensões máximas em função do carregamento em um dente hígido:

Aplicação de cargas concentradas (cêntricas e excêntricas) neste modelo, com variação de posição, angulação e direção, porém de mesma intensidade (100N).

Identificação do modo de carregamento mais crítico para a integridade das estruturas dentárias.

b) Identificação das tensões máximas em função do carregamento no dente com lesão cervical:

Aplicação da carga considerada mais crítica (definida na etapa a)

Variação da geometria das lesões cervicais

c) Identificação das tensões máximas em função do carregamento no dente com lesão cervical restaurada

Aplicação da carga considerada mais crítica (definida na etapa a)

IV - METODOLOGIA

Dentes humanos que apresentavam lesões cervicais não cariosas foram obtidos no Banco de Dentes Humanos da Universidade Estácio de Sá, com autorização prévia a partir de processo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP/UFRJ)*. Para este estudo, foi escolhido um primeiro pré-molar superior com lesão cervical em forma de cunha, característica das lesões causadas por cargas oclusais.

Antes da destruição da amostra para obtenção do modelo bidimensional, o dente foi fotografado com uma câmera digital (Nikon Coopix 950) acoplada a um microscópio estereoscópio (Nikon, Modelo 102) para uma melhor observação do tamanho e contorno reais da lesão (Figura 10 A). Outras fotografias de LCNC foram obtidas na clínica para demonstração desta condição in situ (Figura 3).

O dente selecionado foi então embutido em resina epóxi (nº 331, Epoxtec, RJ, Brasil) e desgastado longitudinalmente, até à sua metade mesio-distal, com a utilização de lixas de carbetto de silício (granulação 800, 1000, 1200, 3M Brasil). Uma imagem digital desta seção foi obtida e inserida em um programa de desenho vetorial (AutoCAD 2000, Autodesk inc., Neuchatel, Suíça). Desta forma, os contornos do esmalte, da dentina, da polpa e da lesão foram traçados a partir do modelo real. Os tecidos dentários adjacentes foram desenhados de acordo com a sua anatomia normal. O ligamento periodontal apresenta 0,3 mm de espessura (REES, 2003) e foi considerada a distância de 1 mm da crista óssea à junção amelo-cementária (LINDHE, 1999) (Figura 10 B). Devido à dificuldade de obtenção de amostras do cimento que permitam a mensuração de suas propriedades mecânicas ou à complicada tarefa de simular sua distribuição

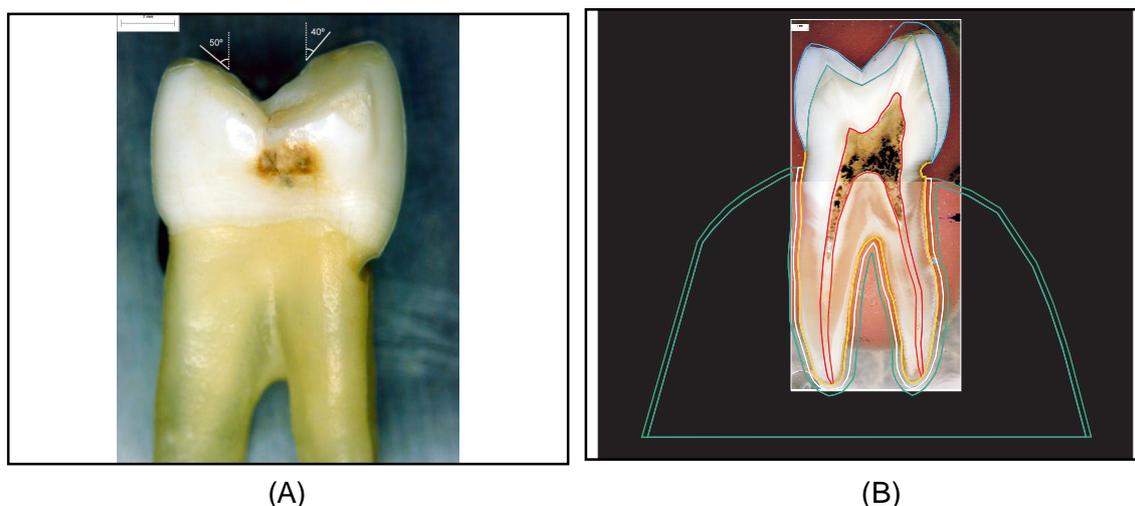


Figura 10: Pré-molar com lesão cervical. (A) Antes do embutimento. (B) Contornos delimitados sobre a fotografia digital da secção do dente embutido.

* Ver Anexo IV

irregular, este tecido, geralmente, não é modelado como uma estrutura independente. Seu contorno externo é copiado, mas é considerado como parte da dentina. O cimento e a dentina apresentam uma porcentagem semelhante de hidroxiapatita, seu principal constituinte, o que provavelmente torna seus módulos de elasticidade parecidos.

As estruturas desenhadas foram exportadas para o programa específico para a análise por Método de Elementos Finitos (ABAQUS CAE versão 6.4, Hibbit Inc., Rhode Island, USA), onde todas as simulações foram realizadas.

A partir dos desenhos, estruturas sólidas foram criadas e suas propriedades atribuídas de acordo com a literatura. Os valores dos módulos de elasticidade e dos coeficientes de Poisson utilizados neste estudo estão descritos na Tabela 1. Inicialmente, foram construídos dois modelos para o dente hígido (sem lesão), um considerando-se propriedades isotrópicas para todas as estruturas presentes, e outro, instituindo-se propriedades anisotrópicas para o esmalte, mais próximas do seu comportamento real*. No segundo caso, E_x representa o módulo de elasticidade na direção principal x, ao longo dos prismas do esmalte, enquanto E_y e E_z são os módulos nas direções perpendiculares aos prismas. A mesma notação foi utilizada para o coeficiente de Poisson. Para os modelos com lesão gerados posteriormente, todas as estruturas receberam propriedades isotrópicas, uma vez que não foi observada diferença significativa na distribuição de tensões na região cervical, quando a anisotropia do esmalte foi considerada.

Tabela 1: Propriedades utilizadas (REES, 2003, RUBIN *et al.*, 1983)

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte (isotrópico)	80000	0,3
Esmalte (anisotrópico)	$E_x = 80000$ $E_y = E_z = 20000$	$\nu_x = 0,3$ $\nu_y = \nu_z = 0,08$
Dentina	15000	0,31
Polpa	2,07	0,45
Ligamento Periodontal	50	0,49
Osso Compacto	13800	0,26
Osso Esponjoso	345	0,31
Resina Composta	10000	0,3

A base do osso alveolar foi engastada, ou seja, seus movimentos de rotação e translação foram limitados em todas as direções. Desta forma, condições de contorno

* Ver Anexo II

foram estabelecidas para os cálculos numéricos, permitindo uma resposta mais adequada das estruturas submetidas às cargas nesses modelos.

As estruturas foram divididas em elementos quadrangulares a partir da criação de uma malha. A escolha da forma dos elementos e da técnica de construção da malha foi realizada por meio de testes e posterior verificação da adequação desta malha com a utilização de uma ferramenta fornecida pelo programa. O tamanho dos elementos foi definido de acordo com a necessidade de refinamento da malha para a obtenção de resultados mais precisos. As malhas escolhidas podem ser visualizadas na Figura 11.

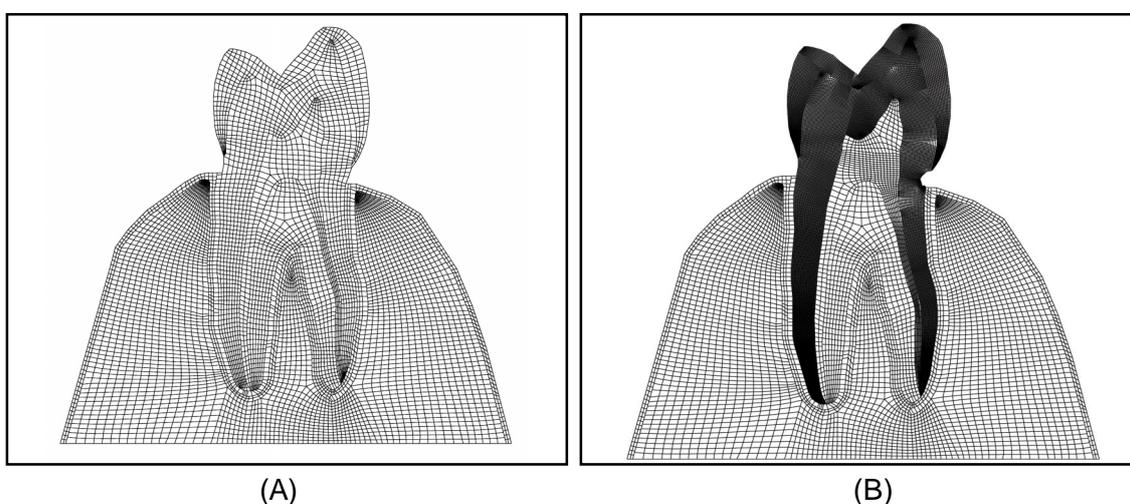


Figura 11: (A) Malha utilizada para o modelo do dente hígido – 6282 elementos e 7707 nós. (B) Malha utilizada para o modelo do dente com lesão - 30123 elementos e 32196 nós.

Uma carga total de 100 N foi aplicada sobre os modelos. O valor escolhido está de acordo com as forças exercidas pelos contatos dentários durante a função, além de ter sido utilizado em outros estudos, possibilitando uma comparação de resultados (REES & JACOBSEN, 1998; PALAMARA et al., 2000 e 2001; REES & HAMMADEH, 2004). A angulação das cúspides no ponto de aplicação da carga foi medida no programa Image-Pro Plus 4.5, Media Cybernetics, USA (Figura 10 A). A carga utilizada corresponde à resultante dos vetores nos eixos x e y, que foram determinados pela decomposição da carga total de 100 N, considerando o ângulo de inclinação medido. Os eixos x e y pertencem ao sistema cartesiano retangular, de orientação positiva direita, utilizado como o sistema global de coordenadas para todas as partes do modelo.

A posição, a angulação e a direção das cargas foram modificadas com o objetivo de se encontrar condições de carregamento que resultassem em uma distribuição de tensões crítica para a o desenvolvimento da lesão de abfração, ou seja, as tensões

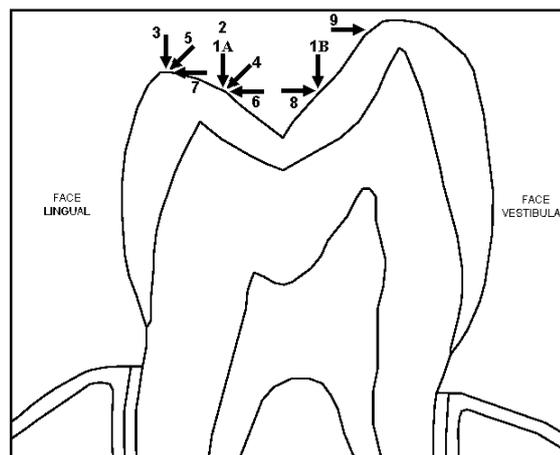
trativas de maior intensidade na região cervical. A escolha da posição das cargas foi baseada em situações de carregamento que ocorrem com frequência durante a oclusão cêntrica ou durante os movimentos mandibulares. A **carga 1** foi chamada de fisiológica pois direciona a força para o longo eixo do dente, representando a melhor situação de relacionamento entre os dentes superiores e inferiores. As **cargas** verticais **2 e 3**, aplicadas sobre a cúspide palatina, representam contatos cêntricos em um único ponto que ocorrem comumente quando a cúspide não está exatamente encaixada na fossa do dente antagonista. As cargas oblíquas aplicadas sobre as cúspides palatinas do primeiro pré-molar superior (**cargas 4, 5, 6 e 7**) podem ser encontradas durante o movimento lateral da mandíbula, no lado de não trabalho, e geram uma concentração de tensões trativas na região cervical vestibular, onde as lesões de abfração são mais comuns. As **cargas 8 e 9**, aplicadas sobre a cúspide vestibular e com direção oblíqua, foram simuladas para representar contatos que ocorrem durante o movimento de trabalho. Nestes casos, a concentração de tensões trativas ocorreria do lado palatino, onde as lesões de abfração são raramente encontradas.

As condições de carregamento simuladas estão descritas na Tabela 2. A localização das cargas está representada na Figura 12.

Tabela 2: Modos de carregamento utilizados.

Carga	Posição da carga
carga1	Dois pontos de aplicação, simulando o contato da cúspide vestibular do pré-molar inferior com a fossa do pré-molar superior
carga2	Um ponto de aplicação na cúspide palatina, a 1,5 mm da fossa, com angulação de 0° (vertical)
carga 3	Um ponto de aplicação, a 0,2 mm do vértice da cúspide palatina, com angulação de 0° (vertical)
carga 4	Um ponto de aplicação na cúspide palatina, a 1,5 mm da fossa, com angulação de 45°
carga 5	Um ponto de aplicação, a 0,2 mm do vértice da cúspide palatina, com angulação de 45°
carga 6	Um ponto de aplicação na cúspide palatina, a 1,5 mm da fossa, com angulação de 90° (horizontal)
carga 7	Um ponto de aplicação, a 0,2 mm do vértice da cúspide palatina, com angulação de 90° (horizontal)
carga 8	Um ponto de aplicação, na cúspide vestibular, a 1,5 mm da fossa, com angulação de 90° (horizontal)
carga 9	Um ponto de aplicação, a 0,2 mm do vértice da cúspide vestibular, com angulação de 90° (horizontal)

Figura 12: Localização das cargas aplicadas.



Posteriormente, novos modelos foram criados com modificações na geometria da lesão cervical para a análise das tensões da região do defeito quando o dente é submetido às condições críticas de carregamento determinadas anteriormente. As geometrias testadas estão representadas na Figura 13.

Foi simulada uma restauração com resina composta dos modelos das lesões 1 e 3 para avaliar sua influência na distribuição das tensões locais. Estas duas geometrias de lesões foram escolhidas para representar um defeito com ângulos vivos e um defeito com ângulos arredondados. Nos dois casos, foi considerada uma união perfeita na interface dente-restauração.

A Tabela 3 mostra o resumo de todos os modelos criados e cargas testadas.

Tabela 3: Resumo dos modelos gerados e cargas aplicadas.

Modelo	Cargas aplicadas
Hígido isotrópico	Cargas 1 a 9
Hígido anisotrópico	Carga 5
Lesão 1	Carga 5
Lesão 2	Carga 5
Lesão 3	Carga 5
Lesão 4	Carga 5
Lesão 1 restaurada	Cargas 1 e 5
Lesão 3 restaurada	Carga 5

Os resultados obtidos estão representados de três formas:

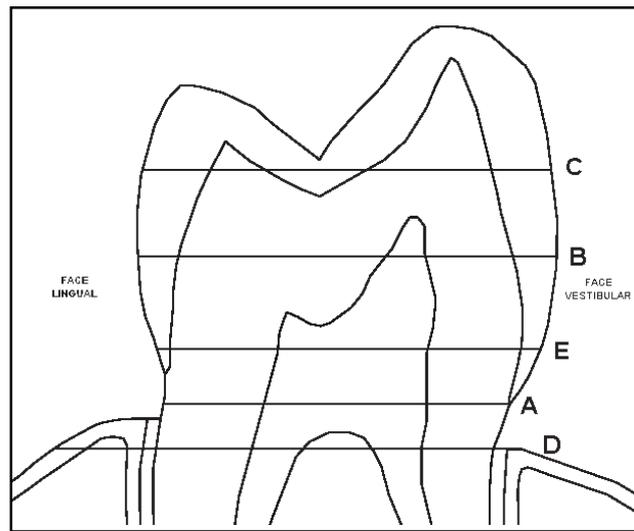
- Contornos de tensões (Von Mises e Tensões Principais)
- Vetores das Tensões Principais Máximas e Mínimas
- Gráficos das Tensões Principais Máximas

As tensões trativas máximas no plano principal são de maior interesse neste estudo, já que terão maior potencial de gerar danos aos tecidos dentais.

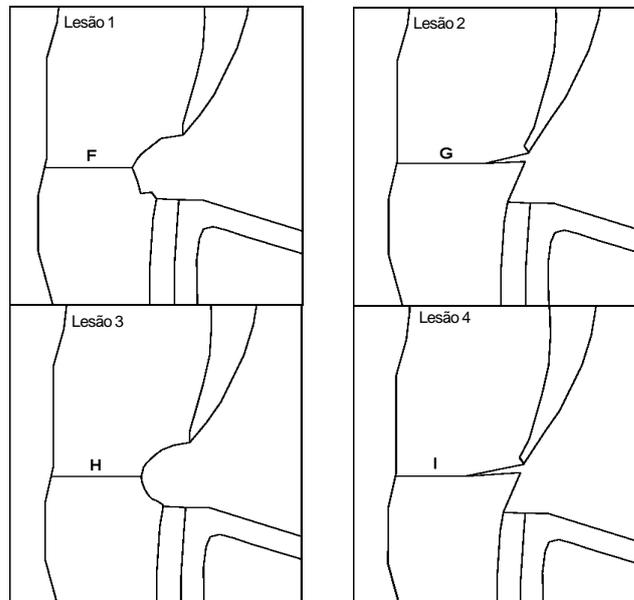
O critério de escoamento para metais dúteis, definido por Von Mises, não depende de uma tensão normal ou cisalhante em particular, mas sim de uma função dos valores das três tensões principais. (DIETER, 1988). Neste estudo, como apenas o regime elástico é considerado e os materiais em questão não apresentam deformação plástica em temperatura ambiente, as tensões de Von Mises serão utilizadas para representar regiões de maior concentração de tensões que corresponderão às áreas com maior possibilidade de fratura do material ao invés do escoamento. Além disso, permite a observação do estado geral de tensões produzidas a partir da aplicação da carga.

Os gráficos foram construídos a partir de linhas traçadas em diversas posições da coroa do dente, escolhidas de acordo com o objetivo da análise. Para a avaliação da malha, da inclinação das cúspides e da anisotropia do esmalte, foram utilizadas as linhas A, B e C, que percorrem maior área da coroa. As tensões localizadas na cervical, região de interesse do estudo, foram analisadas através das linhas A, D e E. Outras linhas foram utilizadas para comparação do efeito da geometria das lesões (F, G, H e I) e das restaurações (J e K), traçadas sob o critério de cruzarem a extremidade das lesões, onde ocorre concentração de tensões (Figura 13). As Linhas J e K percorrem exatamente a mesma trajetória das Linhas F e H, respectivamente, porém continuam até a superfície livre da restauração.

As referências utilizadas para gerar as Linhas estão descritas no Anexo III.



(A)



(B)

Figura 13: (A) Linhas A, B, C, D e E, traçadas sobre o dente hígido. (B) Geometria das lesões e as respectivas linhas utilizadas, F, G, H e I.

V - RESULTADOS

1 - MODELO HÍGIDO ISOTRÓPICO - CARGA FISIOLÓGICA

Testes iniciais foram realizados para a avaliação da influência da inclinação das cúspides no ponto de aplicação da carga e para determinar a necessidade de refinamento da malha. As tensões principais máximas, ao longo das Linhas A, B e C, estão representadas nas Figuras 14, 15 e 16 e foram utilizadas para a comparação das três situações testadas: (1) ângulos das cúspides vestibular e lingual pré definidos como 45°, malha sem refinamento; (2) ângulos reais das cúspides vestibular e lingual foram medidos e considerados para a decomposição dos vetores da carga total de 100 N, malha sem refinamento; (3) ângulos medidos, malha refinada.

As tensões principais máximas apresentaram valores mais elevados quando foi utilizada a angulação real das cúspides, medida no ponto de aplicação da carga.

Para o modelo do dente hígido, o refinamento da malha do esmalte e de parte da dentina (estruturas onde a lesão apareceria) não foi importante para a distribuição de tensões na região cervical.

A partir destes resultados, a medida da inclinação das cúspides foi considerada para todos os modelos testados e a malha com menor quantidade de elementos e nós foi utilizadas para os dentes hígidos.

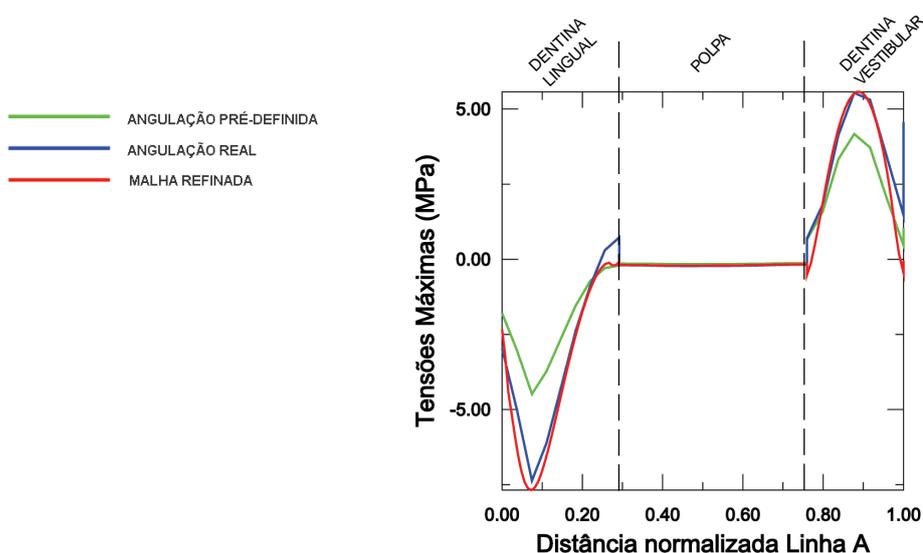


Figura 14: Tensões Máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.

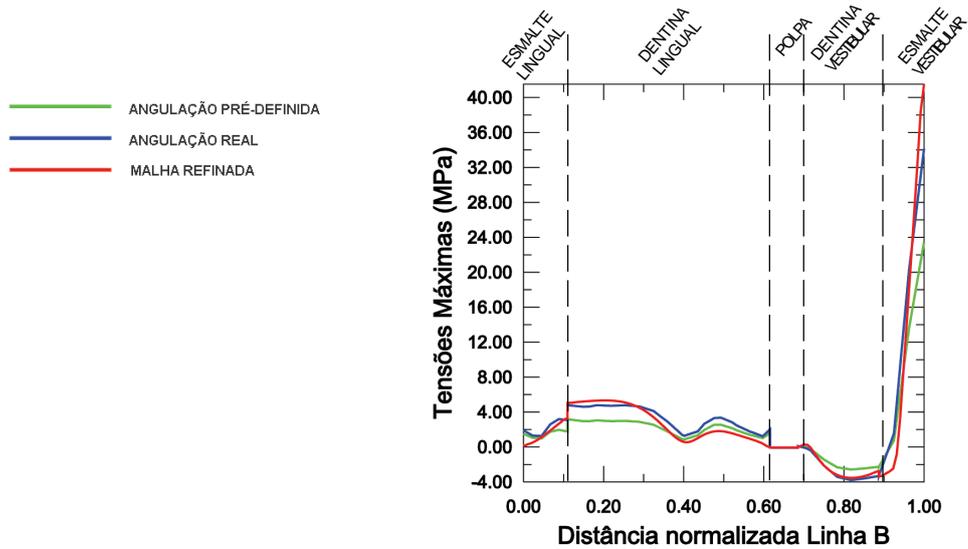


Figura 15: Tensões Máximas no dente hígido, ao longo da Linha B.

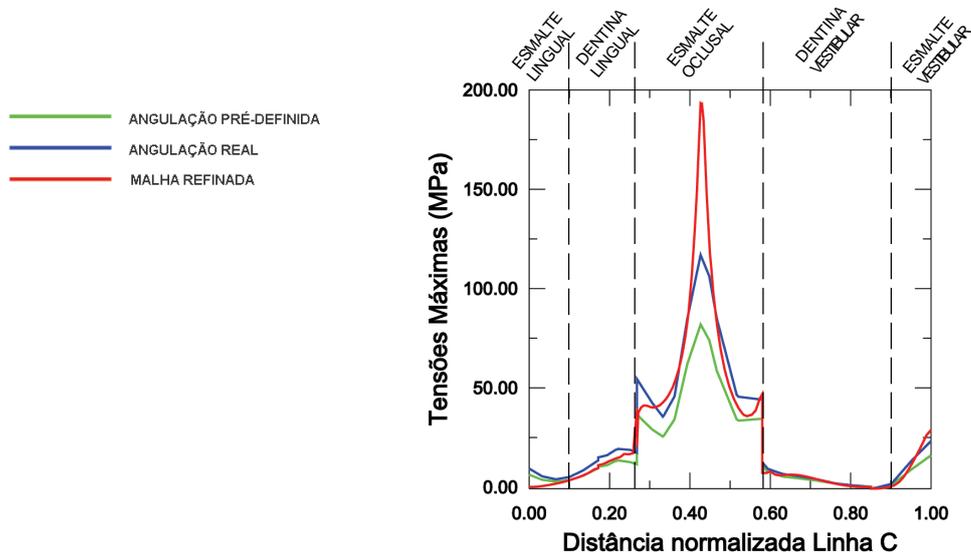


Figura 16: Tensões Máximas no dente hígido, ao longo da Linha C.

2 - MODELO HÍGIDO ISOTRÓPICO - VARIAÇÃO DAS CARGAS

Nove cargas foram aplicadas ao modelo do pré-molar hígido isotrópico para determinar o modo de carregamento mais crítico para o aparecimento das lesões cervicais. As tensões principais máximas resultantes, ao longo das Linhas A, D e E, que passam pela região cervical do dente, estão representadas por gráficos para comparação dos tipos de carga avaliados. Para cada Linha, as cargas foram separadas em três gráficos diferentes para facilitar a visualização dos resultados.

A) Entre as cargas aplicadas sobre a cúspide lingual, as cargas 5 e 7 apresenta-

ram os maiores valores de tensões trativas, seguidas pelas cargas 6 e 4 (Figuras 17, 18 e 19).

B) As cargas verticais (2 e 3) e a carga fisiológica (1) demonstraram uma capacidade reduzida de gerar tensões trativas de maior intensidade (Figuras 20, 21 e 22).

C) As duas cargas (8 e 9) aplicadas sobre a cúspide vestibular resultaram em tensões trativas de valores elevados na face lingual do dente, face oposta a do carregamento (Figuras 23, 24 e 25).

A) CARGAS LATERAIS SOBRE A CÚSPIDE LINGUAL (4, 5, 6 e 7)

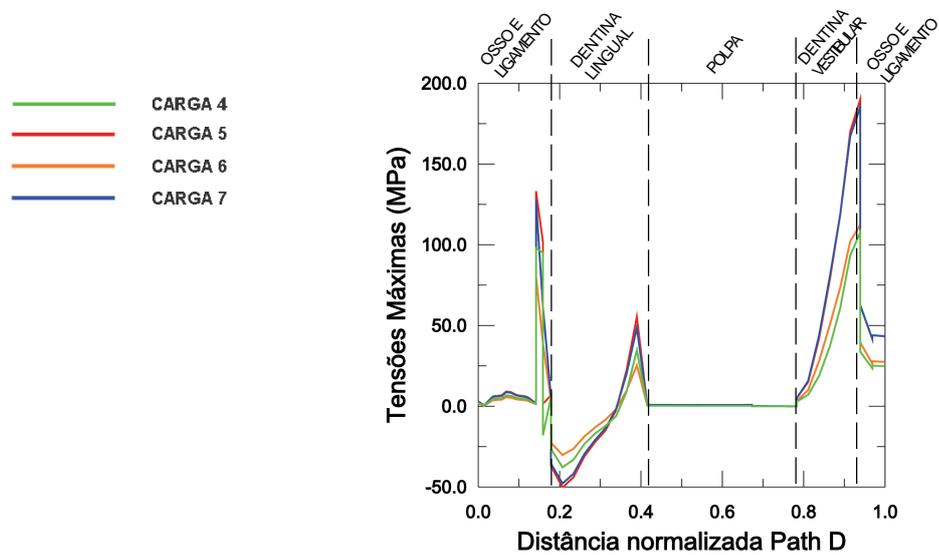


Figura 17: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha D.

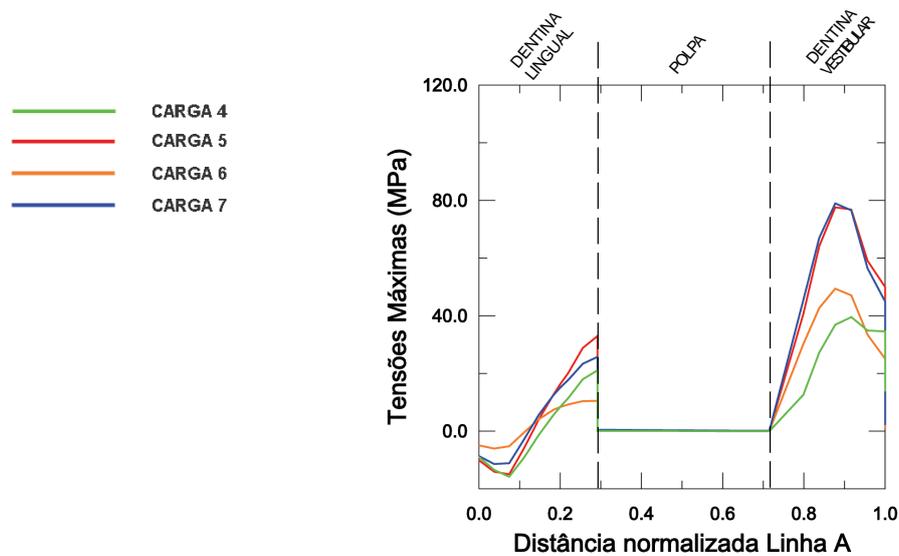


Figura 18: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.

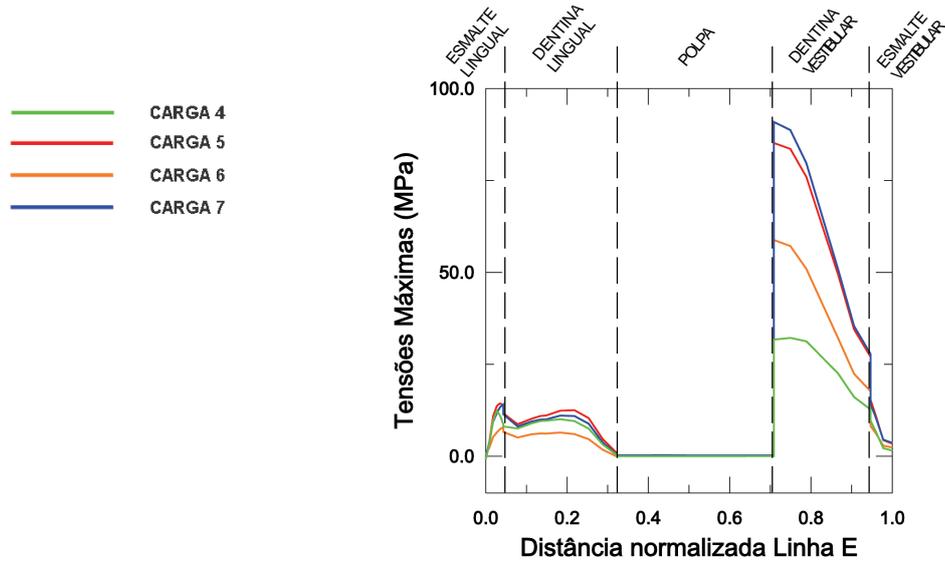


Figura 19: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha E.

B) CARGAS VERTICAIS (1, 2 e 3)

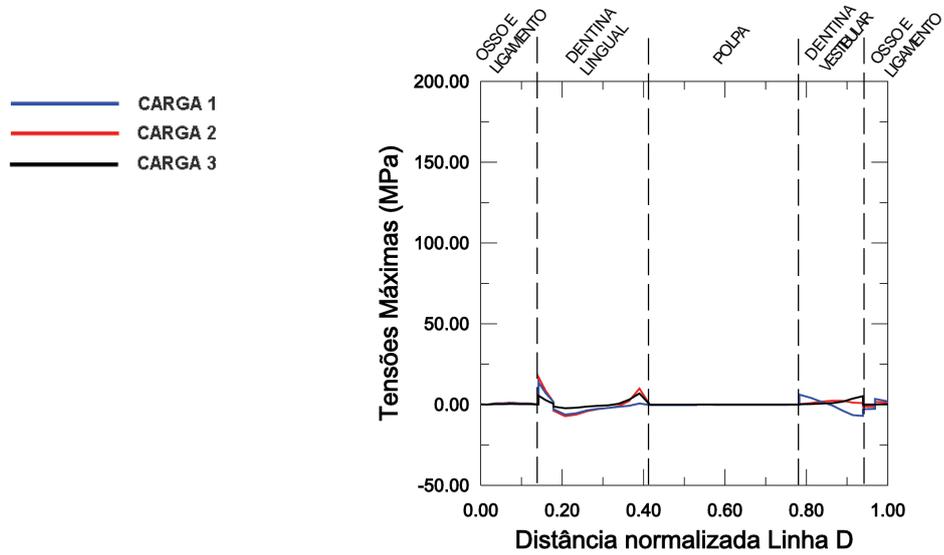


Figura 20: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha D.

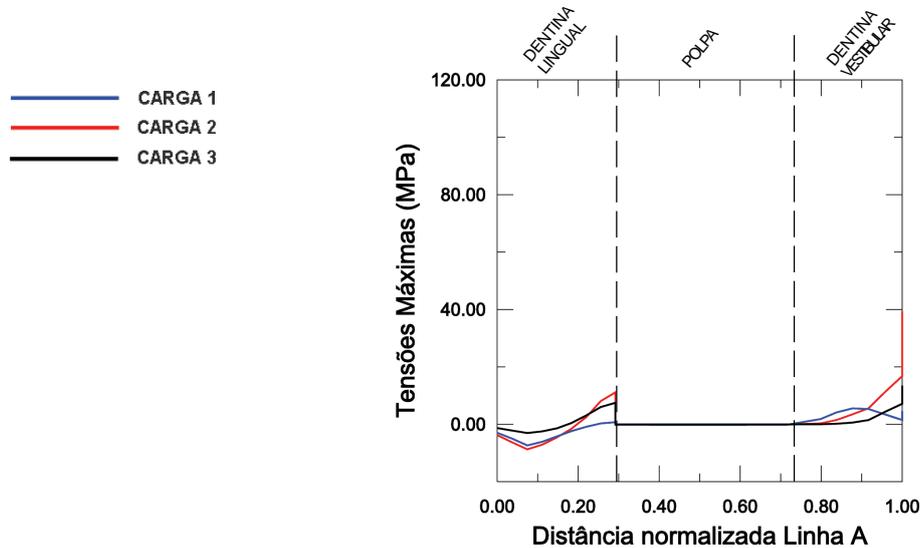


Figura 21: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.

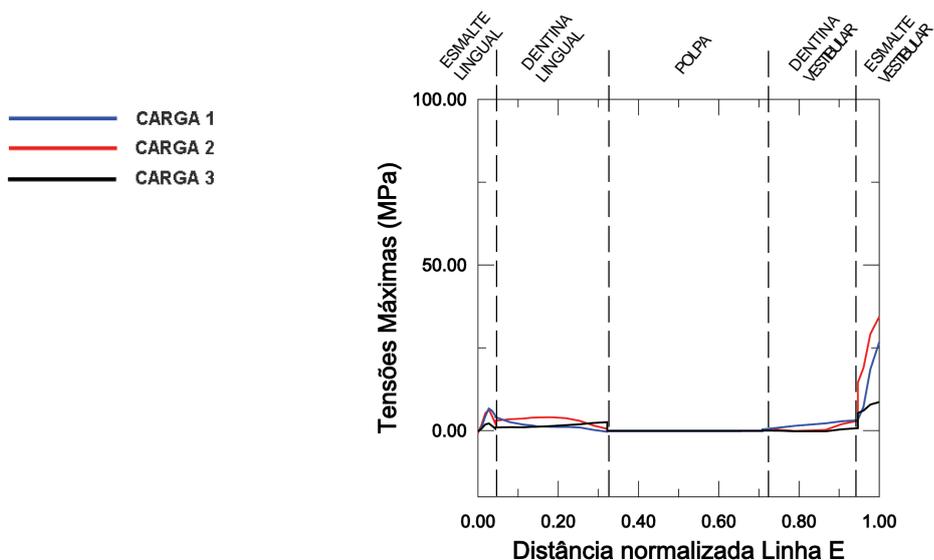


Figura 22: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha E.

C) CARGAS LATERAIS SOBRE A CÚSPIDE VESTIBULAR (8 e 9)

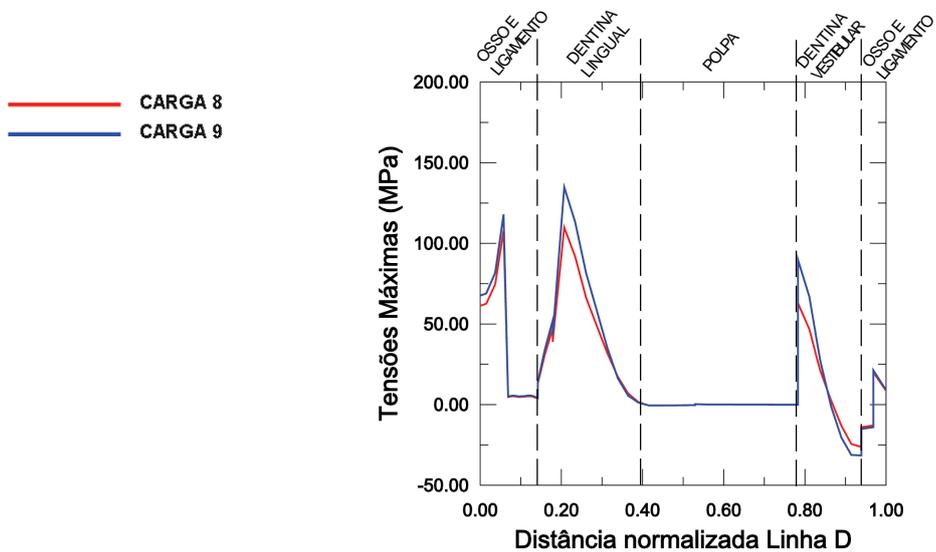


Figura 23: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha D.

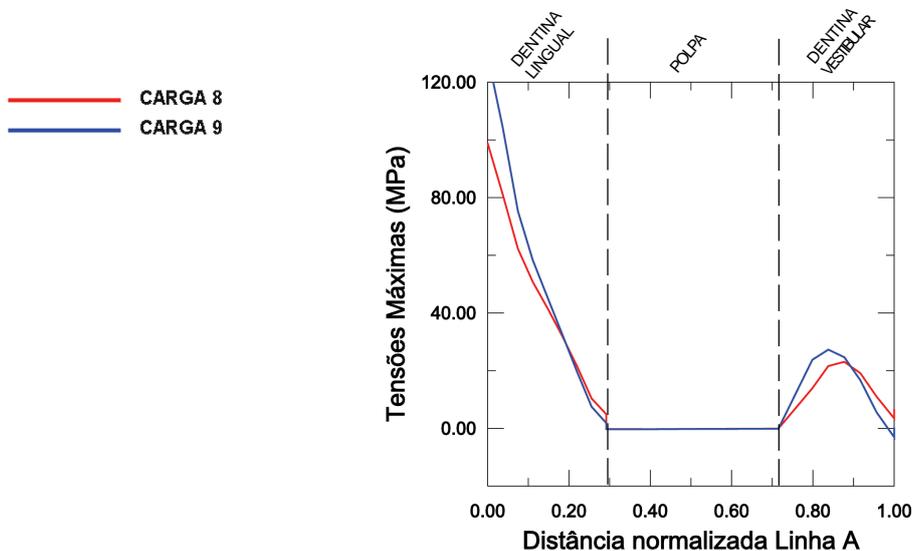


Figura 24: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha A.

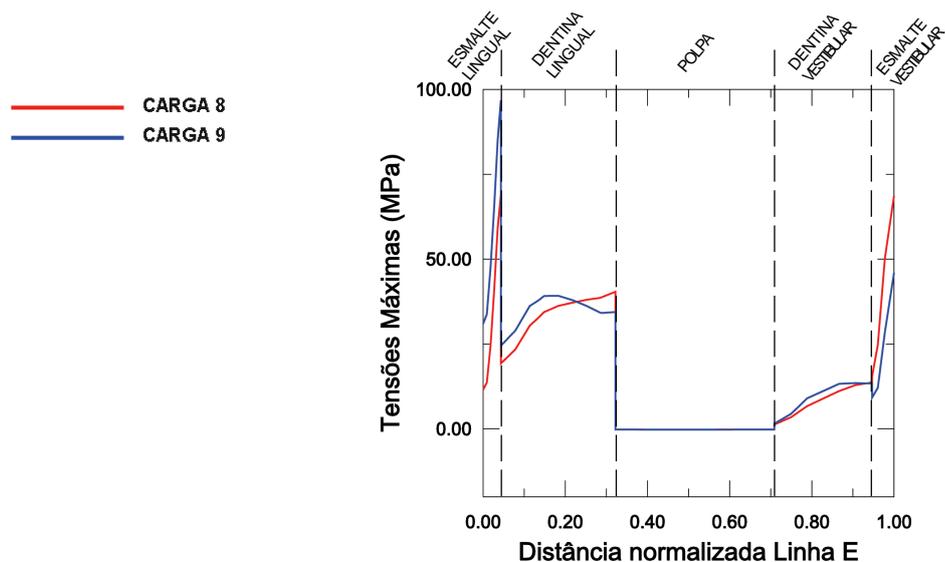


Figura 25: Tensões máximas no dente hígido, ao longo da Linha E.

3 - MODELO HÍGIDO ISOTRÓPICO - CARGA FISIOLÓGICA X CARGA 5

Os contornos dos campos de tensões gerados pelas cargas 1 (fisiológica) e 5 (lateral) foram representados para observação da distribuição das tensões por toda a área da coroa do dente hígido.

Para o carregamento fisiológico, as tensões de Von Mises apresentam valores reduzidos na região cervical (Figura 26 A).

As tensões principais máximas, resultantes da aplicação da carga fisiológica, apareceram concentradas principalmente na fossa central do dente, não atingindo valores significativos na região cervical (Figura 27 A).

Na representação das tensões principais por meio de vetores, não foram observadas tensões trativas significativas na região cervical (Figura 28 A).

Quando o mesmo modelo foi submetido a uma carga fora do seu longo eixo (carga 5), os campos de tensões demonstraram-se alterados.

As tensões de Von Mises apresentaram um aumento significativo de sua intensidade e concentração na região cervical (Figura 26 B).

Além do ponto de aplicação da carga e da fossa central, as tensões máximas apareceram distribuídas, principalmente, na dentina vestibular, com concentração na região cervical do dente. Estas tensões ainda apresentaram valores de maior magnitude, comparados àqueles resultantes do carregamento fisiológico (Figura 27 B).

Na análise dos vetores, as tensões principais máximas (trativas) apareceram concentradas na face vestibular, incluindo a região cervical (Figura 28 B).

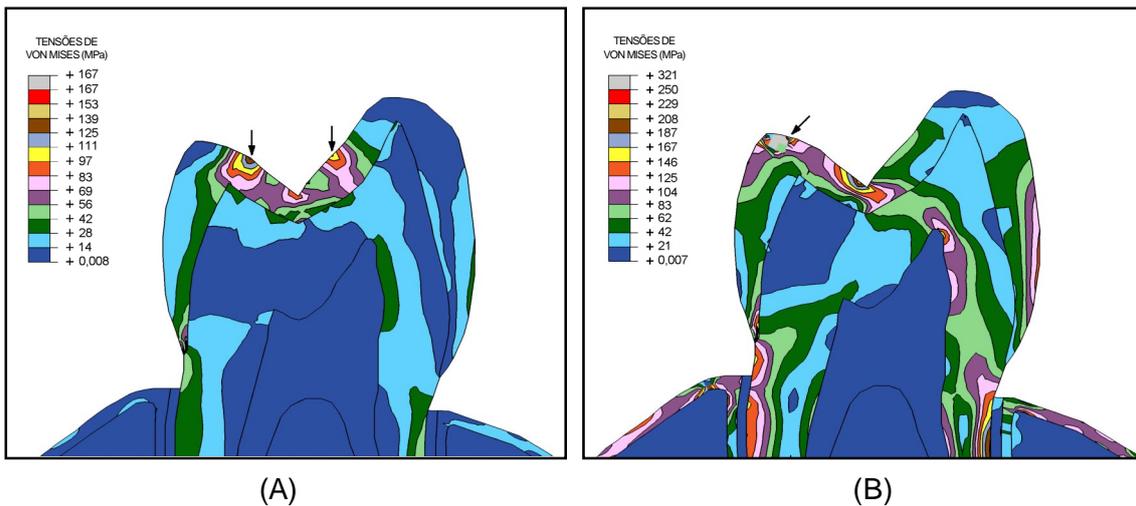


Figura 26: Tensões de Von Mises em MPa. (A) Carga Fisiológica. (B) Carga 5

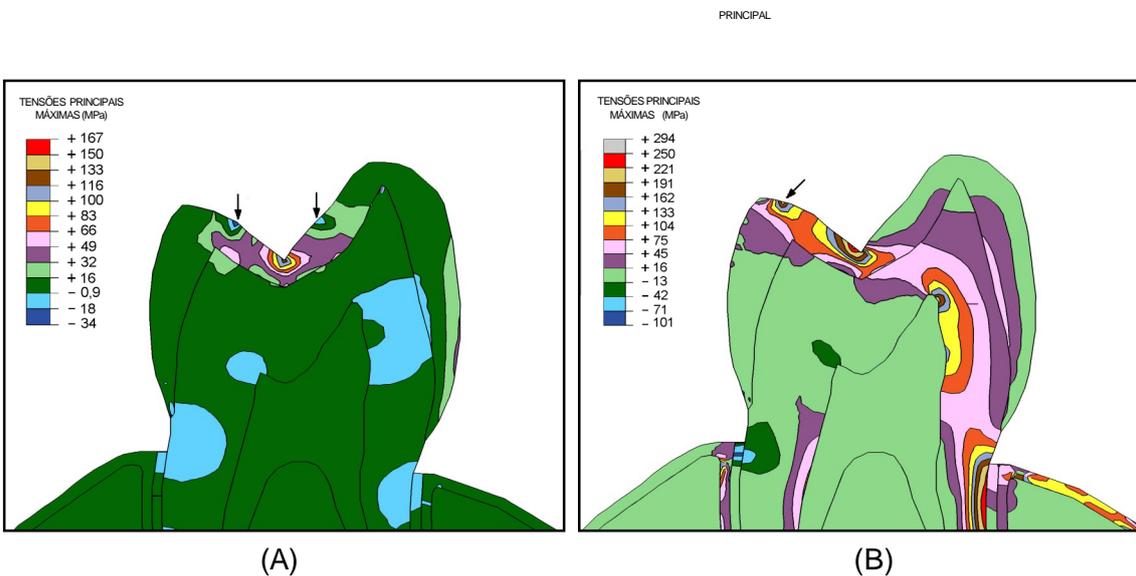


Figura 27: Tensões Principais Máximas em MPa. (A) Carga Fisiológica. (B) Carga 5

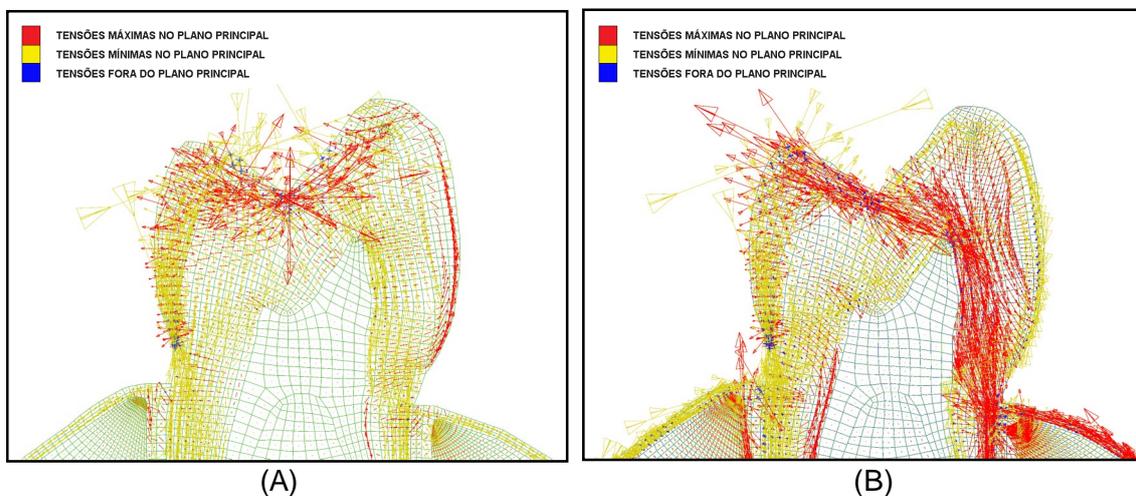


Figura 28: Tensões Principais Máximas (trativas) e Mínimas (compressivas) representadas por vetores. (A) Carga Fisiológica. (B) Carga 5

4 - HÍGIDO ISOTRÓPICO X HÍGIDO ANISOTRÓPICO - CARGA 5

As Figuras 29 e 30 mostram os resultados da aplicação da carga 5, definida como mais crítica para o aparecimento das lesões cervicais, nos modelos do dente hígido isotrópico e anisotrópico. Não houve diferença significativa na distribuição e magnitude das tensões (Von Mises e Tensões Principais Máximas) na região cervical do dente, área de interesse deste estudo.

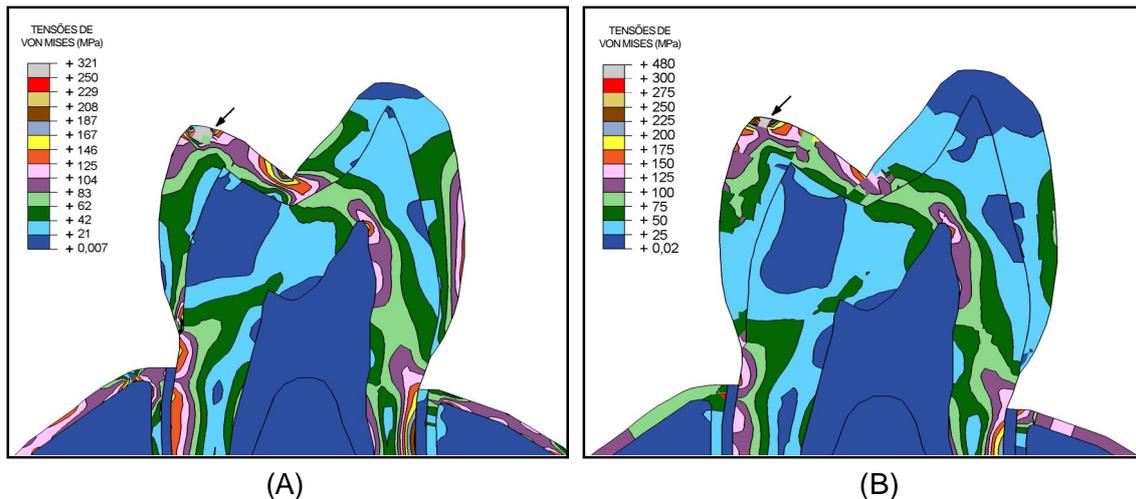


Figura 29: Tensões de Von Mises. (A) Modelo hígido isotrópico. (B) Modelo hígido anisotrópico.

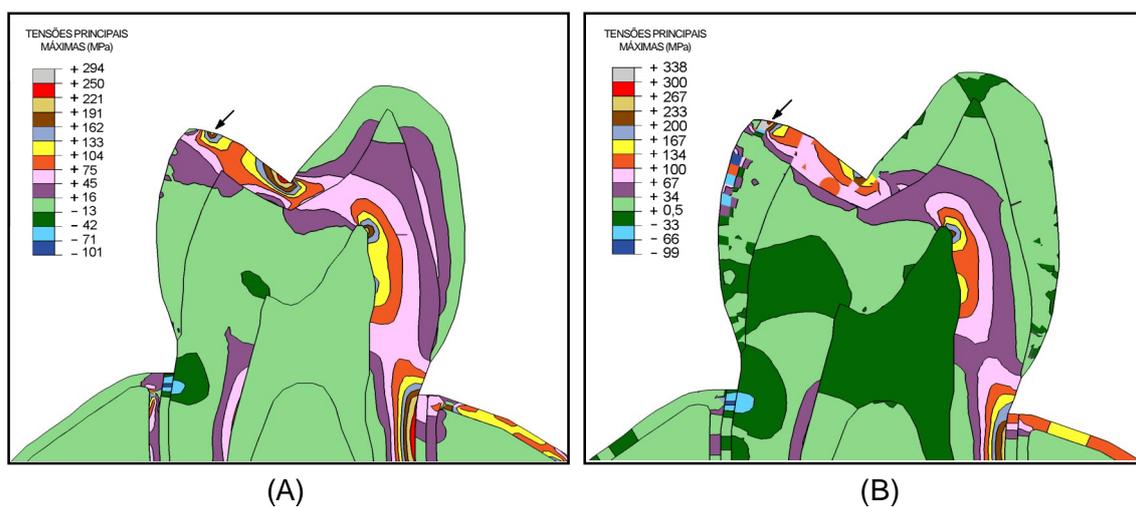


Figura 30: Tensões Principais Máximas. (A) Modelo hígido isotrópico. (B) Modelo hígido anisotrópico.

5 - VARIAÇÃO DA GEOMETRIA DAS LESÕES

A carga lateral 5 foi aplicada nos modelos que apresentavam lesões cervicais com geometrias variadas (Lesões 1, 2, 3 e 4). As tensões que apresentaram os maiores valores ficaram concentradas na região cervical e no ponto de aplicação da carga. Na região cervical vestibular, as tensões aumentam de intensidade à medida que se aproximam da extremidade das lesões.

Os valores das Tensões Máximas, ao longo das Linhas F, G, H e I, que atravessam a região cervical vestibular e terminam na extremidade de cada uma das lesões, apresentaram diferenças relacionadas à variação da geometria das lesões. A lesão 4 apresentou a pior condição, com valores mais elevados, seguida pelas lesões 1 e 3. A lesão 2 resultou nos valores mais baixos de tensões trativas (Figura 31).

Os campos de tensões (Von Mises e Tensões Máximas), resultantes da aplicação da carga 5 no modelo da Lesão 4, estão representados na Figura 32.

As tensões principais máximas, próximas às lesões 1, 2, 3 e 4, podem ser melhor visualizadas no detalhe da região cervical vestibular (Figuras 33 e 34). As Linhas utilizadas como referência para a construção dos gráficos também estão representadas.

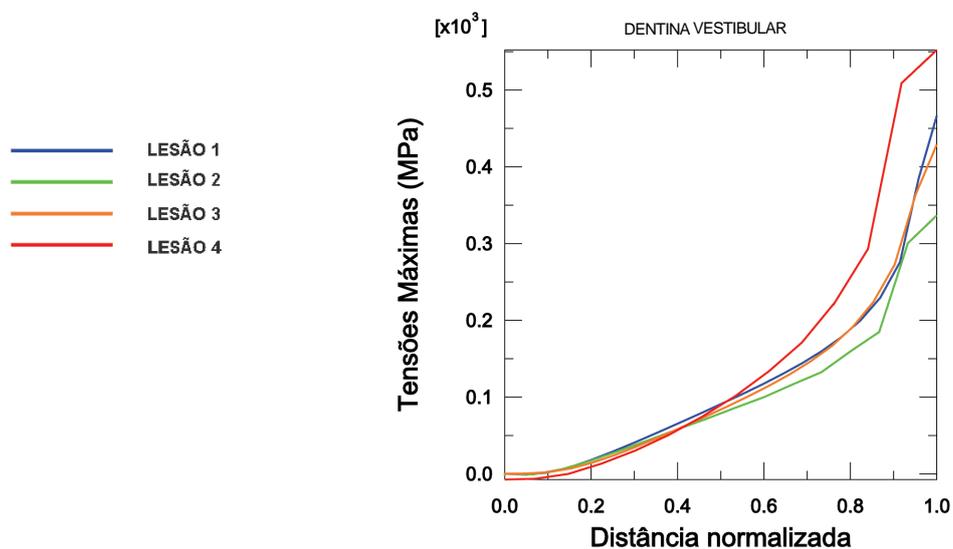


Figura 31: Tensões Principais Máximas nas lesões cervicais de diferentes geometrias.

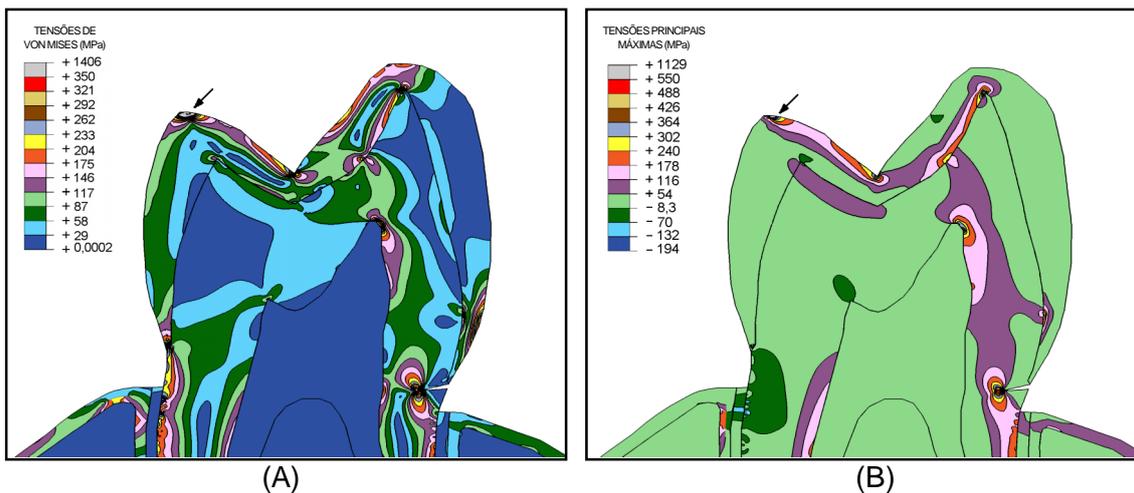


Figura 32: Distribuição de tensões na Lesão 4, resultante da aplicação da carga 5 (A) Tensões de Von Mises. (B) Tensões Principais Máximas.



Figura 33: Tensões Principais Máximas resultantes da aplicação da carga 5 (A) Lesão 1. (B) Lesão 2.



Figura 34: Tensões Principais Máximas resultantes da aplicação da carga 5 (A) Lesão 3. (B) Lesão 4.

6 - RESTAURAÇÃO DAS LESÕES 1 e 4 - CARGA 5

O efeito da restauração das lesões 1 e 4 na redução das tensões máximas pode ser observado nas Figuras 35 e 36, respectivamente. Os gráficos mostram uma diferença importante entre os valores de tensão nos modelos das lesões 1 e 4, antes e após a restauração. As tensões resultantes da aplicação da carga 5 no dente hígido também foram representadas para comparação.

Os resultados, apresentados nos gráficos, representam os valores das tensões máximas ao longo das Linhas F e H para as Lesões 1 e 4 sem restauração, respectivamente, e ao longo das Linhas J e K para as mesmas lesões já restauradas. Para o dente hígido, foi utilizada a Linha K.

Em relação ao dente hígido, as tensões máximas continuam mais altas na cervical do dente restaurado, exceto pela porção do gráfico que corresponde à trajetória da Linha dentro da restauração de resina, após a interface dente-restauração.

Uma pequena diferença pode ser observada entre os valores das tensões na extremidade das lesões 1 e 4 restauradas, sendo este ligeiramente menores para a lesão 4, mais arredondada.

Os campos de tensões (Von Mises e Tensões Máximas), resultantes da aplicação da carga 5 no modelo da Lesão 1 restaurada, estão representados na Figura 37.

As tensões principais máximas, próximas às lesões 1 e 4 restauradas, podem ser melhor visualizadas no detalhe da região cervical vestibular (Figura 38).

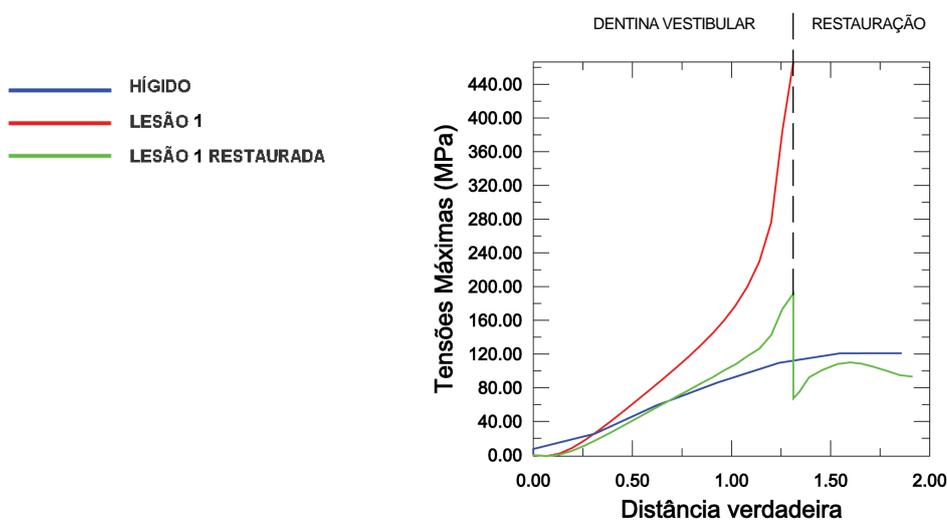


Figura 35: Efeito da restauração da Lesão 1.

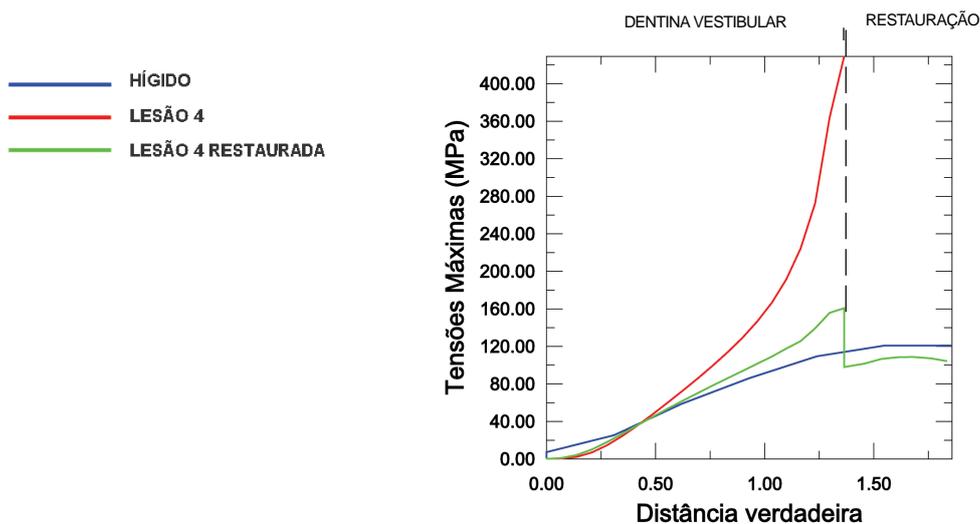


Figura 36: Efeito da restauração da Lesão 4.

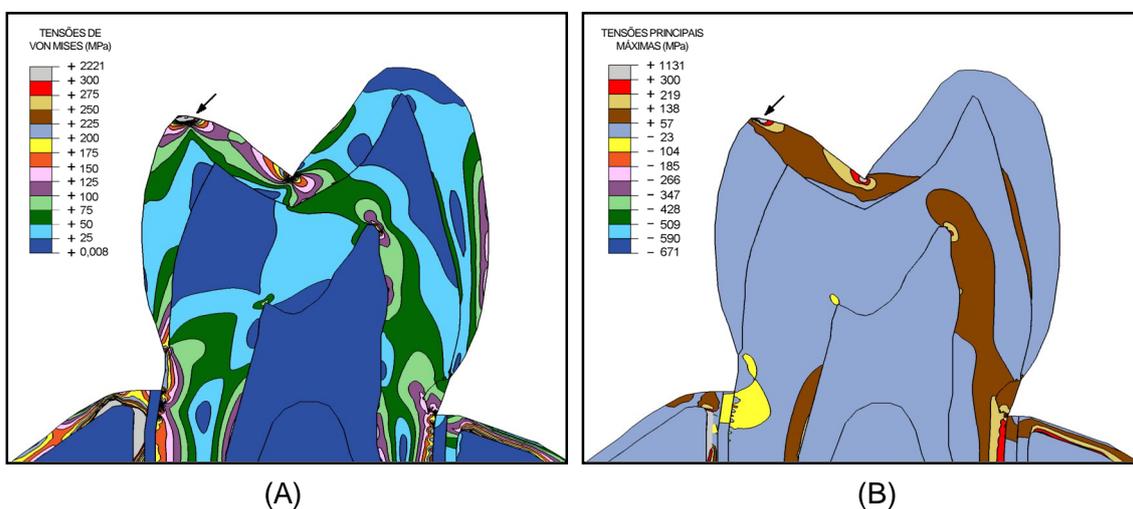


Figura 37: Distribuição de tensões na Lesão 1 restaurada, resultante da aplicação da carga 5. (A) Tensões de Von Mises. (B) Tensões Principais Máximas e Mínimas.

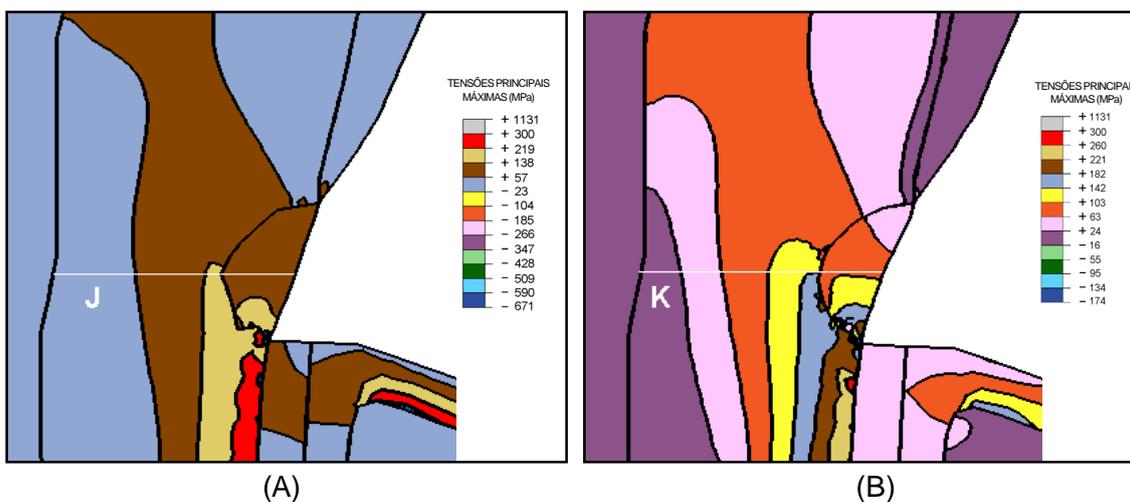


Figura 38: Tensões Principais Máximas resultantes da aplicação da carga 5 (A) Lesão 1 restaurada. (B) Lesão 4 restaurada.

7 - RESTAURAÇÃO DA LESÃO 1 - CARGA FISIOLÓGICA

A carga fisiológica foi aplicada ao modelo da lesão 1 antes e depois da restauração. O resultado das tensões máximas, ao longo da Linha F e J, pode ser visto na Figura 39. O dente hígido, submetido à carga fisiológica, também está representado para comparação. Em todos os casos, os valores das tensões apresentaram grande redução quando comparados aos resultados da aplicação da carga 5. Na região próxima à extremidade da lesão e na interface dente-restauração, as tensões tornaram-se compressivas.

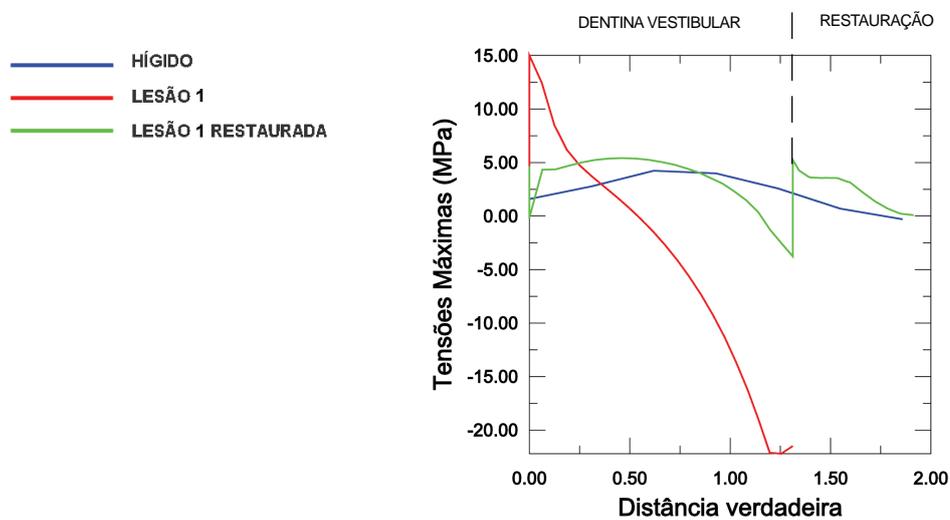


Figura 39: Efeito da aplicação da Carga 1, fisiológica, antes e após a restauração da Lesão 1, tendo como referência o dente hígido.

IV - DISCUSSÃO

A restauração da região cervical dos dentes é freqüentemente realizada na clínica odontológica e sua indicação é proveniente da necessidade de restabelecer estruturas perdidas ou de substituir restaurações anteriores que apresentaram falhas.

O carregamento oclusal vem sendo investigado quanto ao seu efeito sobre as restaurações cervicais. HEYMANN *et al.* (1991) apresentaram dois mecanismos de flexão dental que poderiam levar ao insucesso das restaurações, após encontrarem uma relação significativa entre o fator oclusal e a perda de restaurações cervicais adesivas. Esta correlação positiva foi reafirmada por outros trabalhos (DAVIDSON e ABDALLA, 1994; LAMBRESCHTS *et al.*, 1996; MCCOY *et al.*, 1998).

Além da possibilidade de contribuir para a falha na retenção das restaurações, uma carga oclusal excessiva ou mal direcionada, em um dente hígido (íntegro), também pode levar à perda de estruturas da região cervical devido à concentração de tensões maiores do que os limites de resistência dos tecidos dentários. Este seria o mecanismo de formação das lesões de abfração, sugerido por LEE e EAKLE (1984) para explicar lesões em forma de cunha, muitas vezes presentes em um único elemento dentário ou subgengivalmente.

As lesões de abfração são caracterizadas pela presença de defeitos com ângulos agudos; são encontradas principalmente na face vestibular da região cervical dos dentes, especialmente, incisivos e pré-molares. Geralmente três tecidos dentários (esmalte, dentina, cimento) estão presentes nestas lesões e são restaurados com o objetivo de eliminar a sensibilidade local e de recuperar a estética. Independente do material restaurador utilizado, o sucesso da restauração das lesões associadas às cargas oclusais sofrerá influência do modo de carregamento e da geometria da cavidade, condições que podem ser modificadas pelo profissional.

O presente estudo avaliou o efeito do modo de carregamento oclusal e da variação da geometria das lesões através do Método dos Elementos Finitos. Este método tem sido continuamente desenvolvido para o estudo dos dentes, com o objetivo de simular condições clínicas com o maior grau de realidade possível. Apresenta algumas vantagens em relação ao método fotoelástico por permitir a análise quantitativa das tensões em modelos mais complexos, confeccionados com maior facilidade devido ao avanço das ferramentas computacionais. Da mesma forma, variações no padrão de carregamento oclusal e no próprios modelos também são geradas de maneira menos trabalhosa.

Modelos bidimensionais de dentes hígidos e com diferentes formatos de lesões cervicais foram construídos para a análise das tensões. Os modelos foram gerados segundo características que os tornassem mais próximos da realidade, dentro das suas limitações. Foram baseados na configuração de um dente real que apresentava uma lesão cervical já instalada e em padrões de forma de lesões observadas na clínica. Um pré-molar superior foi escolhido considerando-se a grande incidência de lesões cervicais de abraço neste tipo de dente. Além disso, devido à complexidade da sua anatomia, comparada a dos dentes anteriores, um maior número de situações de carregamento oclusal e, conseqüentemente, diferentes padrões de distribuição de tensões, poderá ocorrer.

A posição e angulação dos contatos oclusais foram escolhidas de forma a simular situações freqüentemente encontradas durante a atividade funcional dos maxilares. Além disso, a inclinação das cúspides foi medida para considerar o efeito do ângulo de contato com a carga aplicada. O ângulo de inclinação da cúspide onde ocorre o contato irá influenciar na intensidade do vetor resultante da decomposição da carga total aplicada. É comum observar na literatura de Odontologia (ESKITASCIOGLU *et al.*, 2004) a divisão do valor total da carga pelo número de pontos de aplicação, sem que seja considerada a influência da localização deste contato. No caso do presente estudo, testes iniciais foram realizados para demonstrar o efeito desta simplificação. A carga fisiológica foi aplicada de duas formas: uma, considerando a carga total de 100 N dividida por dois pontos de aplicação (50N em cada ponto) e outra, onde a angulação real das cúspides foi medida ($V = 50^\circ$ e $L = 40^\circ$) e utilizada na decomposição vetorial da carga total nos dois pontos de aplicação. No segundo caso, quando a angulação real das cúspides foi considerada, as tensões trativas apresentaram valores mais elevados ao longo das linhas A, B e C (Figuras 14, 15 e 16). Quanto maior a diferença entre o ângulo de inclinação real e um ângulo qualquer pré-definido, maiores serão as diferenças encontradas nos resultados. Desta forma, esta consideração é importante para evitar subestimação ou superestimação das tensões.

A malha gerada para a análise das tensões foi refinada através do aumento do número de nós, que servem de parâmetro para medidas do deslocamento resultante da aplicação da carga. A maior densidade da malha irá proporcionar resultados mais precisos. À medida que essa densidade aumenta, a análise dos resultados converge para uma única solução, porém o tempo computacional também aumenta. A necessidade de refinamento da malha, na região de interesse do estudo, foi avaliada de acordo com os resultados das tensões máximas ao longo das linhas A, B e C. Para o dente

hígido, não houve diferença significativa entre os valores de tensões calculados a partir dos dois tipos de malha (refinada e não refinada). Apenas na região central da linha C, abaixo do sulco principal, ocorreu um pico de tensão que não foi bem captado pela malha que não recebeu refinamento. Esta área apresentou maior diferença nos valores de tensões de regiões próximas, o que provavelmente só foi detectado com um maior número de nós. No caso das lesões modeladas, foi constatada a importância de uma malha refinada nas regiões dos defeitos. O contorno característico dos campos de tensões frente a trincas pontiagudas, descrito pela Mecânica da Fratura, foi visualizado nas extremidades das lesões apenas quando a malha refinada foi utilizada.

O comportamento anisotrópico do esmalte foi modelado no dente hígido para maior aproximação do efeito da orientação dos prismas presentes na estrutura deste tecido. Na análise das tensões máximas, o efeito da anisotropia na distribuição das tensões localizadas na região cervical não foi significativo, provavelmente devido à quantidade reduzida de esmalte nessa área. Este resultado concorda com os estudos de PALAMARA *et al.* (2000) que afirmaram que a anisotropia do esmalte é menos importante na região próxima à junção amelocementária do que em outras áreas.

A análise das tensões do pré-molar hígido demonstrou o potencial de uma carga excêntrica para gerar tensões trativas de maior intensidade, em relação a uma carga considerada fisiológica. Este tipo de carregamento aumentaria a probabilidade de formação das lesões cervicais de abfração. Esta análise corrobora os registros da literatura que demonstram evidências do possível efeito deletério das cargas oblíquas em relação às cargas verticais (PALAMARA *et al.*, 2000; SCABELL, 2000; LEE *et al.*, 2002; REES, 2002; TANAKA *et al.*, 2003; REES *et al.*, 2003).

A posição, o alinhamento dos dentes e, principalmente, o padrão dos movimentos mandibulares podem gerar muitas variações no carregamento oclusal, sendo necessária a simulação de situações diferentes para avaliar a distribuição de tensões. A variação da angulação e posição das cargas foi testada no dente hígido para determinação da condição mais crítica de carregamento na geração de tensões cervicais. Todas as cargas simuladas neste estudo tiveram um valor total de 100 N, considerado dentro do carregamento funcional normal.

Entre as cargas aplicadas sobre a cúspide lingual, as cargas oblíquas, com localização mais próxima ao vértice da cúspide (5 e 7), obtiveram os maiores valores de tensões cervicais trativas. Este resultado pode ser explicado pelo efeito de alavanca, já que o ponto de aplicação destas cargas está mais distante do fulcro (junção amelocementária). Este efeito foi descrito por LEE e EAKLE (1984), após a observa-

ção clínica da assimetria na localização das lesões. Apesar da diferença de 45° (em relação ao eixo do dente) na angulação das cargas 5 e 7, os valores das tensões máximas não apresentaram diferença significativa, demonstrando um maior efeito da localização do ponto de aplicação.

Entretanto, a direção lateral do contato torna-se novamente importante no aumento das tensões máximas, quando comparado ao resultado da aplicação de cargas verticais 2 e 3.

Duas cargas foram aplicadas sobre a cúspide vestibular para análise das tensões máximas geradas na região cervical da face lingual do dente. Foram encontradas tensões trativas de valores elevados, assim como aquelas observadas na condição de carregamento oposta. A partir desta análise mecânica, as cargas oclusais podem gerar tensões trativas em qualquer face do dente, dependendo da sua posição, inclinação e direção. Porém, a incidência reduzida das lesões de abfração na face lingual, presume a existência de algum outro fator ou cofator na formação da lesão.

GRIPPO e SIMRING (1995) e GRIPPO (1996) sugeriram o conceito de corrosão sob tensão para explicar o desenvolvimento das lesões de abfração, onde a presença de substâncias ácidas, combinada às tensões, causaria maior dano às estruturas dentárias.

Outros autores acreditam que o meio tenha grande influência na formação das lesões, contestando a hipótese da força oclusal como etiologia primária. YOUNG e KHAN (2002) e KHAN (2003) associaram as perdas de estrutura à desmineralização ácida nos locais desprotegidos pela saliva serosa, na tentativa de explicar a predileção da formação das lesões nas faces vestibulares.

PALAMARA *et al.* (2001) observaram uma diferença significativa na dissolução do esmalte de dentes carregados e não carregados. Na presença do meio ácido, os dentes carregados apresentaram maior perda de estrutura na região cervical do lado submetido às tensões trativas. Já os dentes não carregados, apresentaram um padrão de dissolução uniforme e com menor perda de volume. Estes resultados suportam o conceito de corrosão sob tensão, onde os dois fatores (carga e meio) conjugados amplificam o dano, porém, não comprovam ou contestam definitivamente a possibilidade de algum deles atuar primeiro.

Geralmente a atuação do profissional começa a partir da observação de lesões já formadas, que serão provavelmente restauradas independente da sua etiologia. Uma vez que um fator causal para o desenvolvimento das lesões não possa ser definido, e possivelmente ele não exista de forma isolada, a abordagem do tratamento deverá se

basear em uma avaliação ampla do paciente, considerando todos os fatores que possam contribuir para a evolução ou formação das lesões. Desta forma, as possíveis causas seriam eliminadas ou controladas, garantindo o sucesso do tratamento restaurador.

Independente da comprovação da carga oclusal como etiologia primária da abfração, o efeito do carregamento existe e não pode ser subestimado. Um carregamento oclusal que submete o dente a tensões elevadas, associado ou não a outros fatores, terá maior potencial de gerar danos à integridade dos tecidos. Quando alguma perda de tecido já ocorreu, o defeito produzido pode gerar concentração e amplificação das tensões.

A análise das tensões em lesões de abfração já formadas demonstrou o efeito dos concentradores de tensão, descrito pela Mecânica da Fratura (ANDERSON, 1994; EWALDS, 1986). Todas as lesões simuladas neste estudo apresentaram tensões concentradas na extremidade dos defeitos, como observado no gráfico representado na Figura 31, que ilustra uma trajetória de subida brusca com a aproximação destas regiões.

Um estudo recente de REES e HAMMADEH (2004) apresentou um aumento significativo dos valores das tensões principais máximas, após a introdução de defeitos na junção amelodentinária dos dentes modelados.

O campo de tensões observado na ponta da lesão em cunha apresentou semelhança com o estado de tensões na extremidade de uma trinca pontiaguda, descrito pelo critério de escoamento de Von Mises para materiais dúcteis (EWALDS, 1986). A forma e a dimensão da zona plástica formada na ponta da trinca de materiais dúcteis sob carregamento está representada na Figura 9. Esta região corresponde a uma deformação plástica que ocorre no local onde as tensões estão concentradas e amplificadas, ou seja, na extremidade da trinca. No caso deste estudo, os componentes dentários avaliados apresentam comportamento mais próximo de um material frágil, as tensões de Von Mises foram utilizadas como critério de fratura, sendo a forma da zona plástica analisada como a forma da região de maior concentração de tensões, onde ocorreria a fratura do material ao invés do escoamento (deformação plástica).

Na pior condição observada no carregamento do dente hígido (carga 5, Linha D - Figura 17), as tensões trativas não alcançaram o valor de 200 MPa, enquanto que no caso das lesões formadas, as tensões máximas variaram de, aproximadamente, 350 a 550 MPa. Esta faixa de variação pode ser atribuída ao efeito da geometria das lesões. O valor de tensão mais alto correspondeu à lesão 4, com maior comprimento (a) e me-

nor raio de curvatura (ρ), de acordo com a equação que define o fator de concentração de tensões K_t .

A lesão 2 apresentou valores de tensão mais baixos, apesar do seu menor ângulo de curvatura em relação às lesões 1 e 3. Entretanto, a quantidade de estrutura perdida nas lesões 1 e 3 é significativamente maior. A configuração da lesão 3 teve a intenção de verificar a influência do arredondamento dos ângulos da lesão 1, porém apenas uma ligeira redução das tensões foi constatada. A presença de mais de um ângulo agudo na lesão 1 pode gerar interação entre os campos de tensões, com padrões de distribuição diferentes. Além disso, o arredondamento da lesão 4 não é perfeito e ainda concentra tensões.

Duas das lesões modeladas receberam restaurações de resina composta, tratamento geralmente realizado na clínica. O efeito da restauração na redução das tensões máximas, nas regiões próximas ao defeito, foi bastante significativo (Figuras 35 e 36). O fechamento do defeito eliminou o efeito concentrador de tensões na extremidade.

Apesar dos benefícios demonstrados pela inserção da restauração, alguns aspectos devem ser observados. A união na interface dente-restauração foi considerada perfeita, o que na prática dificilmente irá ocorrer. No caso das restaurações cervicais, existem ainda outros agravantes como a dificuldade de manter o dente isento de umidade, a presença de tecidos de propriedades diferentes que serão restaurados com o mesmo material, além da possibilidade de erros na técnica do procedimento restaurador. Pequenos defeitos ou microtrincas deverão ser analisados através de outros parâmetros, como o Fator de intensidade de tensões (K) proposto por Irwin.

A carga 1, fisiológica, foi aplicada ao modelo da lesão 1, antes e depois da restauração, com o objetivo de avaliar o benefício de se alterar a localização dos pontos de contato oclusais para gerar um carregamento mais favorável à integridade do dente. Os valores de tensões máximas resultantes foram reduzidos de forma significativa, mesmo para a lesão não restaurada (Figura 39). O modo de carregamento mostrou-se mais importante do que a restauração da lesão, já que resultou em tensões mais baixas.

A possibilidade de modificação da morfologia oclusal dos dentes através de pequenos desgastes (ajustes oclusais) ou inserção de materiais (restaurações diretas ou indiretas), juntamente com uma restauração cervical adequadamente realizada, deve ser considerada para minimizar os danos às estruturas.

Apesar das lesões modeladas receberem restaurações isentas de defeitos, a distribuição de tensões no dente hígido (íntegro) ainda foi mais favorável, com valores de

tensões trativas reduzidos e mais uniformes.

Os resultados obtidos neste estudo demonstraram a importância do modo de carregamento oclusal no padrão de distribuição de tensões na região cervical do dente. As tensões principais máximas representam maior risco para a perda de estrutura, pois estão presentes onde não existem componentes cisalhantes. Desta forma, para os tecidos dentais duros que não apresentam capacidade de deformação plástica considerável, quando submetidos a tensões trativas elevadas, estariam sob maior risco de fratura. Estas tensões ainda seriam amplificadas na presença de um defeito ou lesão já formada, ficando concentradas na sua extremidade, podendo propagar o dano causado.

Os valores de tensão encontrados, especialmente na região da extremidade das lesões, devem ser analisados com algum cuidado. Mesmo que ultrapassem o limite de resistência do material neste ponto, não significa que a fratura seja inevitável na situação testada. Os processos de fratura são complexos, não sendo suficiente a tensão crítica ser atingida em apenas um ponto. Existe uma distância característica, que depende das propriedades do material e da sua microestrutura, que deve ser atingida para desencadear o processo. Além disso, os dados encontrados através do MEF estão baseados em uma análise bidimensional, de deformação plana, onde os deslocamentos no plano z não foram avaliados. A solução obtida a partir de um modelo numérico é geralmente uma aproximação da solução do problema físico que está sendo simulado.

A restauração das lesões e, principalmente, a modificação do modo de carregamento crítico, parecem ser a conduta clínica indicada. Outros fatores que possam atuar no desenvolvimento das lesões, como o meio ácido, devem ser controlados.

VII - CONCLUSÕES

A análise da distribuição de tensões, através do MEF, nos modelos bidimensionais utilizados neste estudo, demonstrou que:

Ao contrário da carga fisiológica, a carga lateral, aplicada fora do longo eixo do dente, foi capaz de gerar concentração de tensões na região cervical do dente hígido.

Na região cervical vestibular, que se localiza do lado oposto ao da direção da carga aplicada, as tensões principais foram trativas.

Nos modelos com lesões cervicais formadas, as tensões máximas ficaram concentradas na extremidade das lesões, além de apresentarem valores de maior intensidade.

A lesão 4, que apresenta o maior comprimento (a) e o menor raio de curvatura (ρ), resultou nos valores de tensões mais elevados, comparada às outras geometrias testadas.

A restauração das lesões promoveu uma redução significativa das tensões trativas da região cervical, eliminando o efeito concentrador de tensões, considerando-se um vedamento perfeito na interface dente-restauração.

Os dentes modelados apresentaram distribuição de tensões mais favorável, com menor risco para a integridade das estruturas, quando foram submetidos às cargas verticais, direcionadas para seu longo eixo. A correção de um contato oclusal com direção lateral e a restauração adequada da cavidade formada pela lesão (com vedamento perfeito com o sistema adesivo) parecem ser procedimentos eficientes na redução das tensões na região cervical.

A geometria da cavidade deve ser analisada quanto ao tamanho do defeito e seu arredondamento, e pode ser modificada para evitar concentradores de tensões e permitir a atuação eficiente do sistema adesivo do material restaurador.

VIII - TRABALHOS FUTUROS

Novas pesquisas devem ser realizadas para complementar este estudo, aumentando o conhecimento do efeito das cargas oclusais sobre os dentes.

Ainda com a aplicação do MEF, novas variáveis como contatos oclusais aplicados a áreas, simulação de um carregamento dinâmico com tempos de atuação das cargas variados, a presença de restaurações oclusais e, principalmente a utilização de um modelo tridimensional, devem ser consideradas em estudos futuros para o maior conhecimento do comportamento do dente frente às cargas. Além disso, em modelos com presença de defeitos, uma análise mais precisa pode ser obtida pela utilização de uma malha especialmente trabalhada para estas condições.

Carregamentos efetivos destas condições também podem ser realizados nas próximas pesquisas para validação experimental do MEF.

IX - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDERSON, T. L. **Fracture Mechanics Fundamentals and Applications**. 2 ed., New York, CRC Press, 1994.
- ANUSAVISE, K. J. **Phillips Materiais Dentários**. 11 ed., Rio de Janeiro, Elsevier, 2005.
- AUSIELLO, P., APICELLA, A., DAVIDSON, C. L. *et al.* "3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites". **Journal of Biomechanics**, v.34, p.1269–77, 2001.
- BADER, J. C., LEVITCH, L. C., SHUGARS, D. A. *et al.* "How dentists classified and treated non-carious cervical lesions". **Journal American Dental Association**, v.124, p.46-54, May 1993.
- BADER, J. C., MCCLURE, F., SCURRIA, M. S. *et al.* "Case-control study of non-carious cervical lesions". **Community Dentistry and Oral Epidemiology**, v.24, p.286-91, 1996.
- BARSON, J. M., STANLEY, T. R. **Fracture and Fatigue Control in Structures. Applications of Fracture Mechanics**. 3 ed., MA – USA, Butterworth-Heinemann, 1999.
- BEVENIUS, J., L'ESTRANGE, P., KARLSSON, S. *et al.* "Idiopathic cervical lesions: in vivo investigation by oral microendoscopy and scanning electron microscopy. A pilot study". **Journal of Oral Rehabilitation**, v.20, p.1-9, 1993.
- BORGHETTI, A., MONNET-CORTI, V. **Cirurgia Plástica Periodontal**. Porto Alegre, ArtMed, 2002.
- BRACKETT, W. W. "The etiology and treatment of cervical lesions". **Journal of the Tennessee Dental Association**, v.74, n.3, p.14-18, Jul 1994.
- BRADY, J. M. e WOOD, R. D. "Scanning microscopy of cervical erosion". **Journal**

American Dental Association, v.94, p.726-29, Apr 1977.

BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. "Stress-induced cervical lesions". **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.67, n.5, p.718-22, May 1992.

BURKE, F. J. T., WHITEHEAD, S. A., MCCAUGHEY, A. D. "Contemporary concepts in the pathogenesis of the class V non-cariou lesions". **Dental Update**, p.28-32, Jan/ Feb 1995.

COOK, R. D. **Finite Element Modeling for Stress Analysis**. John Wiley & Sons, Inc., 1994.

DAVIDSON, C. L., ABDALLA, A. I. "Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive Class V restorations". **American Journal of Dentistry**, v.7, p.111-14, 1994.

DAWID, E., MEYER, G., SCHWARTZ, P. "The etiology of wedge-shaped defects: a morphological and function-oriented investigation". **The Journal of Gnathology**, v.10, n.1, p.49-55, 1991.

DIETER, G. E. **Mechanical Metallurgy**. SI Metric Edition. London, McGraw-Hill Book Company, 1988.

ESKITASCIOGLU, G., USUMEZ, A., SEVIMAY, M. *et al.* "The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three dimensional finite element study". **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.91, n.2, p.144-50, 2004.

EWALDS, H. L., WANHILL, R. J. H. **Fracture Mechanics**. 3 ed. London, Delftse U. M., 1986.

GALLIEN, G. S., KAPLAN, I., OWENS, B. M. "A review of noncariou dental cervical lesions". **Compendium**, v.15, n.11, p.1366-72, Nov 1994.

GIANNINI, M., SOARES, C. J., CARVALHO, R. M. "Ultimate tensile strength of tooth

structures". **Dental Materials** 2003 (In press).

GOEL, V. K., KHERA, S. C., SINGH, K. "Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads". **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.64, p.446-54, 1990.

GOEL, V. K., KHERA, S. C., RALSTON, J. L. *et al.* "Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth – A finite element investigation". **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.66, p.451-9, 1991.

GRIPPO, J. O. "A new classification of hard tissue lesions of teeth". **Journal of Esthetic Dentistry**, v.3, n.1, p.14-19, 1991.

GRIPPO, J. O. "Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore". **Journal of Esthetic Dentistry**, v.4, p.55-64, 1992.

GRIPPO, J. O., SIMRING, M. "Dental erosion revisited". **Journal American Dental Association**, v.126, p.619-31, May 1995.

GRIPPO, J. O. "Bioengineering seeds of contemplation: A private practitioner's perspective". **Dental Materials**, v.12, p.198-202, May 1996.

HABELITZ, S., MARSHALL JR., G. W., BALOOCH, M. *et al.* "Nanoindentation and storage of teeth". **Journal of Biomechanics**, v.35, p.995–998, 2002.

HABELITZ, S., MARSHALL, S.J., MARSHALL JR., G. W. *et al.* "Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale". **Archives of Oral Biology**, v.46, p.173–183, 2001.

HEYMANN, H. O., STURDEVANT, J. R. , BAYNE, S. *et al.* "Twelve-month study of dentinal adhesives in Class V cervical lesions". **Journal American Dental Association**, v.116, p.179-83, Feb 1988.

HEYMANN, H. O. "Examining tooth effects on cervical restorations: a two-years clinical study". **Journal American Dental Association**, v.122, p.41-47, May 1991.

IMFELD, T. "Dental erosion. Definition, classification and links". **European Journal of Oral Sciences**, v.104, p.151-55, 1996.

KHERA, S. C., CARPENTER, C. W., VETTER, J. D. *et al.* "Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential". **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.64, p.139-47, 1990.

LAMBRECHTS, P., VAN MEERBEEK, B., PERDIGÃO, J. *et al.* "Restorative therapy for erosive lesions". **European Journal of Oral Sciences**, v.104, p.229-40, 1996.

LAS CASAS, S., CORNACCHIA, T. P. N., GOUVEIA, P. H. *et al.* "Abfraction and anisotropy - Effect of prism orientation on stress distribution". **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v.6, n.1, p.65-73, 2003.

LEE, W. C. and EAKLE, W. S. "Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth". **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.52, n.3, p.374-80, Sep 1984.

LEE, W. C. and EAKLE, W. S. "Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years". **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.75, p.487-94, 1996.

LEE, W. C., LIN, C. L., WANG, C. H. *et al.* "Non-cariou cervical lesions". **Journal of Dentistry**, v.30, p.283-290, 2002.

LEINFELDER, K. F. "Restoration of abfraction lesions". **Compendium**, v.15, n.11, p.1396-400, Nov 1994.

LEVITCH, L. C., SHUGARS, D. A., HEYMANN, H. O. "Non-cariou cervical lesions". **Journal of Dentistry**, v.22, p.195-207, 1994.

LINDHE, J. **Tratado de Periodontia Clínica e Implantodontia Oral**. 3 ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1999.

LYTTLE, H. A., SIDHU, N., SMYTH, B. "A study of the classification and treatment of noncariou cervical lesions by general practitioners". **The Journal of Prosthetic**

Dentistry, v.79, p.342-46, 1998.

MACIEL, R. N. **Oclusão e ATM - Procedimentos Clínicos**. São Paulo, Livraria Santos Editora Comp. Imp. Ltda, 1998.

MCCOY, R. B., ANDERSON, M. H., LEPE, X. *et al.* "Clinical success of Class V composite resin restorations without mechanical retention". **Journal American Dental Association**, v.129, p.593-99, May 1998.

MJÖR, I. A., FEJERSKOV, O. **Embriologia e Histologia Oral Humana**. São Paulo, Editora Panamericana, 1990.

MOHL, N. D., ZARB, G. A., CARLSSON, G.E. *et al.* **Fundamentos de Oclusão**. São Paulo, Quintessence books, 1991.

NEVILE, B. W., DAMM, D. D., ALLEN, C.M. *et al.* **Patologia Oral e Maxilofacial**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998.

NUNN, H. J. "Prevalence of dental erosion and the implications for oral health". **European Journal of Oral Sciences**, v.104, p.156-61, 1996.

OKESON, J. P. **Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion**. 5 ed., St. Louis, Mosby, 2003.

PALAMARA, D., PALAMARA, J. E. A., TYAS, M. YJ. *et al.* "Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading". **Dental Materials**, v. 16, p.412-19, 2000.

PALAMARA, D., PALAMARA, J. E. A., TYAS, M. YJ. *et al.* "Effect of stress on acid dissolution of enamel". **Dental Materials**, v. 17, p.109-15, 2001.

REES, J. S. The role cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. **European Journal of Oral Sciences**, v.106, p.1028-32, 1998.

REES, J. S. "A review of the biomechanics of abfraction". **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 8, p. 139-44, Dec 2000.

- REES, J. S. "The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study". **Journal of Oral Rehabilitation**, v.29, p. 188-193, 2002.
- REES, J. S. e JACOBSEN, P. H. "The effect of cuspal flexure on a buccal Class V restoration: a finite element study". **Journal of Dentistry**, v.26, n.4, p.361-67, 1998.
- REES, J. S., HAMMADEH M., JAGGER, D. C. "Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study". **European Journal of Oral Sciences**, v. 111, p. 149-54, 2003.
- REES, J. S., HAMMADEH M. "Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study". **European Journal of Oral Sciences**, v. 112, p. 347-52, 2004.
- RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E. *et al.* "Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model". **Journal of Dental Research**, v.62, n.11, p.82-6, Feb 1983.
- SCABELL, P. L. A., 2000. **Estudo do efeito das cargas oclusais sobre a região cervical do primeiro pré-molar superior através do Método dos Elementos Finitos**. Tese de M. Sc., FO/UERJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- SHAFER, W. G., HINE, M. K., LEVY, B.M. **Tratado de Patologia Bucal**. 4 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1987.
- SPEARS, I. R., VAN NOORT, R., CROMPTON, R. H. *et al.* "The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth". **Journal of Dental Research**, v.72, n.11, p.1526-31, Nov 1993.
- SPRANGER, H. "Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth". **Quintessence Internacional**, v.26, n.2, p.149-54, 1995.
- TAKAHASHI, N., KITAGAMI, T., KOMORI, T. "Behavior of teeth under various loading conditions with finite element method". **Journal of Oral Rehabilitation**, v.7, p. 453-

61, 1980.

TANAKA, M., NAITO, T., YOKOTA, M. *et al.* "Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force". **Journal of Oral Rehabilitation**, v.30, p. 60-67, 2003.

VAN MEERBEEK, B., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P. *et al.* "Evaluation of two dentin adhesives in cervical lesions". **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.70, n.4, p.308-14, 1993.

XHONGA, F. A., WOLCOTT, R. B., SOGNAES, R. F. "Dental erosion II. Clinical measurements of dental erosion progress". **Journal American Dental Association**, v.84, p.577-82, Mar 1972.

XHONGA, F. A. "Bruxism and effect on the teeth". **Journal of Oral Rehabilitation**, v.4, p. 65-76, 1977.

YAP, A. U. J., NEO, J. C. L. "Noncarious cervical tooth loss : part 1". **Dental Update**, p.315-18, Oct 1995.

ANEXO I

1 -REGIÃO CERVICAL

Próxima ao colo do dente (união da coroa com a raiz). Esta região está presente em todas as faces do dente.

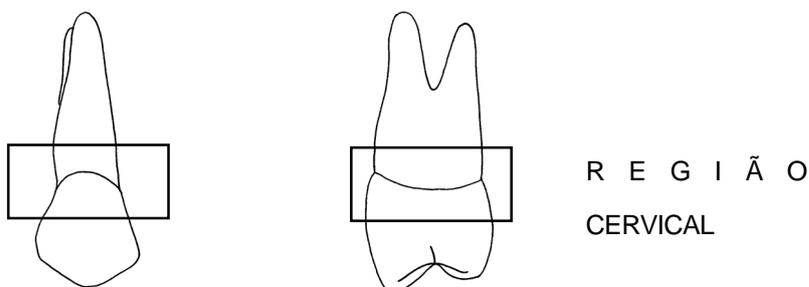


Figura A-1: Região cervical do dente.

FACES DOS DENTES

Vestibular: em contato com os lábios ou com as bochechas (A)

Lingual: em contato com a língua (B) Nos dentes superiores também pode ser chamada de palatina, devido à proximidade com o palato.

Mesial: em direção à linha média da arcada dentária (C)

Distal: face oposta à mesial; mais distante da linha média (D)

Oclusal: face mastigatória (E)

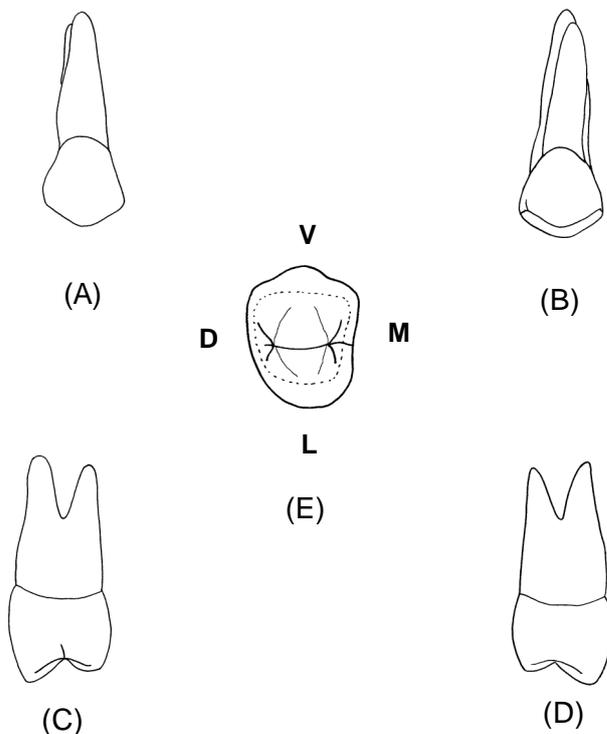


Figura A-2: Faces do dente.

2 - SISTEMA ADESIVO: conjunto de materiais (ácidos, resina fluida...) utilizados para unir as resinas compostas aos tecidos dentários.

3 - IDIOPÁTICA: sem causa conhecida.

4 - CÚSPIDE: estrutura formada por quatro planos inclinados e um vértice que pode ser comparada a uma pirâmide de base quadrangular. O primeiro pré-molar superior, utilizado neste estudo, apresenta duas cúspides chamadas vestibular e lingual (ou paltina).

5 - LONGO EIXO DO DENTE: maior eixo; que passa pela coroa e pela raiz do dente.

6 - DENTES ANTERIORES: dentes que pertencem ao grupo dos incisivos e caninos.

7 - DENTES POSTERIORES: dentes que pertencem ao grupo dos pré-molares e molares, no caso da dentição permanente.

8 - MICROINFILTRAÇÃO: passagem de fluidos orais e bactérias através de fendas microscópicas entre a superfície dentária preparada (desgastada com brocas) e o material restaurador (ANUSAVICE, 2005).

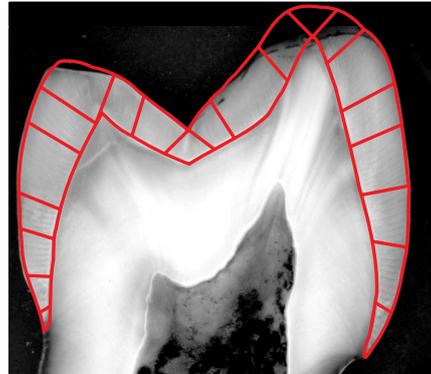
9 - ANTAGONISTAS: dentes de uma arcada que entram em contato com os dentes da arcada oposta, durante o fechamento. O segundo pré-molar inferior por exemplo, geralmente tem como seus antagonistas o primeiro e o segundo pré-molares superiores.

10 - CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO: contração do volume da resina composta que ocorre durante sua polimerização, à medida que os monômeros passam de moléculas livres para cadeias poliméricas cruzadas (ANUSAVICE, 2005).

ANEXO II**MODELO ANISOTRÓPICO**

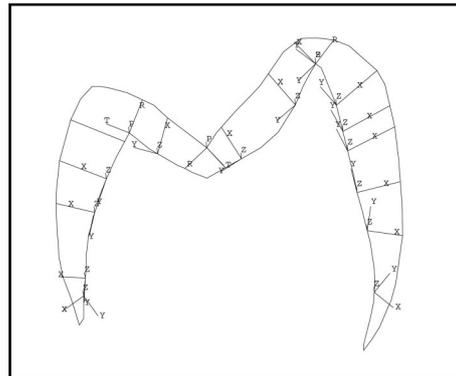
Partições foram criadas no esmalte, de acordo com a mudança da orientação dos prismas.

Figura A-3: Partições - esmalte anisotrópico.



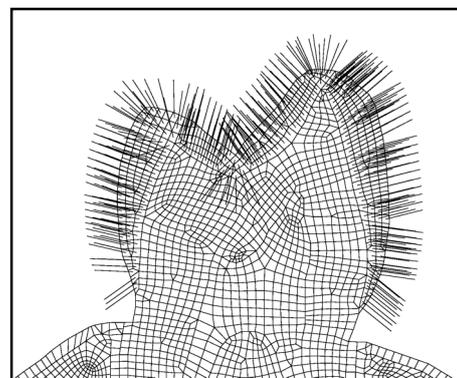
Eixos de coordenadas foram definidos com o objetivo de determinar a direção principal (neste caso, o eixo x) de cada partição.

Figura A-4: Eixos de coordenadas - esmalte anisotrópico.



Representação da orientação do esmalte na malha gerada para o modelo do dente hírido anisotrópico.

Figura A-5: Malha com orientação do esmalte - modelo hírido anisotrópico.



ANEXO III

Tabela A-1: Referências das Linhas A, B, C, D, E, F, G, H, I, J e K.

	NÓS	PART INSTANCE	COORDENADAS
Linha A	142	dentina externa	-29.7548007965088, 186.391006469727, 0.0
	16	dentina externa	-21.1839008331299, 186.126007080078, 0.0
Linha B	85	esmalte	-30.456600189209, 190.274002075195, 0.0
	131	esmalte	-20.007999420166, 190.151992797852, 0.0
Linha C	186	esmalte	-30.2751007080078, 192.1755003051758, 0.0
	125	esmalte	-20.1702995300293, 192.216003417969, 0.0
Linha D	211	osso compacto	-32.3368988037109, 185.14599609375, 0.0
	14	osso compacto	-20.8880004882813, 185.011001586914, 0.0
Linha E	95	esmalte	-30.0433006286621, 187.794998168945, 0.0
	11	esmalte	-20.3661003112793, 187.621994018555, 0.0
Linha F	1861	dentina externa	-23.2614994049072, 185.638000488281, 0.0
	132	dentina externa	-21.9519996643066, 185.565002441406, 0.0
Linha G	51	polpa	-23.2453002929688, 185.718002319336, 0.0
	129	dentina externa	-21.9146003723145, 185.694000244141, 0.0
Linha H	1805	dentina externa	-23.2789993286133, 185.550994873047, 0.0
	1828	dentina externa	-21.9155006408691, 185.513000488281, 0.0
Linha I	132	dentina externa	-23.242223739624, 185.725112915039, 0.0
	128	dentina externa	-22.1838245391846, 185.666122436523, 0.0
Linha J	1861	dentina externa	-23.2614994049072, 185.638000488281, 0.0
	132	dentina externa	-21.9519996643066, 185.565002441406, 0.0
	12	resina	-21.3526992797852, 185.621002197266, 0.0
Linha K	1805	dentina externa	-23.2789993286133, 185.550994873047, 0.0
	1828	dentina externa	-21.9155006408691, 185.513000488281, 0.0
	46	resina	-21.4438991546631, 185.516998291016, 0.0
Linha L	51	polpa	-23.2453002929688, 185.718002319336, 0.0
	6	dentina externa	-21.3999996185303, 185.494995117188, 0.0

ANEXO IV



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
Hospital Universitário Clementino Fraga Filho
Faculdade de Medicina
Comitê de Ética em Pesquisa - CEP

Coordenador:

Luiz Carlos Duarte
de Miranda

Médico - Prof. Adjunto

Secretário:

Mário Teixeira Antonio
Farmacêutico - Especialista

Membros Titulares:

Alice Helena Dutra Violante

Médico - Prof. Adjunto

Antonio de Magalhães

Marinho

Enfermeiro - Mestre

Beatriz Moritz Tripe

Médico - Doutoranda

Eduardo Jorge Bastos

Côças

Médico - Prof. Assistente

Eliza Regina Ambrosio

Assistente Social - Mestre

Glorimar Rosa

Nutricionista - Prof.

Adjunto

Luiz Bonfim Pereira da

Costa

Médico -

Maria de Fátima Gustavo

Lopes

Representante dos Usuários

Nereu Gilberto de Monis

Guerra Neto

Médico - Prof. Assistente

Membros Suplentes

Alberto Krzyem Arbetz

Médico - Doutorando

Daniel Savignan Mainilio

Farmacêutico -

Helena Wazynsky

Representante dos Usuários

Ivan Miyahira

Médico - Prof. Assistente

Lúcia da Conceição de

Araújo Marques

Enfermeiro - Mestre

Roberto Cury Pedron

Médico - Doutor

Vania Dias de Oliveira

Assistente Social

CEP - MEMO - nº 261/04

Rio de Janeiro, 15 de junho de 2004.

Do: Coordenador do CEP

A (o): Sr.(a) Pesquisador(a) Dra. Andréia Rosa Coelho Carneiro da Cunha

Assunto: Parecer sobre projeto de pesquisa

Sr.(a) Pesquisador(a),

Informo a V. Sa. que o CEP constituído nos Termos da Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e, devidamente registrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, recebeu, analisou e emitiu parecer sobre a documentação referente ao protocolo de pesquisa e seu respectivo Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme abaixo discriminado:

Protocolo de Pesquisa: 074/04 - CEP

Título: "Efeito do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensões em dentes pré-molares com lesões cervicais de abfração".

Pesquisador (a) responsável: Dra. Andréia Rosa Coelho Carneiro da Cunha

Data de apreciação do parecer: 17/05/04

Parecer: "APROVADO "

Informo ainda, que V. Sa. deverá apresentar relatório semestral, previsto para 17/11/04, anual e/ou relatório final para este Comitê acompanhar o desenvolvimento do projeto. (item VII.13 d., da Resolução n.º 196/96 – CNS/MS).

Atenciosamente,

Prof. Luiz Carlos Duarte de Miranda
Coordenador do CEP