

JEANE PIMENTEL COSME

**ARCO CONTÍNUO COM DOBRA EM “V” EM SISTEMA 2X4 AVALIAÇÃO
BIOMECÂNICA POR MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

CAMPINAS
2009

JEANE PIMENTEL COSME

**ARCO CONTÍNUO COM DOBRA EM “V” EM SISTEMA 2X4 AVALIAÇÃO
BIOMECÂNICA POR MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof Dr Paulo Roberto Aranha Nouer

CAMPINAS
2009

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

C834a Cosme, Jeane Pimentel.
Arco contínuo com dobra em "V" em sistema 2x4 avaliação biomecânica por meio do método dos elementos finitos / Jeane Pimentel Cosme. – Campinas: [s.n.], 2009.
130f.: il.

Orientador: Paulo Roberto Aranha Nouer.

Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Biomecânica. 2. Análise de elemento finito. 3. Ortodontia.
I. Nouer, Paulo Roberto Aranha. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: **“Arco contínuo com dobra em “V” em sistema 2x4 avaliação biomecânica por meio do método dos elementos finitos”** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

Dedico aos meus pais José Cosme e Maria Rosa pelo Amor e os ensinamentos cristãos que sempre me repassaram durante toda minha vida.

À minha avó Laura, que sempre se orgulhou e confiou em mim.

Aos meus irmãos Jader e Emanuel, às minhas irmãs Janeide e Jadilma e à minha cunhada Jailma, os quais amo de todo coração.

À minha sobrinha Maria Eduarda, que apesar de tão pequena já nos faz tão felizes.

Às minhas afilhadas Lorena Maria e Maria Clara, que fazem a alegria dos meus dias.

A toda minha família que sempre esteve muito presente.

Aos meus colegas de curso pelos momentos inesquecíveis passados juntos.

Aos meus amigos que tornam a vida mais leve.

AGRADECIMENTOS

A Deus pelo seu imenso Amor por todos nós, pela minha vida e das pessoas que amo, pelas oportunidades que Ele tem me proporcionado à cada dia.

Ao Prof. Dr. Paulo Roberto Aranha Nouer, meu orientador, pelos conhecimentos científicos adquiridos ao longo de todos esses anos, mas principalmente pela amizade, atenção, carinho, sinceridade e objetividade que tanto me ajudaram.

À equipe de professores que nos acompanharam durante o período do curso; que foram fundamentais para a nossa aquisição de novos conhecimentos, mas nos deram também sua amizade: Prof^a Dr^a Beatriz Magnani, Prof^a Carmem Mello, Prof Carlos Eduardo Rondelli, Prof Dr Darcy Flávio Nouer, Prof Dr João Sarmiento, Prof^a Jussara Frasson, Prof^a Dr^a Mayury Kuramae e Prof Nelson Padilha.

À Prof^a Dr^a Vânia Maria Aranha dos Santos, por partilhar um pouco dos seus conhecimentos na seara do Método dos Elementos Finitos, pela paciência, atenção e carinho.

À Prof^a Dr^a Ivana Uglík Garbui que nos mostrou a possibilidade de sermos a um só tempo firmes e delicados; pela amizade, incentivo e carinho.

Ao Dr Pedro Noritomi e Dr Jorge Silva pela disponibilidade, objetividade, e paciência para colaborar na metodologia da pesquisa e repassar um pouco dos seus conhecimentos no Método dos Elementos Finitos.

À minha irmã Jadilma Pimentel, pelo incentivo, ajuda e paciência durante a confecção do trabalho.

Ao CPO São Leopoldo Mandic, nas pessoas do seu presidente Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira e do seu Coordenador de Pós-Graduação Prof. Dr.

Thomaz Wassall, por ser um agente facilitador para a aquisição e troca de conhecimentos dos profissionais brasileiros.

Aos funcionários do serviço de Pós-Graduação do CPO São Leopoldo Mandic, nas pessoas de Ana Paula e Raquel Godinho, pela simpatia e os esclarecimentos no decorrer do Curso de Pós-Graduação.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, nas pessoas do Dr Jorge Silva, Dr Pedro Noritomi e Márcio Minami, pelo apoio no desenvolvimento da metodologia da pesquisa.

“É graça divina começar bem. Graça maior é persistir na caminhada certa. Mas Graça das Graças é não desistir!”

(Dom Hélder Câmara)

RESUMO

A dobra em “V” se apresenta como um dos caminhos dentre as técnicas segmentadas para o tratamento ortodôntico, sendo interessante pela facilidade de execução e liberação de forças suaves e contínuas em todo o sistema. Porém conhecer a biomecânica envolvida no funcionamento dessa dobra é essencial para sua utilização de maneira adequada. Este experimento realizou uma análise comparativa qualitativa do comportamento mecânico da dobra em “V” por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF) com a simulação de quatro modelos compostos por um tubo para o primeiro molar inferior, um braquete para incisivo lateral inferior e um fio contínuo com uma dobra “V”. Sendo o modelo complexo e não-linear, aplicaram-se simplificações na geometria e condições de contorno, de modo a tratá-lo com ferramentas de análise linear; apresentando distribuições de tensão vistas qualitativamente. Para engaste dos modelos analisados neste experimento, o fio foi fixado dentro do braquete do incisivo simulando uma fixação deste ao incisivo lateral inferior, restringido assim seu deslocamento em todas as direções e solto dentro do tubo do molar. As dobras foram realizadas no sentido anteroposterior entre o braquete do incisivo e o tubo molar no 1/3 posterior, 1/3 anterior, centro e no 1/5 posterior. Foi possível observar a forma do fio quando da sua imediata inserção no tubo do molar e no braquete do incisivo, ou seja, o deslocamento sofrido pelo fio ao sair da posição inicial (dobra não ativada). A posição da mola deformada ou ativada (deformação inicial do fio) deu início aos eventos biomecânicos que eram possíveis com essa dobra, modificando o formato do fio de acordo com o posicionamento da mesma, e fazendo com que as áreas e concentrações de tensões de von Mises sejam diferentes nos modelos simulados. A análise das tensões, demonstrou que nos modelos com dobra no 1/3 posterior (MOD 1) e no 1/5 posterior (MOD 4) as áreas que concentram as maiores tensões localizam-se na região da entrada do tubo do molar, sendo possível uma área de concentração um pouco maior no MOD 4. No modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2) visualizou-se as maiores tensões na região da dobra, embora a região da entrada do braquete do incisivo tenha uma concentração de tensão considerável. No modelo com dobra centrada (MOD 3) as tensões estavam distribuídas basicamente em 3 pontos: entrada do tubo e do braquete e região da dobra.

Palavras-chave: Biomecânica. Dobra em “V”. Método dos Elementos Finitos. Ortodontia.

ABSTRACT

The V bend is one of the ways of segmented techniques for orthodontic treatment, particularly interesting for the easiness execution and release of soft and continuous forces in all system. However to know the involved biomechanics of this bend functioning is essential for its adequate way use. This experiment carried a qualitative comparative analysis of V bend mechanical behavior by Finite Element Method (FEM) means with the four models simulation a tube for first lower molar, one bracket for lower lateral incisor and a continuous wire with a V bend. Being the complex and nonlinear model, simplifications in geometry and conditions of contour had been applied, in order to deal with it with tools linear analysis presenting distributions of tension seen qualitatively. The models analyzed in this experiment had been constrained fixing the wire inside of bracket the incisor having simulated a setting of this to inferior lateral incisor, restricted its displacement in all thus the directions and untied inside of the tube of molar one. The bends had been carried through in anteroposteriorly direction 1/3 posterior, 1/3 anterior, centered and 1/5 posterior. It was possible to observe the wire form when the immediate insertion in the molar tube and the incisor bracket, that is, the displacement suffered for the wire when leaving the initial position (bend not activated). The deformed position or activated spring (wire initial deformation), beginning to the biomechanics events that is possible with this bend; modifying the wire format according to its positioning and, making with that area and concentrations of von Mises tensions are different in the simulated models. The analysis of, tensions, demonstrated that the models with bend in 1/3 posterior (MOD 1) and in 1/5 posterior (MOD 4) areas that concentrate the greater tensions be situated in the region the entrance of tube of the molar, possible an area of short while bigger concentration in MOD 4. The model with bend 1/3 anterior (MOD 2) visualized the biggest tensions in the bend region; however the region of entrance the bracket of the incisor has a concentration of considerable tension. The model with centered bend (MOD 3) the tensions to be distributed basically in 3 points: entrance the tube and bracket and region the bend.

Keywords: Biomechanics. V-bend. Finite Element Method. Orthodontics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Posicionamento anteroposterior da dobra em “V”.....	72
Figura 2 - Dobra em “V” localizada no terço posterior.....	73
Figura 3 - Dobra em “V” localizada no terço anterior.....	74
Figura 4 - Dobra em “V” centrada.....	75
Figura 5 - Dobra em “V” localizada no quinto posterior.....	76
Tabela 1 - Tabela de Black: valores médios do diâmetro mésio-distal das coroas para os dentes inferiores.....	77
Tabela 2 - Dimensões geométricas dos suportes.....	78
Figura 6 - Uma representação do modelo com dobra em “V”, sem ativação, desenvolvido posteriormente em CAD.....	79
Figura 7 - Modelo desenvolvido no CAD.....	80
Figura 8 - Visão de topo do modelo desenvolvido no CAD.....	81
Figura 9 - Malha do modelo de alça com dobra no 1/3 posterior.....	82
Figura 10 - Malha do modelo de alça com dobra no 1/3 anterior.....	83
Figura 11 - Malha do modelo de alça com dobra centrada.....	83
Figura 12 - Malha do modelo de alça com dobra no 1/5 posterior.....	84
Tabela 3 - Propriedades físicas e mecânicas dos materiais utilizados.....	87
Figura 13 - Malha do modelo com dobra no 1/3 posterior em elementos finitos (MOD 1).....	91
Figura 14 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1) com mapa de cores.....	92
Figura 15 - Vista das tensões de von Mises no modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).....	93
Figura 16 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).....	93
Figura 17 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).....	94
Figura 18 - Tensão de von Mises próxima ao braquete no modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).....	94
Figura 19 - Malha do modelo com dobra no 1/3 anterior em elementos finitos (MOD 2).....	95

Figura 20 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2) com mapa de cores.....	96
Figura 21 - Vista das tensões de von Mises do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).....	96
Figura 22 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).....	97
Figura 23 - Tensão de von Mises na região do tubo do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).....	98
Figura 24 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).....	98
Figura 25 - Tensão de von Mises próxima ao braquete do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).....	99
Figura 26 - Malha do modelo com dobra centrada em elementos finitos MOD 3.....	100
Figura 27 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra centrada (MOD 3) com mapa de cores.....	100
Figura 28 - Vista das tensões de von Mises do modelo com dobra centrada (MOD 3).....	101
Figura 29 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra centrada (MOD 3).....	101
Figura 30 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra centrada (MOD 3).....	102
Figura 31 - Tensão de von Mises próxima ao braquete do modelo com dobra centrada (MOD 3).....	102
Figura 32 - Malha do modelo com dobra no 1/5 posterior em elementos finitos MOD 4.....	103
Figura 33 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4) com mapa de cores.....	104
Figura 34 - Vista das tensões de von Mises do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).....	104
Figura 35 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).....	105
Figura 36 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).....	106

Figura 37 - Tensão de von Mises próxima ao braquete do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).	106
Figura 38 - Imagem dos deslocamentos com mapa de cores.....	116
Figura 39 - Tensão de von Mises.....	118
Figura 40 - Tensões de von Mises	120
Figura 41 - Tensões de von Mises próximas à entrada do tubo do molar.....	121
Figura 42 - Tensões na região da dobra.	122
Figura 43 - Tensões próximas ao braquete do incisivo.	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	- Bidimensional
3D	- Tridimensional
2X4	- 2 molares e 4 incisivos
2X6	- 2 molares e 4 incisivos mais 2 caninos
AEB	- Arco extrabucal
AISI	- American Iron and Steel Institute
ATM	- Articulação temporomandibular
BTP	- Barra transpalatina
CAD	- Computer Aided Design/ projeto assistido por computador
Cres	- Centro de resistência
Crot	- Centro de rotação
ICS	- Incisivo central superior
IHG	- Interlandi Head Gear
LPD	- Ligamento periodontal
MEF	- Método dos elementos finitos
NiTi	- Nitinol
Relação M/F	- Relação momento/força
TMA	- Titânio molibdênio
TVA	- Trespasse vertical acentuado

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 Considerações biomecânicas e materiais	18
2.2 Segmentação	34
2.3 Dobra em “V”	41
2.4 Método dos elementos finitos	49
3 PROPOSIÇÃO	70
4 MATERIAIS E MÉTODOS	71
4.1 Materiais	71
4.2 Métodos	72
4.2.1 Pré-processamento	76
4.2.1.1 <i>Geometria</i>	77
4.2.1.2 <i>Admissão de hipóteses simplificadoras</i>	84
4.2.1.3 <i>Materiais e propriedades</i>	87
4.2.1.4 <i>Carregamentos</i>	87
4.2.1.5 <i>Contorno e suporte</i>	88
4.2.2 Processamento	88
4.2.3 Pós-processamento	88
5.1 Modelo em elementos finitos com dobra no 1/3 posterior (MOD 1)	91
5.2 Modelo em elementos finitos com dobra no 1/3 anterior (MOD 2)	95
5.3 Modelo em elementos finitos com dobra centrada (MOD 3)	99
5.4 Modelo em elementos finitos com dobra no 1/5 posterior (MOD 4)	103
6 DISCUSSÃO	107
7 CONCLUSÃO	126
REFERÊNCIAS	127
ANEXO A – FOLHA DE DISPENSA DO COMITÊ DE ÉTICA	133

1 INTRODUÇÃO

A Ortodontia têm se detido com especial atenção no abrangente campo da Biomecânica, pois hoje sabe-se que o sucesso de qualquer tratamento ortodôntico passa pela necessidade de conhecimentos fundamentais sobre esta ciência.

Em 1938, Stuteville afirmou que o melhor tratamento seria o que utilizasse o menor tempo com o mínimo dano possível aos dentes e estruturas de suporte.

Seguindo essa linha Armstrong (1971), por meio da apresentação de casos clínicos, discutiu o controle da magnitude, sentido e duração das forças para aumentar a eficiência do uso de forças extrabucais.

Burstone (1977) recomendou que o ponto de aplicação de força deveria ser escolhido de acordo com o posicionamento dos dentes, para que os momentos pudessem ser utilizados da forma necessária e pelo menor tempo possível, o que demonstra que o conhecimento da biomecânica era uma das suas principais armas no tratamento.

Em 2004, Nouer et al. afirmaram que os aspectos biomecânicos na terapia ortodôntica têm sido bastante discutidos, e são extremamente importantes para um correto planejamento do tratamento individualizado.

Algumas das técnicas que utilizam e compreendem a aplicação de leis mecânicas junto ao componente biológico são as que lançam mão dos arcos segmentados, partindo do pressuposto de que dividindo os arcos em unidades separadas pode-se observar melhor as respostas ao tratamento preconizado pelo tratamento individualizado de cada segmento. Considerando-se os aspectos

biomecânicos, a utilização de arcos segmentados tem-se mostrado uma boa alternativa para tratamento ortodôntico, uma vez que, os principais objetivos do tratamento seriam: o melhor resultado, no menor tempo, com o mínimo dano, estão sempre no centro das atenções do profissional (Burstone, 1966, 1977, 2003; Shroff et al., 1995).

Nas diversas técnicas de segmentação um princípio básico é mantido: os dentes são divididos em unidades conforme as necessidades do caso e do tratamento preconizado, onde normalmente haverá uma unidade ativa (que se deseja movimentar) e uma unidade de ancoragem, ou reativa, que irá colaborar com este movimento devendo sofrer o mínimo de efeitos indesejáveis. Estas unidades não são imutáveis durante todo o processo de tratamento, nada impede que uma unidade à princípio ativa, após atingir a configuração desejada transforme-se em unidade de ancoragem, para que possam ser realizadas alterações em outra unidade do arco dentário (Burstone, 1966; Sakima et al., 2000; Burstone, 2003).

Vários trabalhos utilizaram a segmentação: Burstone (1962), Mulligan (1979b), Burstone & Koenig (1988), Isaacson et al. (1993a), Lindauer et al. (2001) e Watanabe et al. (2004). Em algumas técnicas o próprio fio é segmentado, podendo-se utilizar fios de diferentes diâmetros e composições simultaneamente na arcada; em outros casos, um fio contínuo é utilizado e a segmentação acontece somente no arco dentário, aumentando-se a distância interbraquetes.

Dentre os arcos segmentados a dobra em “V” foi escolhida para análise por ser de execução relativamente simples e pela rápida obtenção dos resultados desejados.

Em 1988, Burstone & Koenig estudaram a montagem 2 X 4 (dois molares e quatro incisivos) com as dobras em “V” e concluíram, entre outras coisas, que a

dobra produz diferentes sistemas de força de acordo com o posicionamento da mesma no arco.

Isaacson et al. (1993a) afirmaram que a configuração 2X4, aparentemente simples, é uma ferramenta ortodôntica importante, que usa a engenharia mecânica de uma forma que não é possível quando todos os braquetes estão presentes.

Atualmente, um número cada vez maior de profissionais vem utilizando a segmentação em seus planos de tratamento, sendo necessários mais estudos clínicos e laboratoriais que analisem e demonstrem o seu funcionamento.

A utilização de métodos de pesquisa que envolvam áreas das Ciências Exatas e Biológicas como o Método dos Elementos Finitos (MEF) torna-se então um passo natural, pois trata-se de uma ferramenta matemática que vem nos auxiliar num momento em que busca-se compreender da melhor maneira possível a biomecânica dos movimentos ortodônticos, sendo possível obter respostas numéricas, diminuindo a importância da subjetividade (Thresher, Saito, 1973; Vásquez et al. 2001; Holberg et al., 2007).

Poder observar as respostas biomecânicas presentes quando da aplicação de forças em estrutura complexas como dentes ou mesmo nas estruturas craniofaciais em um modelo matemático (Kojima et al., 2006; Holberg et al., 2007; Hyung et al., 2007) facilita sobremaneira a realização de pesquisas, quer pela resposta imediata; pelas inúmeras possibilidades na variação de forças, posicionamentos; pela facilidade da não utilização de seres vivos; etc; que de outras formas levariam muitos anos para serem concluídas, ou até mesmo pela impossibilidade de realização, como por exemplo submeter seres humanos a tratamentos que os mesmos não necessitam.

A possibilidade de demonstrar por meio do MEF a Biomecânica que está envolvida em um arco aparentemente simples, é de grande valia para que se possa observar as reações obtidas e, com isso, conseguir um refinamento cada vez maior no planejamento e execução do tratamento ortodôntico, culminando no melhor resultado possível; o que é, em última instância, o objetivo de todo profissional.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com o objetivo de facilitar a compreensão da interligação de campos diversos do conhecimento na construção deste trabalho, assim como a observação da evolução obtida especialmente nas últimas décadas nestas áreas, esta revisão da literatura foi subdividida nos seguintes itens:

- a) considerações biomecânicas e materiais;
- b) segmentação;
- c) dobra em “V”;
- d) método dos elementos finitos;
- e) aplicação do MEF na dobra em “V”.

2.1 Considerações biomecânicas e materiais

Em artigo de 1932, Steiner falava sobre as críticas aos procedimentos ortodônticos em geral, e a alguns procedimentos em particular, observando que não era feita uma discussão sobre os princípios mecânicos nos casos, e que aspectos como controle de forças e movimentos jamais eram discutidos ou apresentados. Por este motivo discutiu conceitos como movimento, força, controle, elasticidade e resistência. Afirmou ainda que um dispositivo ideal deveria ser capaz de manter uma força contínua, com intensidade constante, e uniforme no sentido em que se deseja mover o dente. Concluiu que utilizando esses conceitos a eficiência do tratamento poderia ser melhorada.

Stuteville (1938) estudou aposição e reabsorção óssea, além de reabsorção dentária, pois segundo ele, no movimento dentário todas as estruturas devem ser observadas. Além de citar diversas estruturas, como esmalte, dentina, polpa, cemento, ligamento periodontal, tecido ósseo; falou também sobre forças, não só as aplicadas pelo tratamento ortodôntico como também pela oclusão, língua e lábios. Foram selecionados seis pacientes de 13 e 14 anos que deveriam ser submetidos à posterior exodontia de premolares. Utilizou forças entre 100 e 200g, durante períodos que variaram de 29 à 91 dias, com diferentes quantidades de ativação e intervalos entre elas; a movimentação conseguida variou de 0,8 a 1,2mm. O estudo histológico foi realizado por meio de lâminas que continham dente, ligamento e osso. Ele observou que havia reabsorção óssea nas áreas de compressão e aposição nas áreas de tensão, e que a grande maioria das estruturas se recupera dos danos sofridos, dentro de determinados limites, embora a reabsorção do ápice da raiz ocorresse usualmente. Quanto à força o mais importante seria observar a magnitude e a distância de aplicação. A conclusão do autor foi que a melhor forma de agir no tratamento das maloclusões é utilizar o menor tempo possível com o mínimo de dano para os dentes e estruturas de suporte.

Reitan realizou em 1960 estudos histológicos e clínicos para analisar dois aspectos no movimento dentário: reabsorção e recidiva. Ele afirmou que para a ocorrência do movimento dentário máximo, dentro de um período específico, a magnitude da força deve ser suficiente e atuar em uma distância adequada, respeitando as condições anatômicas e mecânicas. Quanto à reabsorção, ele observou, histologicamente em cães e em humanos, que ao utilizar forças leves a reabsorção indireta esteve menos presente, e o movimento poderia ser,

conseqüentemente, mais rápido. Quanto ao padrão de recidiva, seria praticamente o mesmo quando utilizada uma força de maior ou menor intensidade pelo mesmo período de tempo. Fez ainda menção à utilização de contenções por períodos maiores que quatro meses, devido à necessidade de reorganização das fibras periodontais.

Utley (1968) investigou a dinâmica estrutural e a atividade osteogênica no osso alveolar, em sua resposta biológica as forças aplicadas para movimentação ortodôntica, marcando-o com tetraciclina. Foram utilizados 21 gatos, todos receberam a tetraciclina, porém foram divididos em grupos de acordo com as forças utilizadas, a quantidade e localização dos dispositivos para aplicação das cargas. Por meio do estudo de modelos de gesso, radiografias e exames histológicos, ele analisou diferenças na velocidade e distância do movimento, utilizando forças variadas; e alterações na estrutura do trabeculado ósseo como resposta ao movimento ortodôntico. A comparação entre os grupos experimentais e de controle demonstraram que a dinâmica estrutural e a atividade osteogênica foram aumentadas em resposta às forças aplicadas. Porém cada animal exibiu sua própria taxa de movimento, não obstante a intensidade da força.

Gianelly demonstrou, em artigo de 1969, sua preocupação com a integridade do ligamento periodontal (LPD) e a reabsorção óssea. Por acreditar que a aplicação de forças poderia estimular o processo de reabsorção alveolar, realizou então uma experiência com cães utilizando diferentes forças de inclinação com elásticos (50, 100, e 150g em um primeiro grupo e 75 e 125g num segundo grupo), procurando manter uma força contínua, no caso do segundo grupo, em caninos e incisivos superiores. Após um período predeterminado, de até 10 minutos após a aplicação da força no primeiro grupo, e 7 dias no segundo grupo, os cães foram

sacrificados e a análise histológica foi realizada. Ele observou que 75g mantinha a integridade estrutural do ligamento quando aplicada no canino, enquanto havia uma significativa alteração na vascularização dos incisivos quando a mesma força era aplicada. Ele concluiu então, que a força por unidade de área (pressão) é uma consideração muito importante, para determinar reações ósseas e vasculares.

A preocupação com força, pressão e tensão levou Baumrind (1969), a observar em animais as alterações que acontecem na área pressionada e tensionada quando um dente é submetido à movimentação. Ele pretendia observar alterações na taxa de multiplicação celular, no metabolismo e na síntese das fibras do ligamento periodontal, para isso utilizou medições dos precursores do DNA, RNA e colágeno respectivamente. Foram utilizados três grupos, compostos por 33 ratos cada, divididos em grupo experimental (24), grupo controle (6) e margem de segurança (3). No grupo experimental era introduzido um elástico entre o 1° e 2° molar e algumas medições eram realizadas ao longo das primeiras 72 horas por meio de microscopia e fotos, que permitiram a contagem de células e substâncias presentes. Numa segunda fase, uma parte de cada amostra foi novamente examinada para identificação de possíveis mudanças dimensionais ocasionadas pela introdução da força interproximal. Os resultados da atividade metabólica não apresentaram diferenças entre os lados da tensão e da pressão, pois houve um aumento na multiplicação celular e diminuição na formação do colágeno em ambos os lados. As mudanças dimensionais no ligamento periodontal não foram significativas, ficando as maiores alterações relacionadas ao osso. Desta forma, uma hipótese convencionalmente aceita para movimentação dentária, segundo a qual no lado pressionado haveria desorganização e menor multiplicação celular devido a uma vasoconstrição, e no lado tensionado esta multiplicação seria estimulada, não

se confirmou, por não terem sido encontradas diferenças dimensionais e metabólicas quando se compararam os dois lados.

Armstrong, em um artigo de 1971, apresentou a aplicação clínica do controle preciso de três variáveis mecânicas (magnitude, direção e duração) presentes na aplicação de forças extrabuciais; e demonstrou, por meio de casos clínicos, os resultados que podem ser obtidos quando da aplicação desses conceitos mecânicos. Foram relatados sete casos, de pacientes na fase da dentição mista, entre os 10 e os 13 anos, onde era necessária a distalização dos primeiros molares superiores. Nos casos em que somente este movimento era necessário, o autor utilizou apenas bandas e tubos nos molares e a força extrabucal, para alcançar o objetivo. Nos casos em que havia outros problemas como trespasse vertical ou horizontal que necessitassem de correção, foram utilizadas bandas também os incisivos para correção. O autor demonstrou a importância do conhecimento de alguns conceitos para melhor controle das variáveis presentes na utilização da força extrabucal. Com a apresentação dos casos clínicos a importância da aplicação desses mesmos conceitos mecânicos para aumentar a eficácia desse tipo de força no tratamento de maloclusões ficou bastante clara, especialmente com relação a dois fatores: os curtos períodos de tratamento efetivo e a obtenção normalmente de movimentos de corpo dos dentes tratados.

Em estudo histológico e clínico de 1973, Storey teceu considerações sobre os processos resultantes da adaptação biológica às forças ambientais, quer sejam naturais ou induzidas. Quanto às forças induzidas, colocou dois aspectos em destaque: magnitude e frequência. Afirmou que o ligamento é mais resistente às forças mais intensas instantâneas que forças menos intensas de longa duração. Foram realizados dois experimentos: o primeiro em um grupo de 24 pacientes, que

pelo plano de tratamento deveriam perder os primeiros premolares, para que houvesse a distalização dos caninos. Foi feita uma observação clínica semanal por seis semanas, utilizando-se de 250g (menos intensa) até 500g (mais intensa) de força. Depois desse período, somente oito paciente tiveram seu resultados utilizados, por problemas relacionados à inconstância nas consultas e quebra de acessórios. Os resultados mostraram que inicialmente, na 1ª e 2ª semana, houve maior movimentação com a força mais intensa, porém após o final do período de seis semanas, houve pouca diferença no movimento do canino com a força menos intensa ou mais intensa. Entretanto com o uso da força mais intensa a unidade de ancoragem moveu-se três vezes mais. Num segundo experimento com humanos e cobaias, ele observou que a diferença quando da utilização de forças de 100g para forças de 25g eram surpreendentemente pequenas, havendo maior diferença somente quando eram utilizadas forças de 35 e 5g em incisivos. Pela organização dos tecidos nos exames histológicos ele afirmou ainda que, com forças menos intensas, um crescimento mais estável e uma melhor calcificação podem ocorrer. Ele concluiu que o uso de forças na ortodontia depende não de filosofias de aparelhos particulares, mas de um entendimento claro dos princípios básicos envolvidos e na seleção cuidadosa das muitas opções abertas para o tratamento bem sucedido de diferentes formas de maloclusão.

Segundo Burstone & Koenig (1974) havia um relativo desconhecimento sobre o funcionamento dos sistemas de forças liberados quando da utilização de aparelhos ortodônticos, e dos movimentos imprevisíveis e, às vezes, indesejáveis que ocorrem durante o tratamento. Quando um fio é colocado nos braquetes, e não entra passivo, um sistema de força é criado. Reduzir este sistema complexo em unidades básicas ofereceria uma abordagem mais simples para entender e resolver

muitos problemas clínicos existentes. Os objetivos do artigo eram: descrever diferentes sistemas de forças produzidos por um arco reto colocado em braquetes não alinhados; desenvolver uma terminologia para descrever os sistemas de forças; e oferecer base científica para desenvolvimento de novos aparelhos. Consideraram então dois dentes, com diferentes graus de inclinação; um arco reto (fio 0.016"SS); distâncias interbraquetes de 7 e 21 mm; e uma força de 100g. Por meio de análise matemática, definiram seis variações básicas de geometria entre dois dentes. As variações são dependentes da relação entre o ângulo do fio e os braquetes dos dois dentes, pois os sistemas de forças gerados mudam consideravelmente quando ocorre uma pequena variação na angulação dos braquetes. As forças e momentos que atuam no fio são equilibrados por forças equivalentes atuando nos dentes. Convencionaram ainda os sinais positivo (+), para as forças anteriores e laterais; e negativo (-), para as forças posteriores e médias. Concluíram que para o clínico é importante o fato de que pequenas alterações na geometria podem alterar radicalmente os sistemas de forças, devendo estar ele sempre atento para evitar possíveis respostas indesejáveis durante o tratamento.

Em artigo de revisão bibliográfica de 1984, Smith & Burstone tinham como objetivo explicar ao clínico, sem maiores conhecimentos em Mecânica, as relações básicas entre forças e movimento dentário. A força é uma grandeza física que pode ser representada por um vetor; ela tem magnitude, direção (constituída de linha de ação e sentido) e ponto de aplicação, podendo ser medida pelo clínico em gramas. Quando uma força é aplicada, seus efeitos se dão nos três planos do espaço. Normalmente os dentes estão sob efeito de mais de uma força, devendo-se, portanto, analisar o conjunto e combiná-las de forma a se ter a resultante desejada. Porém, o dente por não ser um corpo livre, e estar contido por estruturas

periodontais, distribuídas de maneira não uniforme (a raiz está contida, mas a coroa não), deve-se avaliar onde se encontra o centro de resistência (Cres) da estrutura, pois este é o ponto onde concentra-se todo o peso do corpo, análogo ao centro de gravidade no corpo livre. Num dente uniradicular o Cres encontra-se entre o 1/3 e a metade do comprimento da raiz até a crista alveolar. No caso do multiradicular o Cres encontra-se entre as raízes a 1 ou 2 mm da furca. Devendo-se então ter em mente que o comprimento radicular e a altura do osso alveolar são determinantes para a localização do Cres. Dependendo da distância da linha de ação da força ao Cres, o dente pode mover-se de três formas básicas: Translação, Rotação ou uma combinação de ambas. Foram tecidas ainda inúmeras considerações sobre diversos outros conceitos utilizados na Biomecânica, como Centro de rotação (Crot), Binário, Sistemas de forças e Sistemas equivalentes.

Isaacson et al. (1993b), por meio de discussão teórica e apresentação de alguns casos clínicos, falaram sobre torque, binário, segmentação, equilíbrio, diferentes distâncias interbraquetes e configurações para o fio. Concluíram que a consciência dos sistemas de força criados e seu controle eficaz nos dispositivos ortodônticos são essenciais para um tratamento ser realizado de maneira satisfatória.

Em artigo de 1995, Shellhart fez uma análise teórica sobre a mecânica do movimento dentário. Afirmou que o conhecimento das forças que atuam nos dentes, permite ao clínico prever o movimento dentário com maior precisão, desde que ele seja capaz de compreender a movimentação do dente em resposta à força aplicada. Entender o conceito de equilíbrio e conhecer propriedades como deformação elástica, deformação permanente, binários, entre outros; facilitam o reconhecimento das forças que deformam o aparelho, trazendo em si o entendimento das forças que

agem nos dentes, possibilitando a previsão do tipo de movimento que provavelmente acontecerá.

Oliveira (2000) falou sobre diversos conceitos aplicáveis em Ortodontia partindo da Mecânica: grandezas escalares e vetoriais, força, ponto de aplicação, binário; além da resistência dos materiais (tensão, carga elástica máxima, rigidez, etc). Demonstrou, à princípio de forma teórica, como esses conhecimentos podem ser utilizados na Biomecânica aplicada à Ortodontia. Depois, por meio de casos clínicos, demonstrou a aplicação desses conhecimentos na técnica do Arco Segmentado de Burstone.

Em artigo de 2001 Gurgel et al. falaram sobre conceitos, propriedades, e aplicação clínica de algumas ligas metálicas como aço inoxidável, níquel-titânio, beta-titânio, entre outros. Após uma explanação geral sobre propriedades físicas como módulo de elasticidade, carga/deflexão, rigidez, resiliência, etc; algumas ligas foram citadas, sendo colocadas suas características principais, aplicações e limitações. A escolha do fio adequado para cada passo do tratamento necessita que se tenha conhecimento sobre as ligas disponíveis, além de uma avaliação clínica observando todo o sistema envolvido no tratamento desde o elemento dentário até a estrutura óssea envolvida, pois estes fatores é que determinam a força a ser utilizada. Os autores concluíram que a escolha do fio adequado, aliada a um bom plano de tratamento, podem resultar num resultado satisfatório em um tempo menor, tornando o tratamento mais eficiente.

Gianelly em 2001 descreveu movimentos dentários, forças, binários, centros de resistência e rotação, deflexão, elasticidade, limite de escoamento, sistema de força, entre outros conceitos necessários para se entender a Biomecânica. A quantidade de força exercida ou dispersada por um fio é

influenciada por vários fatores, entre eles os relacionados à composição e geometria. No aço inoxidável, a deflexão é proporcional à distância elevada à 3ª potência (L^3). Assim, com uma força constante, a deflexão pode ser aumentada em quase 8 vezes se o comprimento entre dois pontos fixos for duplicado. Ex: 50g /10 mm Deflexão 2 mm; 50g /20 mm Deflexão 8 mm. O valor da deflexão vai ser de 8 mm e não 4 mm como se poderia supor, uma vez que o fio dobrou de tamanho, porque quando o tamanho duplica, a deflexão é elevada à terceira potência, ou seja: ($2^3 = 2 \times 2 \times 2 = 8$). A sua flexibilidade ou capacidade de deflexão em um fio de menor diâmetro será também maior que num fio mais espesso, uma vez que essa propriedade varia, neste tipo de fio, na proporção do diâmetro elevado à 4ª potência (d^4). Ex: um fio 0.010" é 16 vezes mais maleável que o 0.020". Na composição há variações quanto às propriedades químicas e físicas. As propriedades físicas variam de acordo com as diferentes fases de arranjo de sua granulação interna. Segundo o autor uma técnica adequada biomecanicamente seria a que produz a movimentação necessária e controla a ancoragem da maneira mais simples e sistemática possível.

Burstone (2002) analisou a interação entre a Física, a Engenharia e da Matemática com a Ortodontia, pois, segundo ele, grande parte da revolução científica na Biologia das últimas décadas provém da aplicação desses conhecimentos. Ele procurou explicar a biomecânica do movimento dentário e o aparelho, desde o desenho mais apropriado até as ligas e secções transversais dos fios que compõem junto com os acessórios o sistema de um aparelho. Porém ao final o autor esclareceu não ser sua intenção pré-determinar tipos de aparelhos ou modos de utilização; pois para ele o conhecimento em ciências físicas, junto à experiência clínica e laboratorial, pode e deve auxiliar na elaboração e

desenvolvimento de cada aparelho de modo individual, de acordo com as necessidades de cada paciente.

Marcotte (2003) explicou os princípios mecânicos que estariam relacionados com a elaboração de cada plano de tratamento realizado pelo ortodontista. Conceitos como corpos rígidos, centro de massa, centro de resistência, Leis de Newton e princípio de transmissibilidade, entre outros, foram explanados. Com a utilização desses conhecimentos o autor explicou também os tipos de movimentos dentários, como inclinação e rotação; e os sistemas de forças necessários para cada tipo de movimento. Segundo ele, o controle da relação M/F é essencial para obtenção do movimento dentário desejado.

Burstone (2003) falou sobre a importância da definição de objetivos claros quanto ao plano de tratamento traçado para cada paciente, uma vez que um aparelho projetado especificamente para atender as demandas tridimensionais colocadas nas relações intra e interarcos, assim como as suas relações com os tecidos duros e moles de todo o complexo craniofacial deve ser o objetivo do profissional. Independente do aparelho ou técnica utilizada o autor sugeriu que alguns critérios estivessem sempre colocados: Sistema de forças, Facilidade de uso, conforto e cooperação mínima do paciente. Alguns dos fatores relacionados ao sistema de forças seriam: proporção momento/força no acessório, constância de força e momento, magnitude da força e do momento. Fez uso de alguns conceitos como centro de resistência, de rotação, taxa de carga/deflexão, deformação permanente, força elástica máxima e atrito. Explicou os movimentos dentários de translação, rotação, inclinação controlada, inclinação não controlada e movimento radicular, apresentou também uma tabela de valores-padrão da proporção momento/força para esses mesmos movimentos nos incisivos centrais superiores.

Com relação à constância da força colocou os seguintes critérios: secção transversal do fio, comprimento do fio, composição e configuração também do fio.

Em 2004, Nouer et al. afirmaram que os aspectos biomecânicos na terapia ortodôntica têm sido bastante discutidos, observando-se nesses estudos que os conhecimentos sobre crescimento do complexo nasomaxilar e biomecânica são extremamente importantes para um correto planejamento do tratamento individualizado. Na apresentação de dois casos clínicos, utilizaram arco extrabucal (AEB), tracionado por casquete tipo IHG (*Interlandi Head Gear*), com inserção palatina conjugado com placa expansora encapsulada, e teceram considerações biomecânicas sobre o mesmo e o compararam com o AEB inserido diretamente no tubo molar. Foi descrita a construção e utilização do aparelho, e observou-se que a possibilidade de posicionar o ponto de aplicação de força mais próximo ao Cres dos molares, maxila e complexo nasomaxilar, e a correta orientação dos elásticos extrabucais proporcionaram um controle biomecânico adequado para os casos. Os autores concluíram que o aparelho utilizado é eficiente no tratamento da maloclusão de Classe II de Angle, proporcionando um bom controle anteroposterior, vertical e transversal da maxila, podendo ainda auxiliar na liberação e/ou redirecionamento do crescimento mandibular, desde que utilizando adequadamente os conceitos biomecânicos.

Oliveira (2005) procurou apresentar subsídios para um melhor entendimento da biomecânica envolvida no tratamento ortodôntico, sistemas de forças equivalentes e equilíbrio estático foram alguns dos conceitos explanados pelo autor. Os tipos de movimentos dentários e suas variações foram também objetos de explicação com apresentação teórica de exemplos. Falou ainda sobre a dobra em

degrau e em “V”. Sobre a segunda afirmou que modificações no seu posicionamento alteram o sistema de forças liberado.

Brantley (2005) falou sobre a metalurgia das ligas metálicas utilizadas na Odontologia. Com relação à Ortodontia citou algumas das principais ligas utilizadas: Cromo-Cobalto, Níquel-Titânio, Beta-Titânio e aço inoxidável; descrevendo suas composições e propriedades. Falou ainda sobre inúmeros conceitos como de deflexão, ductibilidade, deformação, limite de proporcionalidade, entre outros. Afirmou que o aço inoxidável é ainda a principal liga utilizada para fios ortodônticos e explicou muitas de suas características e propriedades. Os aços são ligas metálicas que tem por base o ferro, e uma pequena quantidade de carbono (menos de 1,2%). Ao adicionar de 12% a 30% de cromo ao aço tem-se o aço inoxidável, devido ao efeito “passivador” do cromo, ou seja, na superfície da liga forma-se uma camada de óxido protetora que previne a descoloração e a corrosão. Sendo, portanto, esses três elementos a base dessa liga. São basicamente três os tipos de aços inoxidáveis, de acordo com os arranjos de grades espaciais possíveis para o ferro: Ferríticos, Martensíticos e Austeníticos. O primeiro tipo utiliza a designação AISI (American Iron and Steel Institute) 400 e praticamente não é utilizado na Odontologia. O tipo Martensítico tem alta resistência e dureza, divide a designação AISI 400 com o tipo ferrítico, e é utilizado normalmente em instrumentos cirúrgicos e cortantes. Os tipos de aços inoxidáveis austeníticos são as ligas mais resistentes à corrosão, além de permitir a execução de dobras e soldagem, ter baixo atrito e também um baixo custo. São os mais utilizados em Ortodontia, em especial os AISI (*American Iron and Steel Institute*) 302 e AISI 304, que são bastante similares em sua composição (em ambos pode-se encontrar 18% de cromo e 8% de níquel; diferindo na quantidade de carbono: 0,15% e 0,08% respectivamente). As

porcentagens de cromo e níquel também costumam designar esse tipo de aço podendo ser utilizado o termo aço 18-8. O autor considerou que forças constantes e de baixa intensidade são mais desejáveis biologicamente, e que sistema de força é determinado, entre outros aspectos, pela configuração do aparelho levando em consideração as características do fio utilizado.

Um estudo realizado em 2007 por Reimann et al. objetivava determinar numericamente o Cres do segmento anterior superior, composto pelos 4 incisivos, ligados por uma secção de fio de aço 0.018" X 0.0.25", por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF), utilizando a taxa de carga/deflexão. Inicialmente foi construído o modelo de uma maxila completa, composta por aproximadamente 75.000 nós e 366.000 elementos. Porém, para efeito de cálculo, de acordo com o interesse da pesquisa, foi utilizada somente uma parte do modelo, composto por 150.000 elementos. Esta parte era constituída pelos 4 incisivos e seus tecidos de suporte (LPD e osso alveolar). Os dentes anteriores foram carregados com binários ao redor do eixo vestibulo-lingual, em cada braquete de incisivo lateral. Dessa forma observou-se que as coroas moveram-se independentemente, com o deslocamento do incisivo lateral sendo o dobro do deslocamento do incisivo central, embora houvesse um arco ligando todo o segmento. Para determinar o Cres do segmento, os deslocamentos individuais foram registrados, além das tensões e compressões de cada nó e elemento para avaliação da biomecânica presente em toda a estrutura analisada. Os Cres foram encontrados a 9 e 12 mm (lateral e central respectivamente) apicalmente à carga aplicada; porém encontravam-se também 5mm distais à mesma, ou seja, por uma vista oclusal todos estavam em um mesmo plano, enquanto em uma vista frontal, as alturas eram diferentes. Mesmo considerando-se um aumento na rigidez do fio, chegando até mesmo ao triplo do

diâmetro, consegue-se uma aproximação, mas não que exista um eixo comum entre todos os dentes. As principais causas para haver diferentes Cres seriam a impossibilidade clínica de um segmento ideal completamente rígido, a existência da folga entre o slot do braquete e o fio, a morfologia diferente entre as raízes dos centrais e laterais. Concluíram que os diferentes Cres dos incisivos poderiam resultar em uma maior inclinação, em especial dos incisivos centrais. As tensões no LPD e os deslocamentos dos incisivos laterais eram significativamente mais elevados que nos incisivos centrais, uma vez que esses deslocamentos não eram uniformes e poderiam levar a níveis de stress não adequados fisiologicamente. Afirmaram então que a morfologia diferenciada das raízes tem uma importância crucial na biomecânica do segmento anterior, e na simulação do movimento no espaço periodontal e recomendaram que os Cres individuais sejam considerados no plano de tratamento.

Proffit (2007) utilizou parâmetros biomecânicos para falar sobre os efeitos da magnitude, distribuição e duração da aplicação de forças. Momentos, binários, área de compressão e tensão foram abordados assim como os movimentos dentários, inclusive com a apresentação de uma tabela com valores de força para cada movimento. As propriedades básicas de materiais usados na composição de fios ortodônticos também foram citadas, além de efeitos da secção transversal e do comprimento, na relação M/F para conseguir determinados movimentos dentários.

Kinzinger & Diedrich (2008) analisaram as forças e momentos gerados por um aparelho (Distal Jet) quando utilizado para distalização dos primeiros molares superiores da maxila. O objetivo do estudo era observar se ocorria a distalização por translação dos molares superiores. Uma maxila artificial em polímero foi construída, com 10 dentes rígidos (segmento anterior e premolares de ambos os lados)

utilizados como unidade de ancoragem, e os dois primeiros molares eletrotermodinâmicos. Nestes últimos havia dispositivos para que fosse realizada medição eletrônica com controle e regulação da temperatura, sensores para medir as forças e momentos, conversor analógico/digital, sendo todo esse aparato ligado a uma unidade de leitura dos dados. Os segundos e terceiros molares não foram adicionados a esse conjunto. O aparelho para distalização era composto basicamente por um botão de Nance, fixado nos primeiros premolares, parafuso e mola, que se estendiam dessa estrutura metálica até os tubos dos primeiros molares. Aplicava-se uma voltagem predeterminada nos molares, para liquefazer a cera colocada ao redor dos molares. Foram feitas medidas tridimensionais, nos planos sagital, vertical e transversal ao longo de uma distalização de 3 mm, com intervalos de 0,5 mm. Mediu-se seis componentes (3 forças e 3 momentos), somente nos molares, forças e momentos da unidade de ancoragem não foram medidos. A força de distalização foi mantida constante durante todo o movimento, pela reativação regular da mola. Um momento de verticalização elevado, inicialmente, foi observado, porém o mesmo declinava para cerca de 1/3 ao final dos 3mm de movimentação. Uma força vertical, com efeito intrusivo, se mantinha estável inicialmente (no primeiro milímetro), para então iniciar um declínio considerável até o final do movimento, chegando próximo à zero. Um momento de vestibularização causava um torque da coroa, levemente para lingual inicialmente (0,5 mm), que ia se alterando para a direção oposta, até se tornar um momento para vestibular bastante consistente. Uma força transversal para vestibular também se manteve constante pela reativação da mola. Um momento de mesialização também foi observado nos molares, o valor inicial do mesmo declinava até cerca de 1/3 no final dos 3 mm do movimento de distalização. Eles concluíram que esse tipo de dispositivo permite

uma distalização essencialmente por translação, e um movimento de giro da coroa méσιο/palatal indesejado. A força pode ser mantida constante ao longo do movimento, porém os momentos declinam consideravelmente entre o primeiro e o último milímetro observado.

2.2 Segmentação

Burstone (1962) introduziu o que mais tarde ficaria conhecida como Técnica do Arco Segmentado. Com a idéia da utilização de arcos onde os fios não corriam continuamente de um dente para o adjacente, os conceitos de segmentação começaram a ser desenvolvidos, relatando vantagens como produzir nivelamento causando efeitos colaterais mínimos. Falou ainda sobre intrusão e a possibilidade de conseguir um movimento de intrusão puro, que seria possível, segundo ele, utilizando-se um segmento posterior como unidade de ancoragem, um segmento anterior que seria a unidade ativa e um arco para intrusão com mola.

Burstone (1966) descreveu, por meio de casos clínicos e tyodont, manobras mecânicas para correção do trespasse vertical acentuado (TVA) com exodontia do primeiro premolar, retração dos caninos, incisivos, e, se necessário, da unidade posterior; após uma expansão com abertura da sutura palatina. A unidade de ancoragem era composta por primeiro e segundo molar, e segundo premolar, que depois de alinhada foi estabilizada por um segmento de fio; a ancoragem foi ainda reforçada por uma barra transpalatina (BTP) e arco lingual. Citou ainda o uso de força extrabucal. Em seguida foi realizada a retração do canino e, subsequentemente, do segmento anterior. No momento da retração deste segmento, o canino já estava integrado à unidade de ancoragem. Discutiu alguns dos princípios e aplicações da Técnica do Arco Segmentado, citando os principais

objetivos pelos quais a técnica havia sido desenvolvida: controlar as forças de ação e reação nos dentes, ou seja, procurar manter uma força ótima, relativamente constante, na unidade ativa e um maior controle na unidade de ancoragem; reduzir o número de horas clínicas gastas no tratamento de cada caso; reduzir a importância da cooperação do paciente. Entretanto, o controle das forças não implicaria somente no controle do centro de rotação dos dentes ou unidades, como também na otimização da resposta tecidual. A mecânica de correção do TVA consistiria basicamente em três partes: estabilização da unidade de ancoragem, arco de intrusão e um segmento anterior (os quatro incisivos), devendo ser feitas as adaptações de acordo com as necessidades de cada caso. Falou ainda sobre a aplicação de princípios da engenharia no design das molas, promovendo uma menor taxa de carga/deflexão e deformação permanente. Ao citar propriedades mecânicas como módulo de elasticidade e limite elástico afirmou que o ideal seria um alto limite elástico, e um baixo módulo de elasticidade nos fios.

Em 1977, Burstone apresentou casos clínicos, e estudos em tyodont, nos quais abordou inúmeros aspectos com os quais o clínico se depara, especialmente na correção do TVA. Cada paciente requer um planejamento específico para correção, sendo necessário o diagnóstico diferencial quanto à origem do problema, e a utilização de mecânicas adequadas a serem utilizadas para corrigi-lo, pois a quantidade de intrusão e/ou extrusão varia conforme o paciente. Discutiu princípios de intrusão dos incisivos, caninos, de todo o segmento anterior, e utilizou arcos e molas, procurando minimizar, com conhecimentos mecânicos os efeitos indesejáveis, tanto no segmento anterior como no posterior; pois, a correção das maloclusões dependia mais da mecânica utilizada por cada profissional que da natureza da maloclusão. No caso do TVA, a maioria das correções era feita pela

extrusão dos dentes posteriores, o que fazia obviamente com que um maior grau de sucesso fosse alcançado em pacientes que tinham um crescimento mandibular razoável. Observou ainda que, embora a intrusão implique em mais tempo e mecânica, um melhor resultado é obtido quando ela é utilizada ao se fazer necessária. Mencionou também o controle da dimensão vertical, afirmando que ao se respeitar os limites do espaço interoclusal, a estabilidade pode ser conseguida de maneira mais simples. A mecânica básica de intrusão seria constituída então de três elementos principais: unidade de ancoragem posterior, um arco de intrusão, e um segmento anterior. O primeiro passo era o alinhamento e estabilização dos elementos posteriores em uma unidade de cada lado, posteriormente interligados por uma BTP ou um arco lingual. Depois disso, a mecânica de intrusão era iniciada, colocando um arco com molas somente nos incisivos (segmento anterior) e no 1º molar. Os seis princípios básicos da intrusão eram: controle da magnitude e constância das forças; o uso de um único ponto de contato na região anterior (dessa forma tem-se um sistema estaticamente determinado, o que facilita o controle de forças e momentos); seleção do ponto de aplicação de força; intrusão seletiva; controle da unidade de ancoragem; não utilização de mecânicas potencialmente extrusivas. Apresentou também uma tabela com as forças recomendadas para os dentes anteriores, no caso de intrusão.

Romeo & Burstone (1977), depois de uma discussão teórica e apresentação de alguns casos clínicos afirmaram que, com mecânicas simples, trabalhando dentes individualmente ou em grupos, como a segmentação permite, é possível minimizar as desvantagens associadas à maioria das mecânicas comumente utilizadas. Este tipo de mecanismo ofereceria ainda vantagens como longo tempo de ativação e constância na força aplicada. Embora tenham concluído

ao final do artigo que, para qualquer tipo de movimentação ortodôntica, o essencial é na verdade um diagnóstico bem feito, antes da aplicação de qualquer terapia.

Roberts et al. (1982) demonstraram em casos clínicos, a segmentação de um arco para verticalização do molar. Foi feita a estabilização do segmento anterior, de canino à canino, com arco lingual; braquetes no primeiro premolar e canino, tubo no molar a ser verticalizado e uma mola entre eles. As forças e momentos foram discutidos, assim como possíveis variações na mecânica, de acordo com a quantidade e posicionamento dos dentes presentes. Eles concluíram que o tratamento pode variar bastante, dependendo da condição periodontal do dente a ser verticalizado, devendo-se realizar um exame bastante acurado de cada situação.

Gjessing (1992) analisou o sistema de forças gerado por uma mola pré-fabricada para retração do canino, quando utilizada para retração dos incisivos. Simulando a retração unilateral, com um tubo representando a região posterior, e um braquete para região anterior, a mola pré-fabricada foi montada em um dispositivo eletrônico, com uma distância inicial entre os acessórios de 23 mm, e forças horizontais de retração de 25, 50, 75, 100 e 200g. Os resultados foram convertidos em sinais digitais e analisados pelo computador. A curva de carga/deflexão demonstrou que a magnitude da força de intrusão era inversamente proporcional ao declínio da força de retração. Foi observado então que as forças adequadas de intrusão para o segmento anterior ficaram entre 10 e 25g enquanto a de retração ficou em 100g. Os efeitos colaterais tinham valores baixos o suficiente para serem neutralizados pelas forças oclusais. A variação na distância interbraquetes não influenciou de maneira significativa a força intrusiva produzida pela mola. Diante dos achados, o autor concluiu que a mola poderia ser utilizada tanto para caninos quanto para incisivos.

Para Isaacson et al. (1993a) a aplicação da Engenharia Mecânica é característica da Ortodontia moderna, e apesar da aparente simplicidade do aparelho 2X4 é uma potente ferramenta ortodôntica que se utiliza da engenharia de uma forma que não é possível quando todos os braquetes estão presentes, uma vez que a utilização das potencialidades dos binários é bastante explorada no primeiro (2X4), devido em especial às grandes distâncias interbraquetes; enquanto essa característica fica prejudicada no segundo. Explicaram conceitos de força, momentos e binários, uma vez que para eles a essência da ativação do aparelho 2X4 é a criação e controle dos momentos, e o equilíbrio de suas forças. Discutiram sobre o posicionamento dos braquetes com relação ao fio e a criação de binários. Utilizaram dobra em “V” e em degrau com diferentes variáveis como fio redondo e retangular, posicionamento da dobra na distância interbraquete, posicionamento na vertical ou na horizontal e 2X6 (2 molares e 4 incisivos mais 2 caninos). Analisando especificamente o formato do fio afirmaram que os sistemas de força criados são diferentes quando se usa fio redondo ou retangular. Concluíram que o 2X4 e o 2X6 são sistemas altamente eficientes, com inúmeras aplicações na Ortodontia, especialmente no início do tratamento; porém só podem ser usados corretamente quando são entendidos os seus mecanismos.

Para Shroff et al. (1995) a segmentação visando a intrusão e retração para fechamento de espaço, é interessante para que se tenha um controle mais preciso dos movimentos dentários. A correção do trespasse vertical acentuado associado à protrusão dos incisivos seria um desafio biomecânico, pois a verticalização dos incisivos freqüentemente alonga as coroas dentárias, agravando o problema vertical. Ainda segundo os mesmos autores, durante a intrusão dos dentes anteriores o controle de suas inclinações axiais, concomitante à retração, seria

fundamental para o sucesso do tratamento. Neste artigo foram descritos dois casos clínicos que utilizaram um Arco Base de três peças, com fios de diferentes secções transversais. Após o alinhamento inicial, os molares e premolares foram estabilizados com um fio 0.017" X 0.025" de aço, e foi acrescentado a esse conjunto uma BTP nos primeiros molares. Após a consolidação dos segmentos posteriores, foi realizada a retração dos caninos e incorporação dos mesmos aos segmentos posteriores. O alinhamento do segmento anterior foi realizado com fio de baixa rigidez, para posterior intrusão e retração. Nesta segunda etapa foi utilizado um fio segmentado 0.018" X 0.025" em aço, com extensões distais de 2 ou 3mm, e um segundo fio de TMA 0.017" X 0.025", mais um elástico classe I inserido entre o molar e o segmento anterior. Segundo os autores, a vantagem deste aparelho é a possibilidade de desenvolver um sistema de forças preciso e previsível, com um bom controle da magnitude dos momentos e forças liberadas. Dessa forma é possível manter níveis constantes de força, e a relação momento/força (M/F) nos centros de resistência regulada, facilitando a ocorrência de movimentos desejáveis, permitindo a intrusão do segmento anterior e um bom controle dos segmentos posteriores e das inclinações axiais.

Karant & Shetty (2001) tinham como objetivo determinar a força de intrusão de fios com diferentes conformações, dimensões e composições; e compará-los com uma força ótima. Eles afirmaram que o conceito de força ótima é um dos fundamentos da prática ortodôntica atual, esta força seria de 60 g para incisivos superiores e 100g para os seis dentes anteriores; enquanto para os inferiores seria de respectivamente 40 e 80g. O estudo foi realizado em tyodont, simulando casos de Classe II 2 de Angle, com o fio sendo posicionado no 1º molar e nos dentes anteriores. Concluíram que a redução do trespasse vertical acentuado e

controle de ancoragem dependem do controle preciso da força, e que inúmeros fatores como diferentes composições, dimensões e conformações influenciam na variação da magnitude da força. Segundo eles a chave do sucesso para intrusão é a aplicação de uma força leve, contínua, direcionada ao ápice da raiz dos incisivos. Isto é possível quando um fio com baixo módulo de elasticidade e/ou um longo espaço é usado entre o primeiro molar e os incisivos.

Lindauer et al. (2001) analisaram de forma teórica sistema de força bidimensionais e tridimensionais, discutindo aspectos da utilização da dobra em “V”, dobra em degrau, arcos para intrusão e de torque. Observaram forças e momentos, fizeram análises matemáticas, de acordo com as situações apresentadas. Segundo eles a tendência atual é a utilização de novos materiais e maiores distâncias interbraquetes. Concluíram que conhecer a interdependência entre forças e momentos auxilia o profissional na otimização dos movimentos, uma vez que ao realizar um movimento pretendido, tendo a consciência do efeito indesejável causado pelo mesmo, facilita senão a sua eliminação ao menos permite que seja minimizado.

Shimizu et al. (2004) utilizaram um caso clínico para demonstrar a aplicação da alça em T. Esta foi realizada em fio 0.017” X 0.025” ,em aço, entre caninos e segundos premolares para uma retração inicial parcial dos caninos após exodontia dos primeiros premolares. Foi feita a estabilização dos segmentos posteriores com fio 0.021” X 0.025”, em aço, e BTP e arco lingual. Após esta retração inicial foi realizado o nivelamento e alinhamento de todos os dentes e fechamento de espaços. Em seguida foram retiradas a BTP e o arco lingual, e para finalizar a retração, foi utilizada uma alça em T 0.019” X 0.025”, em aço, para facilitar o controle vertical e torque do segmento anterior. A técnica segmentada pode ser

uma boa opção de tratamento nos casos clínicos com TVA, trespasse horizontal, com ou sem grandes quantidades de apinhamento, tendo sido lançado mão neste caso da retração parcial dos caninos para permitir o alinhamento dos incisivos com menor efeito colateral. No entanto torna-se uma técnica complexa, pois seu controle depende do domínio dos aspectos biomecânicos inerentes à sua natureza (segmentada).

2.3 Dobra em “V”

Mulligan (1979a), colocou de maneira teórica conhecimentos adquiridos no dia à dia da clínica. Procurou colocar a importância de conceitos físicos e biológicos, acrescentando a eles o “bom senso” e dessa forma conseguir resultados mais previsíveis e eficientes. O profissional deve entender não só o aparelho que utiliza, como também os sistemas de forças que estarão presentes nas variadas etapas de tratamento. Alertou sobre possíveis erros que o posicionamento do fio e a nossa observação podem levar. Utilizou em especial dois conjuntos compostos sempre por dois elementos dentários (molar e canino ou incisivo central e lateral), em diferentes situações de forças (intrusiva, extrusiva, nula, lingual), em duas visões diferentes (oclusal e vestibular). O fio utilizado também variou no tamanho dos segmentos (dois segmentos de mesmo tamanho ou de tamanhos diferentes), devido ao posicionamento da dobra em “V” (centralizada ou descentralizada). Afirmou que pode-se reconhecer o sistema de forças presentes pela localização da dobra; levando-se em consideração outros fatores, como forças de oclusão, lábios, etc.

Mulligan (1979b) procurou explicar de maneira teórica a relação força/momento e os conceitos de força, momento, Cres, centro de massa, translação, distância, ponto de aplicação e linha de ação da força. Aprender a

controlar os efeitos decorrentes de cada sistema, utilizando-os ou neutralizando-os de acordo com o plano de tratamento para torná-lo mais eficiente.

Mulligan (1980) analisou especificamente a relação fio/braquete. Focalizou a discussão em sistemas compostos por apenas dois dentes. O autor afirmou que esta relação pode ser obtida especialmente de duas formas: pela dobra no fio e pelo posicionamento dos dentes. Dobra em “V” centralizada ou descentralizada, dobra em degrau, braquetes angulados e fios retos são algumas das variáveis que podem ser utilizadas. Falou sobre os sistemas de forças e momentos presentes na dobra centralizada e também sobre equilíbrio estático. Procurou demonstrar as diferenças entre os três tipos de dobras e concluiu que o conhecimento sobre as mesmas pode tornar o seu uso na prática diária bastante simples.

Burstone & Koenig (1988) realizaram uma análise matemática dos sistemas de força produzidos por fios com dobra em degrau e em “V”. Para esta pesquisa foram utilizadas as seguintes constantes: fio com 0.016” de diâmetro, em aço; dois suportes alinhados (primeiro molar e incisivo ou canino); uma altura de 0,35mm; força em um plano; fio retangular prendendo o slot; liberdade para deslizar no sentido M/D (mesiodistal). E as seguintes variações: dois tipos de dobra (em degrau e em “V”); distância interbraquetes de 7 mm e 14 mm e posição da dobra em relação à distância total. A posição M/D das dobras foi alterada e os momentos e forças calculados em ambos os suportes, e depois comparados entre si. Foram estudados os sistemas de força, seus princípios fundamentais e demonstradas algumas de suas aplicações clínicas. A idéia central do artigo era determinar o sistema de força adequado para cada movimento requerido e, então, encontrar a forma, a dobra e o fio apropriados para a criação desse sistema de força. Eles

observaram então que a localização M/D da dobra em degrau não é crucial, pois ocorrem pequenas alterações quando a dobra está centrada ou fora do centro da distância interbraquetes. Por outro lado, as dobras em “V” podem ter o sistema de força completamente alterado, dependendo da localização da dobra. Quando o “V” está centrado, os momentos são iguais na magnitude e opostos no sentido, a força vertical por sua vez é pouco expressiva. Quando a mesma dobra está localizada aproximadamente em 1/3 da distância total, no suporte mais distante praticamente não há momento somente força. Se a dobra estiver a uma distância ainda menor de um dos suportes, o mais próximo terá um momento muito maior que o mais distante, ambos no mesmo sentido. Estas relações são verdadeiras, e independentes do tamanho da distância interbraquetes, embora uma força maior seja requerida para que se tenha o mesmo valor de momento quando a distância é menor. Dessa forma, cada relação entre o ápice da dobra e cada suporte, com relação à distância interbraquetes total, tem um determinado sistema de força. Concluíram então que uma maneira bastante segura e eficaz para realizar o movimento dentário seria: determinar o local para onde os dentes devem ser movimentados; estabelecer as forças e momentos necessários para isso, os sentidos e valores, além da relação entre eles; desenvolver o formato mais adequado para o fio e as dobras para chegar ao sistema de força adequado. Baseando sempre a prática na compreensão do sistema de força e dobra que será utilizada.

Ronay et al. (1989) procuraram elucidar a implicação da localização da dobra em “V” na distância interbraquetes entre dentes ou unidades (segmentos). Tinham como objetivo fornecer ao clínico, gráficos que pudessem auxiliá-lo na utilização da dobra em “V”. Para isso estudaram os sistemas de força gerados pela dobra, relacionando a posição no espaço interbraquetes e o ângulo, com a descrição

de forças e momentos. Quatro sistemas de força foram analisados, utilizando dois tipos de fio: aço inoxidável e titânio molibdênio (SS e TMA) e dois diâmetros (0.016" e 0.017" X 0.025"). Foram utilizadas três variáveis: distância interbraquetes (7 mm e 21 mm), posição da dobra e angulação. Quando a dobra era centrada, não havia forças verticais, somente momentos de igual magnitude e sentidos opostos. Quando a dobra estava exatamente em 1/3 da distância total, o momento no dente mais distante foi reduzido praticamente a zero e houve uma força intrusiva. Quando a dobra estava numa distância menor que 1/3 do tamanho total, dois momentos de magnitudes diferentes são criados, porém com a mesma direção. Quanto mais próximo o dente estava da dobra em "V" vertical, mais sujeito estava à extrusão. A análise mostrou que a posição da dobra na distância interbraquetes é crucial para o sistema de força, quer seja entre dois dentes ou entre duas unidades separadas por uma grande distância, pois ela pode criar diferentes combinações de força e momento, dependendo de sua localização. As conseqüências clínicas da variação de posição da dobra podem ser significativas, até mesmo podendo inverter o sistema de força desejado.

Demange (1990) explicou teoricamente alguns conceitos utilizados na Biomecânica, como força, centro de resistência, centro de rotação, momento, binário, etc. Por meio de três situações descritas: dobra em "V" centralizada, dobra em "V" descentralizada e dobra em degrau; e dois casos clínicos, um utilizando a técnica de Begg e outro com a técnica de Ricketts; aplicou os conceitos na prática clínica. O sistema era formado basicamente por duas unidades dentais (representando o molar e o incisivo) e um fio com a dobra em questão. Para o autor, o Cres do sistema deve ser sempre encontrado: quando os dois dentes têm o mesmo valor de ancoragem, o Cres do sistema localiza-se no meio, entre os dois

Cres dos 2 dentes. Se os valores de ancoragem forem diferentes, o Cres do sistema fica mais próximo do dente de maior valor. Ele concluiu que embora a complexidade dos fenômenos biológicos envolvidos no movimento dentário não permita a aplicação pura e simples de conceitos físicos, o conhecimento sobre os mesmos ajuda sobremaneira no entendimento dos eventos que ocorrem na clínica diária.

Hart et al. (1992) avaliaram clínica e cefalometricamente a ancoragem máxima e mínima em casos de exodontia dos quatro premolares, em um grupo de 30 pacientes (13 do sexo masculino e 17 do sexo feminino) portadores de maloclusão Classe I e II de Angle. A amostra foi dividida em dois grupos, de acordo com o grau de severidade. Os pacientes que tinham no mínimo 6mm de apinhamento, em ao menos um quadrante, foram colocados no grupo de ancoragem máxima, onde a posição dos molares deveria ser relativamente estável. Os que tinham menos de 6mm de apinhamento ficaram no grupo de ancoragem mínima, pois poderia haver movimentação tanto no segmento anterior quanto no posterior. O principal objetivo do estudo era analisar a eficácia clínica de momentos para controle de ancoragem máxima e mínima em casos de exodontia dos quatro premolares. A análise cefalométrica foi feita pela superposição de alguns pontos predeterminados, e o sucesso no controle da ancoragem foi avaliado comparando a posição inicial e final do molar e do incisivo. Foram colocadas banda no primeiro molar e braquete no canino (distância interbraquete de 14mm) utilizando os momentos para controlar a unidade de ancoragem. Foi construída uma dobra em "V", posicionada entre o primeiro molar e o segundo premolar, próximo à entrada do tubo, que produzisse momentos diferentes (portanto uma dobra descentralizada). Dessa forma foi criada a ancoragem, com momentos desiguais, ocorrendo o maior momento no segmento menor do fio (na unidade de ancoragem – molar) e o menor momento no segmento

maior do fio (no canino). O momento no molar resultou num torque mesial da raiz, enquanto no canino ocorreu um momento de distalização. Foram utilizadas correntes elastoméricas intramaxilares e um fio 0.020"SS para retração. Dobras horizontais foram usadas para impedir rotações dos molares. No grupo Classe I de ancoragem máxima, o movimento anterior do molar superior foi em média 0,6 mm e 0,9 mm no molar inferior. No grupo de ancoragem mínima foi de 3,25 e 3,43 mm respectivamente, em consequência da protração dos molares. Para os incisivos, no grupo de ancoragem máxima, a retração foi em média de 5,35 mm para os superiores e 3,05 mm para os inferiores. No grupo de ancoragem mínima, a retração foi de 1,87 e 2,68 mm respectivamente. No grupo de ancoragem mínima a dos incisivos inferiores foi maior, uma vez que alguns casos tinham inicialmente um trespasse horizontal próximo de zero. No grupo Classe II divisão I de ancoragem máxima, o molar superior protraiu 0,28mm e o inferior 3,57 mm, enquanto no grupo de ancoragem mínima ocorreram protrações de 2,3 e 4,6mm respectivamente. A retração dos incisivos superiores e inferiores no primeiro grupo foi de 6,78 e 2,35 mm respectivamente, e no segundo grupo 5,6 e 2,7 mm. Nos casos de Classe I, a comparação entre os dois grupos de ancoragem demonstrou o controle bem sucedido do tratamento. Nos casos Classe II divisão 1, obteve-se diferentes quantidades de movimento devido ao tipo de maloclusão e objetivos do tratamento; às vezes protraindo molares superiores, em outras os inferiores, ou mesmo os dois em quantidade diferentes para chegar à relação de Classe I. A avaliação cefalométrica indicou que uma boa aplicação dos momentos, atingindo os objetivos clínicos almejados.

Raymond & Siatkowski fizeram em 1994 uma análise, em tyodont, dos sistemas de forças presentes nas mecânicas de deslizamento com dobra em "V"

quando da retração dos caninos e protração dos premolares. Para retração do canino foi utilizado um fio redondo inicial nos braquetes dos molares, segundos premolares e caninos; ficando os incisivos sem braquetes, e exodontia dos primeiros premolares. Após o alinhamento foi utilizado um fio 0.016" SS com uma dobra em "V" de 45° na mesial do segundo premolar, com uma mola de 200g do gancho do molar ao braquete do canino, para que não houvesse mesialização dos posteriores. Para evitar a rotação do canino, dividiu-se a força da mola em 100g por vestibular e 100g por lingual. Para que o molar não rotacionasse, uma barra transpalatina ou uma dobra em "V" horizontal na mesial do tubo podem ser úteis. No caso da protração dos premolares os autores indicaram braquetes nos incisivos e conjugação de canino à canino com dobra em "V" na distal do canino e um acessório para a protração entre a aleta do premolar e a aleta distal do canino, podendo esta força ser dividida por vestibular e lingual como foi indicado. Durante a protração dos premolares os molares também se movem; se após o término da protração restar algum espaço entre molar e premolar deve-se conjugar este último ao canino e, se necessário, aplicar uma força do molar ao canino para o fechamento do espaço remanescente.

Isaacson (1995) demonstrou teoricamente diferentes relações entre fio e braquete alterando o posicionamento da dobra em "V". Ele analisou cada sistema quanto à localização da dobra, ângulo de inserção nos acessórios, forças, momentos, equilíbrio e possíveis movimentos que poderiam ser obtidos. Para o autor, o conhecimento desses aspectos pode levar a um melhor controle e eficiência no tratamento proposto.

Isaacson & Lindauer (2001) falaram sobre a importância da adaptação e utilização dos princípios mecânicos para resolução dos problemas na clínica. Por

meio de casos clínicos demonstraram a utilização de um arco de extrusão, usando uma dobra em “V” assimétrica para fechamento de mordida aberta anterior. As duas principais vantagens dessa dobra citadas pelos autores seriam: a não utilização de elásticos verticais (não necessitando, portanto, da colaboração do paciente), e a possibilidade de extrair somente os dentes anteriores superiores, somente os inferiores, ou ambos, de acordo com o caso.

Watanabe et al. em 2004 apresentaram o tyodont fotoelástico como método auxiliar no ensino da ortodontia. Para isso utilizaram um modelo em acrílico no formato da arcada dentária, com dentes inferiores artificiais inseridos. Estes foram submetidos a forças de intrusão que variavam de 50 a 110g e dobras em “V” com diferentes angulações (entre 20° e 50°), utilizando fio 0.020”SS nos braquetes dos incisivos e tubos dos primeiros molares. Foi realizada avaliação qualitativa por inspeção visual. Para desenvolvimento do experimento foi utilizado um arco com fio 0.020”SS, mediu-se a distância entre a mesial do tubo do molar até a distal do braquete do incisivo lateral, dividiu-se essa distância em três partes, sendo confeccionada uma dobra em “V” no terço posterior do segmento com as diferentes angulações. Conforme o ângulo da dobra era aumentado, era possível observar um aumento progressivo na formação de franjas. A região apical dos incisivos apresentou um número muito maior de franjas. Foi realizado então o movimento de intrusão simulando a correção de um TVA. Foram observadas as respostas biomecânicas obtidas com aquela técnica de intrusão, e afirmaram os autores que a técnica utilizada havia se mostrado eficiente para o objetivo proposto, uma vez que na inspeção visual das franjas fotoelásticas eles puderam verificar que enquanto na região anterior já era possível notar uma segunda seqüência de repetição das cores, na região posterior iniciava-se ainda a formação de uma primeira franja, ficando

claro que a força intrusiva no segmento anterior era maior que a força extrusiva no segmento posterior, e a correção do TVA, ocorreu muito mais pela intrusão do segmento anterior que pela extrusão do segmento posterior. Concluíram, portanto, que o tyodont fotoelástico apresentado mostrou-se eficiente para visualização do movimento intrusivo e da biomecânica envolvida no processo, ressaltando a sua utilidade como método auxiliar de ensino.

2. 4 Método dos elementos finitos

Ledley & Huang em 1968 construíram um modelo matemático de um elemento dentário, para observar a influência da magnitude e direção das forças nos deslocamentos, quando da sua aplicação nas coroas dos elementos dentários. A proposta do artigo era tentar facilitar o trabalho, apresentando um modelo teórico linear, uma vez que a mensuração direta dos deslocamentos é difícil, assim como entender a importância da magnitude e direção das forças. Eles realizaram então análises, e teceram comentários quanto à translação e rotação, deixando claras as restrições do modelo com relação à realidade. Porém concluíram que era um método relativamente simples para estudar a aplicação de forças, e que em estudos posteriores seriam analisadas diferentes situações.

Huang & Ledley em 1969 utilizaram o modelo por eles construído, e descreveram a análise matemática com a utilização de algumas forças. A princípio forças somente verticais ou horizontais foram consideradas, e os efeitos da magnitude e localização do ponto de aplicação destas, em várias direções e momentos. Eles escolheram o incisivo central superior (ICS) por ser um dos dentes mais simples. Características do LPD foram estimadas, de acordo com dados preexistentes. Os cálculos foram feitos por uma visão frontal e outra sagital, do

elemento dentário. Os deslocamentos foram observados nos seguintes pontos: ápice da raiz, limite amelocementário (por vestibular e lingual) e incisal. Eles observaram que o ICS seria um pouco mais estável no plano frontal que no sagital, e atribuíram esta conclusão ao fato de que o diâmetro da raiz é maior no sentido vestibulo-lingual, que no mesiodistal. Discutiram ainda os coeficientes de compressão e cisalhamento.

Thresher & Saito (1973) estudaram um modelo bidimensional (2D) de ICS, com esmalte, dentina e LPD. Foram simulados modelos, um homogêneo e outro não homogêneo. O MEF foi utilizado para determinar a distribuição de tensões no dente. Uma força perpendicular ao longo eixo do dente foi utilizada, e observaram que os maiores deslocamentos ocorriam na coroa e as tensões de tração e compressão trocavam de lado no meio da raiz. Os resultados demonstraram a importância do modelo não homogêneo na determinação da distribuição das tensões internas. Concluíram que seria bastante interessante o estudo da distribuição das tensões no LPD e no osso alveolar (atribuindo a este propriedades elásticas) em modelos tridimensionais (3D) desenvolvidos.

Selna et al. (1975) analisaram as tensões geradas no segundo premolar superior pelas forças oclusais, utilizando o MEF. Eles o consideravam um bom método por permitir a análise de dentes e restaurações simulando a geometria, a carga e materiais não homogêneos do sistema estudado. Eles observaram que as tensões se concentravam na coroa, pontas de cúspides e fossas; e na raiz eram melhor distribuídas, havendo uma concentração no ápice. Sugeriram que novos estudos utilizando modelos 3D fossem realizados.

Tanne et al. (1987) propuseram-se a elucidar a distribuição 3D das tensões nos tecidos periodontais de um primeiro premolar inferior, quando da

aplicação de forças horizontais, utilizando o MEF. Construíram um modelo constituído por 240 elementos, simulando dente, LPD e osso alveolar. De modo geral, as maiores tensões foram observadas na raiz, depois no osso alveolar, e, por último no LPD. Sugeriram que estudos com o MEF, integrados a pesquisas com animais e experimentos clínicos, poderiam nos levar cada vez mais próximos das respostas para questões como os melhores níveis de tensão para movimentação dentária e remodelação óssea.

Tanne et al. (1989) investigaram a distribuição de tensões no LPD relacionando-as com diversas relações M/F. Para isso construíram, por meio do MEF, um modelo 3D de um ICS e tecido adjacentes (LPD e osso alveolar), composto por 1205 nós e 920 elementos. Foram analisadas cinco relações M/F diferentes. Foram encontrados diferentes níveis de tensão no LPD com as variadas relações M/F utilizadas. As maiores diferenças de tensão foram geradas próximas da crista alveolar e do ápice, enquanto os níveis de tensão próximo ao Cres eram praticamente invariáveis em todas as condições de carregamento. O estudo provou que as variações na relação M/F determinam variações no movimento dentário, e que as tensões no LPD são controladas também por esta relação. Ficou claro que a relação M/F é muito importante na distribuição de tensões no LPD, tanto na qualidade quanto na quantidade destas. Os resultados obtidos sugeriam que as tensões no LPD iniciariam as alterações que culminam com a remodelação óssea. Propuseram novos estudos, não só com o MEF, mas também deste correlacionando-o com a histologia, para que seja possível determinar com cada vez mais precisão o sistema de forças necessário para uma movimentação dentária ótima.

Em 1995, Santos, por meio de um modelo tridimensional de um incisivo central inferior, analisou os deslocamentos, deformações e tensões quando da aplicação de cargas axiais. O modelo representava a coroa e raiz do elemento dentário, com dentina e ligamento periodontal, sendo composto por 912 elementos e 1360 nós. Os resultados encontrados demonstraram o acúmulo de tensões na região de aplicação das forças, especialmente nos ângulos mesial e distal das camadas superiores; tensões menores na lingual, em especial na concavidade e na cervical da face vestibular. Foi observada ainda uma discreta expansão da face vestibular e contração da lingual devido às deformações e deslocamentos que ocorreram especialmente na região coronal. A autora concluiu que o MEF em 3D proporciona uma análise mais próxima da realidade, em detrimento de modelos 2D ou fotoelásticos.

Mori et al. (1997) compararam por meio do MEF, as tensões geradas por uma carga de 30Kgf, em um dente hígido e em um dente tratado endodonticamente e restaurado com uma coroa metalocerâmica e um retentor intraradicular fundido, em modelo 2D de um segundo premolar inferior. Foi observado que no dente hígido as maiores tensões de von Mises encontravam-se deslocadas para o lado da aplicação da carga, enquanto no restaurado estas se dirigiram mais para o centro do dente.

Tortamano & Vigorito (1998) utilizaram um modelo bidimensional em elementos finitos para analisar a distribuição de tensões em um ICS, LPD e osso, quando submetidos a uma força ortodôntica no sentido anteroposterior. O MEF foi escolhido por ser um instrumento eficaz no estudo da ação de forças ortodônticas sobre os elementos dentários e tecidos de suporte. A correta discretização do modelo em todos os materiais e propriedades físicas que o compõem, torna possível

a avaliação das diferentes tensões internas e suas dissipações. Foram representadas diversas estruturas: esmalte, dentina, LPD, osso cortical e esponjoso; todos com seus respectivos valores para módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν). Na técnica do MEF uma estrutura real é transformada em um modelo matemático, subdividido em elementos, sendo este conjunto chamado de malha. São atribuídas ao modelo além das características físicas, as condições de aplicação de cargas previamente escolhidas. O Cres, o Crot e o comportamento biomecânico do dente com relação às forças aplicadas são afetados diretamente pela sua morfologia ratificando a importância de uma correta modelagem. É importante considerar na utilização do MEF alguns pontos: o deslocamento e as forças avaliadas são iniciais, havendo toda uma alteração no conjunto e diminuição de tensões após este deslocamento inicial, resultando em um desvio na predição do modelo em elementos finitos. Chegou-se a algumas conclusões gerais após o processamento do modelo: ocorreu um deslocamento com movimento de inclinação no sentido vestibulo-lingual com Crot no ápice da raiz, com predominância de tensões de compressão na região posterior e de tração na região anterior, onde o osso cortical é mais delgado, houve maior acúmulo de tensões. Por apresentar propriedades físicas diferentes do osso esponjoso, o cortical absorveu a maior parte das tensões. Foi observada uma concentração de tensões na tábua óssea vestibular, o que pode ter levado à fenestração observada no modelo, recomendaram então atenção especial aos pacientes com perda óssea ou possibilidade de ocorrência, pois trata-se de um conjunto muito delicado: movimento de inclinação, tábua óssea delgada e concentração de tensões; o que torna em muitos casos necessária a utilização de forças menos intensas que as usuais. As observações mais específicas foram as seguintes: notou-se um acúmulo de tensões

no limite amelo-cementário e na borda da câmara pulpar (na porção coronária); no LPD as tensões concentraram-se na região lingual e apical. Conclui-se que a maior concentração de tensões ocorreu no osso cortical, em sua porção lingual, na região do ápice radicular por consequência da compressão causada pelas forças aplicadas.

Rocha (2000) utilizou o MEF em 3D para realizar um estudo comparativo das tensões de von Mises em dois modelos de caninos endodonticamente tratados, restaurados com coroas metalocerâmica e cada um com um tipo diferente de retentor intra-radicular. Um dos retentores era um pino pré-fabricado e apresentava formato cilíndrico/escalonado, enquanto o outro era um pino fundido de formato cônico. Foi aplicada sobre os modelos uma carga com 45° de inclinação com relação ao longo eixo dos elementos dentários. O autor observou então que o pino escalonado neutralizou de forma mais eficiente as cargas aplicadas, enquanto no pino cônico foi possível detectar um efeito de cunha. Com relação à dentina radicular as maiores tensões ocorreram no terço coronário no pino escalonado, e nos terço médio e coronário no pino cônico.

Santos (2000) analisou por meio do MEF, em um modelo 3D, as tensões de tração resultantes de forças compressivas na superfície incisal de um incisivo central inferior quando da aplicação de cargas no sentido axial, procurando relacioná-las com a lesão de abfração. O modelo, composto por 912 elementos e 1360 nós, apresentava coroa e raiz do elemento dentário, com dentina e LPD. Os resultados encontrados demonstraram haver concentrações de tensão na porção mais incisal e na região cervical da face vestibular; também nas faces proximais do modelo, embora a distribuição não se desse da mesma forma em ambos os lados; enquanto não havia concentração significativa de tensões na face lingual do modelo. A autora concluiu então que a concentração de tensões de tração pode estar

relacionada com a etiologia da abfração; além de sugerir uma correlação entre a anatomia dental e o desenvolvimento e distribuição de tensões de tração na área cervical, derivadas da aplicação de forças sobre o elemento dentário.

Jones et al. desenvolveram, em 2001, um modelo 3D de um incisivo superior, e o submeteram à carga ortodôntica. Outro método foi utilizado para medir o mesmo movimento em um grupo de 10 voluntários, para desta forma comparar com o modelo em elementos finitos. Os objetivos da pesquisa eram: estabelecer a resposta inicial do dente quando submetido a determinada carga; confirmar as propriedades do LPD pela medição direta em humanos; utilizar o modelo para observar a pressão e a tensão nos tecidos adjacentes quando do movimento dentário; especificamente observar o deslocamento do LPD. O trabalho foi realizado em duas frentes: com um grupo de 10 voluntários adultos jovens (com idade média de 30,7 anos), e boa saúde periodontal, no qual foi usado um aparelho para medir o deslocamento dentário *in loco* e a simulação no computador. No grupo de voluntários, foi utilizado um aparelho experimental que empregava laser para mensurar a resposta do dente correlacionando carga e tempo. O deslocamento dentário foi medido por um feixe de laser direcionado e com ângulos constantes, estes mesmos deslocamentos traçados pelo equipamento, foram usados também para determinar as propriedades do LPD. Foram realizadas oito sessões, com uma força e um período de exposição predeterminados. Depois as cinco leituras mais próximas foram selecionadas para comparação com os dados obtidos pelo MEF. Os resultados foram então transportados para a simulação do modelo 3D. Este era composto por 15.000 elementos tetraédricos, distribuídos da seguinte forma: dente (somente dentina e esmalte); osso alveolar (cortical e esponjoso); e LPD bastante detalhado, uma vez que considerou-se ser ele particularmente importante no

movimento dentário. Foi comparado então o resultado do modelo ao resultado do estudo experimental. Para que os resultados fossem coincidentes ajustou-se as propriedades físicas do LPD do modelo, até que seu deslocamento chegasse aos resultados do experimento. Concluíram então que ocorreram variações nos resultados, no grupo de voluntários, sendo necessária a utilização de uma média; tendo este valor sido então transportado para o modelo. Os resultados obtidos no modelo, muito próximos do real, demonstraram que o MEF é bastante válido no estudo da biomecânica ortodôntica. O modelo demonstrou ainda que o LPD estava sujeito à níveis significativos de tensão; as tensões máximas no periodonto estavam concentradas em duas áreas: na crista alveolar vestibular e no ápice por lingual; dando base à idéia de que a resposta inicial e o começo do movimento dentário se dá pelo ligamento.

De acordo com Vásquez et al. (2001), a ancoragem adequada é, às vezes, difícil de ser obtida, e em muitos casos a utilização de implantes como de unidade de ancoragem pode facilitar o trabalho, pois estes ao serem submetidos a forças ortodônticas normalmente não sofrem deslocamento. Desta forma, além da aplicação protética dos implantes, estes tornaram-se um importante sistema de ancoragem na Ortopedia e Ortodontia. Eles realizaram um estudo que tinha como objetivo determinar e comparar os perfis iniciais de tensão em um implante e um canino e suas estruturas, suportando diferentes momentos e forças, simulando a retração do canino por meio do MEF. Construíram um modelo matemático 3D, composto por 14.953 nós e 34.109 elementos, simulando um implante de titânio na posição do primeiro molar superior permanente e um canino superior com LPD e osso cortical e esponjoso; além do braquete do canino e do tubo do molar. Os níveis de tensão inicial foram medidos em dois tipos de mecânica de retração do canino

(com fricção e sem fricção). Foram aplicadas 14 forças diferentes no sentido mésiodistal, onde duas simulavam elástico em cadeia e 12 simulavam uma alça T-Loop em fio TMA 0.017" x 0.025", produzindo momentos iguais e opostos, quando a dobra está centrada. Os resultados demonstraram que o comportamento das estruturas avaliadas estava diretamente ligado à carga aplicada. Na estrutura geral do modelo, os níveis de stress foram decrescendo da seguinte forma: implante, em seguida na superfície da raiz do canino, osso cortical, e por último, LPD. Estas diferenças podem ter sido causadas pelas formas geométricas e propriedades mecânicas diversas de todos os elementos envolvidos no modelo (dentes, implantes, etc). Ocorreram alterações na tensão, embora seguindo este padrão, também de acordo com as variações nas relações momento/força e com o tipo de movimento. É importante estudar os níveis de stress das forças ortodônticas na superfície da raiz, no LPD, no osso e também nas unidades de ancoragem, quer sejam ossos, dentes, ou como neste caso, implantes. No implante o nível de tensão mais elevado foi encontrado no início da porção cervical, declinando conforme a proximidade do ápice; mais especificamente na margem cervical e osso adjacente. No canino, ao contrário, os maiores níveis de tensão estavam entre o meio da raiz e o terço apical, reduzindo-se drasticamente na cervical e no ápice, embora a distribuição de forças no sentido mésiodistal fosse quase simétrica. A avaliação do osso cortical em torno do implante mostrou que a margem cervical e a região logo abaixo tinham o maior nível de stress. Ao redor do canino os níveis de stress eram similares no osso cortical e LPD, porém, no osso o valor era um pouco mais alto e sua distribuição mais irregular. Com relação ao LPD, os níveis de stress foram mais baixos, tendo uma distribuição parecida na relação LPD-dente e também LPD-osso. Porém, os níveis de stress encontrados, e que corroboram com o resultado de outros estudos,

não foram capazes de causar falhas no implante, demonstrando, portanto, ser possível utilizar implantes osseointegrados como ancoragem. Os resultados encontrados neste estudo indicaram que os melhores resultados foram encontrados no sistema de retração utilizando a mola T-loop e uma baixa curva de carga-deflexão.

Rubo & Souza, em revisão de literatura de 2001 relataram a aplicação de diversos recursos para análise e solução de problemas encontrados em pacientes com dentição comprometida. Entre outros procedimentos eles citaram o MEF e a fotoelasticidade. A necessidade de analisar, com recursos computacionais, desde esforços em estruturas ósseas e próteses, até cirurgias de alta precisão, tem sido suprida de maneira cada vez mais eficiente. O MEF é um dos métodos de simulação numérica mais conhecidos e utilizados em projetos de estruturas mecânicas, e por ser bastante eficiente na solução de problemas de engenharia tornou-se quase que indispensável, com os mais diversos fins de aplicação. Em Odontologia, entretanto, deve-se observar atentamente o problema a ser resolvido, pois em se tratando basicamente de tecido ósseo, LPD e dente, têm-se algumas peculiaridades que podem influenciar no resultado. Por exemplo, a morfologia e fisiologia das estruturas envolvidas, em especial do tecido ósseo, que além de ser cortical ou esponjoso tem outras características que podem influenciar as suas propriedades físicas, às quais deve-se ficar atento. Uma das fases mais importantes e difíceis do método é a modelagem, pois nesta etapa deve-se representar, da melhor forma possível, o que se quer simular; pois a precisão dos resultados está ligada à precisão do modelo com relação à estrutura real.

Geramy (2002) avaliou a pressão exercida no LPD e no osso alveolar quando submetidos a uma carga horizontal simultaneamente a uma carga vertical.

Foram construídos seis modelos 3D de um incisivo central superior utilizando o MEF. A única diferença entre eles estava na altura do osso alveolar, que apresentava as seguintes medidas: 13 (sem reabsorção), 12, 10.5, 8, 6.5 e 5 mm, ou seja, com 1, 2.5, 5, 6.5 e 8mm de reabsorção, de acordo com o que foi convencionado para a pesquisa. Cada modelo tinha entre 556 a 726 nós e 310 a 475 elementos. Estavam representados no modelo o dente, o ligamento e os ossos esponjoso e cortical. Os elementos tinham formato octogonal, e diferentes tamanhos (tinham como objetivo fornecer resultados mais precisos e detalhados em áreas específicas, e previamente escolhidas, e nas áreas de menor interesse uma construção mais simples). O ponto de aplicação de força escolhido foi o centro geométrico da coroa, onde foram utilizadas duas forças: uma de inclinação, no sentido vestibulo-lingual, e uma de intrusão, ambas de 1N; este binário equilibrou a tendência de inclinação. Observou-se então que houve um aumento proporcional nos modelos com reabsorção em comparação ao modelo sem reabsorção. Quando foram aplicadas forças de inclinação, a maior pressão localizou-se na região cervical. Nas forças de intrusão, notou-se maior concentração de pressão no terço apical e no ápice.

del Pozo et al. se propuseram, em 2003, a estudar as tensões na articulação temporomandibular (ATM) assintomática e sintomática, além do deslocamento de disco, com diferentes coeficientes de atrito durante a abertura da mandíbula. Partindo da ressonância magnética, em máxima intercuspidação, de uma voluntária assintomática e de um paciente sintomático com deslocamento do disco; foram construídos modelos 3D da ATM com 8.056 elementos e 2.024 nós. Foi feita a análise das cargas na ATM durante a abertura da mandíbula, com diferentes coeficientes de atrito tendo sido utilizados. Embora as tensões tivessem diferentes localizações, dependendo do modelo analisado, em ambos as tensões aumentaram,

conforme o coeficiente de atrito era elevado. Concluíram que o aumento no atrito pode incrementar as tensões e o deslocamento do disco.

Sasaki et al. 2004 tinham, o objetivo de esclarecer diferenças no crescimento craniofacial de indivíduos com oclusão normal e pacientes com fissura congênita unilateral do lábio superior e palato. Radiografias em diferentes etapas do crescimento foram utilizadas, para auxiliar na discretização do complexo craniofacial, que foi então analisado. Os seguintes resultados foram obtidos: o crescimento dos complexos facial superior e maxilar foi notavelmente inibido no grupo dos pacientes com fissura, em especial o crescimento da porção posterior do complexo maxilar no sentido vertical em todas as idades. Concluíram que mudanças no tamanho, forma e direção de crescimento podem ser avaliadas quantitativamente pelo MEF, transformando-se assim numa ferramenta útil para análise do crescimento humano e também de animais.

Alves Filho (2005) explicou o MEF, e conceitos como elementos, nós, discretização, malha de elementos finitos; além da sequência básica de etapas envolvidas na aplicação do método (Pré-processamento, Processamento e Pós-processamento) e como cada uma delas é desenvolvida.

Silva (2005) analisou a distribuição das tensões de von Mises em três modelos 2D pelo MEF. Os dois primeiros modelos eram compostos por um primeiro premolar natural, e três implantes para segundo premolar primeiro e segundo molar, sendo que no primeiro modelo havia o contato interproximal (MOD 1) , enquanto no segundo modelo as coroas dos implantes eram esplintadas (MOD 2). No terceiro modelo havia o primeiro premolar natural, implantes do segundo premolar e segundo molar e um pântico para o primeiro molar. Nos modelos havia ainda a descrição do esmalte, dentina, polpa, LPD, osso esponjoso e cortical. O MOD 1 era constituído

por elementos 21.408 e nós 21.936; o MOD 2 por elementos 22.759 e nós 23.234; e o MOD 3 por elementos 19.794 e 20.276 nós. Foi aplicada uma carga oclusal cuja distribuição era compatível com a realidade clínica. Os resultados demonstraram, com relação ao osso cortical, tensões maiores na cervical dos implantes do MOD 1, assim como o MOD 3, enquanto no MOD 2 a maior concentração foi no ápice do dente natural. No osso esponjoso a situação repetiu-se quanto aos MOD 1 e 3, enquanto no MOD 2 o maior valor estava no 1/3 apical do implante do 1º molar. Nos conjuntos implantes/abutments as maiores concentrações ocorreram na região cervical, em ordem decrescente: MOD 1, 3 e 2. Em todos os modelos ficou evidente a capacidade de distribuição das tensões pelo ligamento periodontal, havendo sempre maior concentração na região apical. O MOD 2 apresentou os menores valores de tensão em todas as estruturas analisadas, o oposto do MOD 1 que teve as tensões mais altas. O autor concluiu que os resultados não contra-indicam nenhuma das configurações estudadas, mas indicam que para um plano de tratamento adequado as condições anatômicas, oclusais e biomecânicas devem ser levadas em consideração.

Camargo (2005) analisou comparativamente pelo MEF, em dois modelos 2D as deformações e tensões sobre as estruturas de suporte remanescentes (fibromucosa, ligamento periodontal, osso cortical e esponjoso, 1º premolar), quando da utilização de uma prótese parcial removível inferior, com extremidade livre, sobre o rebordo distal ascendente ou descendente. Ambos os modelos eram constituídos por um hemiarco mandibular, cada um com um tipo de rebordo, somente com o 1º premolar no segmento posterior. Foram aplicadas cargas axiais em 2 lugares distintos em ambos os modelos, no primeiro molar e no segundo pré-molar. O autor chegou a algumas conclusões, entre elas que a inclinação do rebordo influenciou na

distribuição e intensidade das tensões; as estruturas estudadas foram mais solicitadas quando a carga era aplicada no primeiro molar; e que o rebordo ascendente demonstrou ser mais favorável à distribuição das tensões.

O objetivo do trabalho realizado por Lotti et al. (2006a) era explicar as fases do MEF desde a obtenção de um modelo até a análise do resultados. Aspectos com a obtenção do modelo experimental, as propriedades do mesmo, a análise dos resultados, a aplicação do MEF na Ortodontia, e a interação entre a Engenharia e a Odontologia para a viabilização de pesquisas foram abordados. Os autores concluíram que inúmeros trabalhos com diferentes aplicações e objetivos podem ser realizados por meio do MEF, sendo para isso necessária a interação entre os profissionais das diferentes áreas envolvidas, para a viabilização das pesquisas.

Lotti et al. (2006b) fizeram uma avaliação por meio do MEF sobre a influência do posicionamento da alça T no espaço interbraquete para a retração do canino. O modelo era composto por um segmento posterior da mandíbula com canino, segundo premolar e primeiro molar. Foram utilizadas três posições diferentes para a alça: mais próxima do canino, mais próxima do molar e uma posição equidistante dos dois elementos. Os resultados demonstraram que o dente mais próximo da alça se deslocou com menor grau de inclinação e magnitude. Forças de extrusão e intrusão sempre estiveram presentes, sendo o componente extrusivo próximo à alça, e o intrusivo mais afastado da mesma. Ocorreu também movimento de rotação, que resultou em vestibularização ou lingualização da coroa; esta tendência para rotacionar sempre se apresentou maior no dente mais afastado. Em todos os modelos o canino apresentou maior deslocamento que o molar. A tensão

de von Mises, no osso alveolar, maior ao redor do canino, com a tensão máxima apresentando-se maior quando a alça está mais próxima do molar.

Buranastidporn et al. realizaram, em 2006, um estudo cujo objetivo era elucidar a correlação entre alterações biomecânicas da ATM e a assimetria mandibular. Foram realizadas radiografias posteroanteriores (PA) de 140 pacientes, 70 homens e 70 mulheres, adultos jovens, com idade média de 24 anos, com deslocamento de disco, sintomáticos (com no mínimo um sintoma: dor orofacial, ruídos, limitação de abertura da boca, etc) associado a assimetria mandibular, para observar a inclinação do plano oclusal (PO). Foi construído um modelo padrão tridimensional da mandíbula e ATM pelo MEF, para estudar a distribuição das forças da ATM durante o fechamento da mandíbula. Este modelo era composto por 47.643 elementos e 55.981 nós. As inclinações do PO e do plano mandibular (PM) foram alteradas sistematicamente em 1 grau do lado esquerdo até chegar a quantidade de 10 modelos, que conseqüentemente foram de 1 a 10 graus de inclinação, simulando vários graus de assimetria. O stress na ATM de todos os modelos foi analisado e seus valores comparados aos do modelo padrão. Enquanto neste último os discos direito e esquerdo pareciam estar simetricamente carregados, nos modelos assimétricos os valores diferiam do modelo padrão, conforme a assimetria aumentava. Observou-se então que o grau do PO estava diretamente relacionado com o lado sintomático da ATM. Ao aumentar a angulação havia um aumento nos sintomas de um lado e diminuição no outro. Os resultados obtidos no disco articular também foram influenciados pela angulação da inclinação do PO. Notou-se uma incidência elevada entre deslocamento do disco e assimetria mandibular, não havendo, entretanto, informações de como ou se a assimetria afeta a ATM e conduz ao deslocamento do disco.

A mecânica de deslizamento para que ocorra a translação do canino é um método básico para retração do mesmo. Kojima et al. (2006) desenvolveram um estudo com o objetivo de esclarecer o efeito entre atrito e rigidez dos fios no movimento de deslizamento do canino, e selecionar um nível adequado de força e arco para um movimento de translação eficiente. Foram realizadas simulações 3D, por meio do MEF, dos dentes e LPD, e também de um espaço de 5mm na região de primeiro premolar, alterando o atrito e o diâmetro do fio. A unidade de ancoragem (segundo premolar, primeiro molar e segundo molar) foi conectada, ocorrendo o mesmo com o incisivo central e lateral. Foram simulados fios quadrados com diâmetros que variavam de 0.012"SS a 0.020"SS. A rigidez do fio é determinada pelo diâmetro, configuração e composição. O atrito inicial foi desconsiderado, e aplicou-se uma força inicial entre canino e primeiro molar. Conforme ocorria o deslizamento do canino ao longo do fio, a força e o momento que atuavam sobre os braquetes produziam atrito. Quando o atrito diminuiu, a força resultante aumentou, e a velocidade do movimento do canino também aumentou; entretanto, quando o atrito aumentou, houve necessidade de uma força maior para realizar o movimento de retração, correndo-se o risco de causar alterações também na unidade de ancoragem. Quando um fio de menor diâmetro foi utilizado, a deformação aumentou, assim como a inclinação. Portanto a força resultante, e que atua concretamente, é igual a força aplicada menos o atrito. Uma combinação adequada entre a rigidez do fio e a força líquida que age sobre o canino deve ser encontrada, o que pode ser possível analisando-se o conjunto: fio, força inicial e atrito.

Holberg et al. (2007) analisaram as tensões que ocorrem nas suturas durante a protração maxilar. Para isso foi construído um modelo do esqueleto facial e da base do crânio, composto por 53.555 elementos e 97.550 nós. Eles

encontraram tensões relativamente baixas, o que os levou a acreditar que o estímulo causado por elas é improvável, sugerindo que a eficácia da protração estaria baseada primeiro nos efeitos dentais, e somente num segundo plano em estímulos esqueléticos.

Hyung et al. (2007) observaram o comportamento dos ossos craniofaciais quando da protração da maxila, em duas situações: com e sem abertura da sutura do palato durante o tratamento de Classe III esquelética. Ao analisar a distribuição das tensões eles queriam também esclarecer o efeito da abertura da sutura sobre os deslocamentos e tensões de todo o conjunto. Para modelagem tomou-se por base uma tomografia computadorizada de um crânio seco, com oclusão normal. Foi então construído por meio do MEF um modelo constituído por 22.236 elementos e 71.714 nós. Este simulava um crânio, que teve cada osso modelado separadamente e depois foram todos unidos pelas suturas; os dentes superiores; e um aparelho tipo Hyrax, encaixado no primeiro pré-molar e primeiro molar. Simulou-se então uma expansão rápida da maxila, até que a sutura foi aberta em 6 mm. Em seguida, para protração foi aplicada uma força de 500g, com 20° de inclinação, abaixo do plano oclusal. Foi feita então uma análise do stress quando da protração associada ou não à abertura da sutura. Houve menor compressão e maior tensão nas suturas maxilares e arco zigomático quando a sutura do palato foi aberta. Houve também maiores deslocamentos da maxila em todas as direções quando a sutura foi aberta. Eles concluíram então que a força de protração utilizada, passando através do centro de resistência da maxila, com o ângulo de 20° abaixo do plano oclusal; associada ao procedimento anterior de abertura da sutura do palato proporcionou um crescimento maxilar similar ao normal.

Jayade et al. em 2007 procuraram determinar as ações e reações de um arco com torque em diferentes situações, e observar alterações nos efeitos ao longo do tempo. Estimaram os momentos gerados em arcos de aço inoxidável com diferentes espessuras (0.017"X0.025"SS e 0.019"X0.025"SS), quando sob a ação de torques e analisaram a resposta biológica a esses estímulos. Para tanto foi utilizado o MEF, construindo um modelo 3D de um arco composto por 170 nós, medindo 6,06cm, simulando o posicionamento de oito dentes superiores (de incisivo central à primeiro pré-molar bilateralmente). Os momentos foram analisados desde a primeira ativação até a desativação. Foram simulados torques, iniciando com 10° e alterando as posições do arco em pequenas etapas (1,5° e 2°), simulando a desativação do fio até chegar a um deslocamento típico (observação por experiência clínica) conseguido em um mês. Movimentos com deslocamento da raiz continuaram a ser aplicados (em torno de 1,5° a 2°), e as mudanças continuaram a ser analisadas. O processo seguiu em frente até que se chegou a um ponto considerado, pelos autores, momento inicial por causar deslocamento da raiz e aceitou-se que o arco havia sido desativado satisfatoriamente por este mesmo deslocamento. Contudo, algumas limitações devido à natureza do estudo foram aceitas: não havia espaço (jogo) entre o braquete e o arco: os braquetes estariam alinhados e nivelados. Os dentes não foram modelados, portanto o deslocamento não foi determinado, supondo-se somente que fosse na mesma direção do torque. Foram analisados dois tipos de segmentos: um reto e um curvado. Eles concluíram que os modelos observados em 2D com fio reto devem ser aplicados com cautela, pois, além de serem 3D na realidade, provavelmente a curvatura presente no arco afeta a dobra e o comportamento do torque. Ainda afirmaram que os torques em fios retangulares são mais apropriados quando há necessidade de torque recíproco nos dentes

adjacentes. Os momentos gerados pelo aço inoxidável são normalmente bastante elevados, e caem de maneira abrupta quando os deslocamentos dentários se iniciam. Provavelmente os fios de TMA podem reduzir os efeitos adversos do aço, porém não os elimina completamente, enquanto os NiTi teriam um efeito muito abaixo do necessário. Portanto a utilização de alternativas devem ser avaliadas.

Panigrahi & Vineeth em 2009 avaliaram, por meio do MEF, o deslocamento e a distribuição de tensões na estrutura craniofacial quando da aplicação de uma terapia funcional fixa. Foi realizada uma tomografia em um crânio seco humano adulto, tendo os dados obtidos sido importados para um software CAD e posteriormente construído um modelo em elementos finitos. Este modelo simulava a metade esquerda do crânio e era composto por 13.590 elementos e 18.582 nós. O engaste (travamento) foi realizado na região do forame magno, ficando esta região com liberdade zero de deslocamento e rotação. Foi aplicada uma força de 2N (cerca de 200g), que seria a força aplicada em uma situação clínica, simulando um dispositivo funcional fixo, entre os molares superiores e o segmento anterior mandibular. Os resultados demonstraram que esse tipo de tratamento causa um deslocamento de natureza predominantemente dentoalveolar, em comparação com as estruturas esqueléticas do complexo nasomaxilar. Os incisivos mandibulares deslocaram-se no sentido anteroinferior, mesmo sentido de giro da mandíbula; enquanto os dentes maxilares deslocaram-se no sentido posterosuperior, o que seria um efeito bastante adequado nos casos de maloclusão classe II. As maiores concentrações de tensões de von Mises localizavam-se na região de ramo e cabeça da mandíbula.

2.5 Aplicação do MEF na dobra em “V”

Isaacson et al. (1995) queriam investigar as diferenças que pudessem existir ao se analisar situações em 2D dos resultados em 3D. Utilizaram então o MEF para analisar em 3D a simulação de um fio 0.017" X 0.025"SS com dobra em "V", no sentido vertical; inserido somente nos primeiros molares e incisivos centrais superiores (2 X 2). Foram simuladas diferentes localizações para a dobra ao longo do fio, além de forças variadas; enquanto o ápice do triângulo, formado pela dobra, tinha uma altura constante de 5mm com relação ao plano original do fio. Ao analisar os resultados encontraram diferenças com relação a outras simuladas em 2D, porém nenhuma alteração que modificasse radicalmente o uso da dobra na clínica.

Kojima & Fukui (2006) tinham a finalidade de, por meio do MEF, demonstrar como os dentes se movimentam quando no fio é construída uma dobra em "V". Para isso simularam numericamente o movimento dos dentes produzidos por este tipo de dobra, construídas em fio quadrado com 0.016"SS, em diferentes localizações (centrada, mesializada e distalizada) entre o primeiro molar e o canino por meio de um modelo 3D por eles desenvolvido. Na dobra em "V" centrada, o segundo molar foi adicionado como unidade de ancoragem. Na análise dos resultados foi observado que com a dobra centrada, os momentos no canino e no molar eram similares. Porém, o ângulo de inclinação final do canino era praticamente duas vezes maior que do molar. Este fato foi atribuído à menor área de raiz do canino, o que resulta em um maior stress no mesmo. Quando o segundo molar foi incluído na unidade de ancoragem, o ângulo de inclinação do canino e sua intrusão foram aumentados, e o movimento do primeiro molar foi fortemente diminuído. As forças e momentos agiram de forma bem menos contundente no segundo molar, em relação ao canino e primeiro molar, contudo ele acompanhou o movimento do primeiro molar. Quando a dobra foi mesializada, houve um grande momento e

inclinação do canino. O molar teve tendência de distalização da coroa, que porém quase não causou inclinação, provavelmente devido ao tamanho da raiz. O mesmo foi observado para a dobra distalizada, e embora houvesse um momento grande, a inclinação da coroa foi pequena. No canino o momento foi também de distalização. As forças de intrusão e extrusão do sistema inicial se deterioravam durante a movimentação, não sendo muito significativa a atuação dessas forças sobre os dentes. Os autores concluíram então que o sistema inicial de força é alterado enquanto os dentes se movem, e este movimento é influenciado entre outras coisas pelo tamanho da área de superfície da raiz. Com a dobra centrada, o canino inclinou duas vezes mais que o molar. Quando a este conjunto foi adicionado o segundo molar, a intrusão do canino aumentou, e o movimento do primeiro molar foi dificultado. Com a dobra não centrada, o dente mais próximo da mesma foi submetido a um grande momento e maior inclinação que o dente localizado mais distante da dobra. Com a dobra mesializada, o canino inclinou aproximadamente o ângulo de inclinação do fio. Com a dobra distalizada, o molar inclinou aproximadamente a metade do ângulo do fio. Portanto, os movimentos dos dentes produzidos pela dobra no fio podiam ser estimados, porém é difícil predizer as posições finais dos dentes pelo sistema inicial de forças, uma vez que o cálculo inicial, baseado nessas informações, não é capaz de predizer o movimento dentário por longos períodos.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho teve como proposta analisar de forma qualitativa e comparativa, por meio do MEF, o comportamento mecânico de quatro modelos matemáticos, representando um fio contínuo com 0.020" de diâmetro, em aço, com dobras em "V" em 45° (sentido vertical) localizadas em quatro diferentes posições (anteroposteriores): terço posterior (ângulo de 45° em relação à entrada do tubo do molar); terço anterior (ângulo de 45° em relação a o braquete do incisivo); centro (ângulo de 45° em relação à entrada do tubo do mola r) e quinto posterior (ângulo de 45° em relação à entrada do tubo do molar); quanto às seguintes variáveis:

- a) visualização dos deslocamentos;
- b) distribuição de tensões segundo o critério de von Mises.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta pesquisa teve apoio do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia que desenvolve e implementa projetos junto com instituições, universidades, empresas e setores governamentais.

4.1 Materiais

- a) Alicate 139 Jon (São Paulo, Brasil);
- b) Braquete para incisivo inferior Sistema Equilibrium® 2 (Dentaurum, Ispringen, Alemanha);
- c) Bocal inferior com dentes artificiais de typodont Uniden (Sorocaba, SP, Brasil);
- d) Fios em aço 0.020" pré-contornados GAC™ (Nova York, Estados Unidos);
- e) Régua endodôntica milimetrada Jon (São Paulo, Brasil);
- f) Resina Transbond™ XT 3M Unitek (Monrovia, CA, Estados Unidos);
- g) Tênsiômetro ARRAI™ Dontrix (Ontario, CA, Estados Unidos);
- h) Tubo para primeiro molar inferior Ortho-Cast™ 22 (Dentaurum, Ispringen, Alemanha);
- i) Software Autodesk® Inventor™, Autodesk Inc. (San Rafael, CA, Estados Unidos);
- j) Software do método dos elementos finitos: NEi Nastran, Noran Engineering Inc. (Westminster, CA, Estados Unidos) em um computador

workstation da Sun com processador Opteron 64 bits da AMD – Dual Core com 4GB de memória Ram e 250GB de Hard Disk.

4.2 Métodos

Por meio da metodologia dos elementos finitos foi realizada a discretização e análise da distribuição das tensões de von Mises e deslocamentos em quatro modelos tridimensionais compostos por um fio ortodôntico, braquete para incisivo inferior e tubo para primeiro molar inferior.

Esses modelos têm por finalidade representar, em um único plano, um arco segmentado redondo em aço inoxidável na espessura de 0.020” onde foram inseridas dobras em “V” em 45 graus, em diferentes localizações: no terço e quinto posteriores, no centro e no terço anterior, com o ápice, voltado para oclusal dos dentes (figura 1).

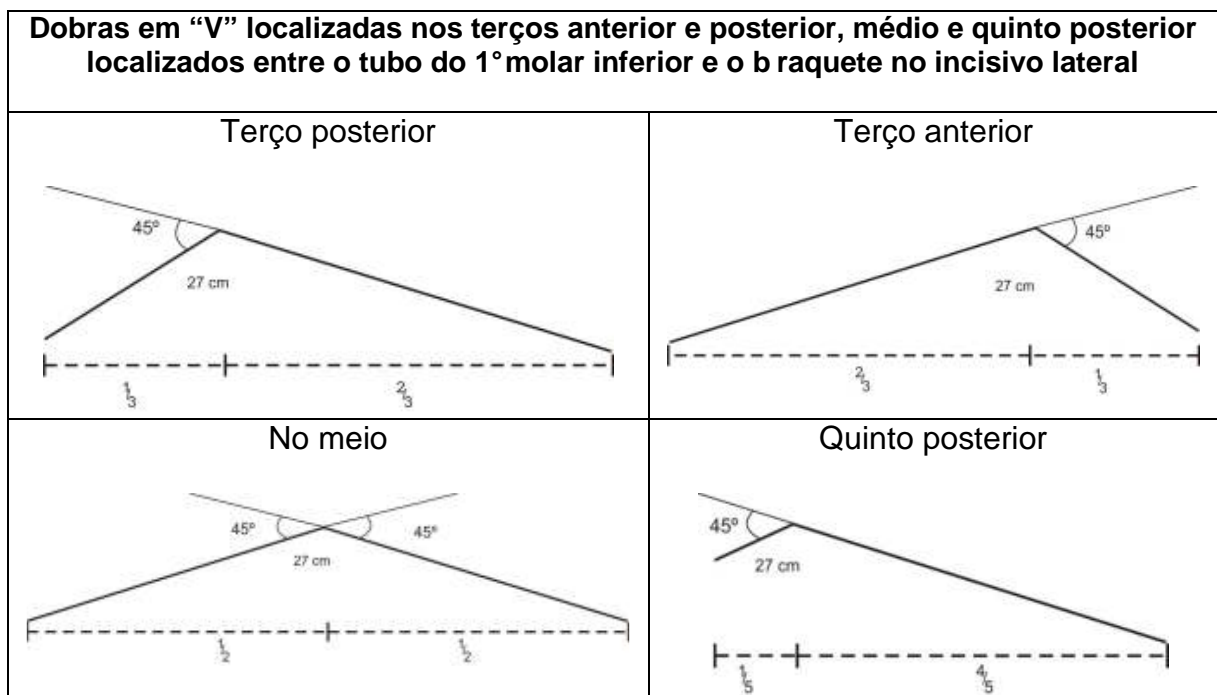


Figura 1- Posicionamento anteroposterior da dobra em “V”.

A seguir imagens didáticas representando respectivamente as dobras mencionadas (figuras 2 a 5).

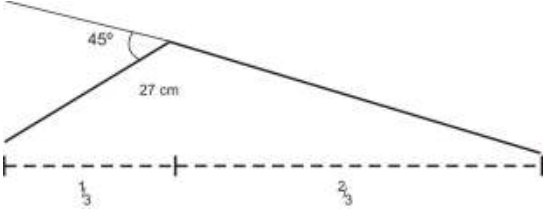
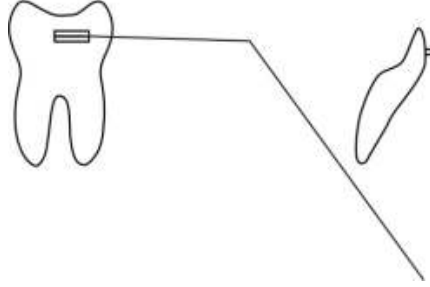


Dobra em “V” localizada no terço posterior do fio de aço 0.020” em um arco segmentado	
	
A - Dobra não ativada.	B - Arco inserido somente no tubo do primeiro molar, dobra não ativada.
	
C - Arco inserido somente no braquete do incisivo inferior, dobra não ativada.	D - Arco inserido no braquete do incisivo inferior e no tubo do molar, dobra ativada.

Figura 2 – Dobra em “V” localizada no terço posterior.

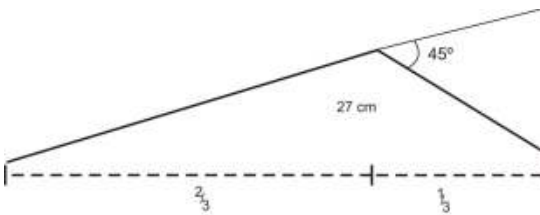

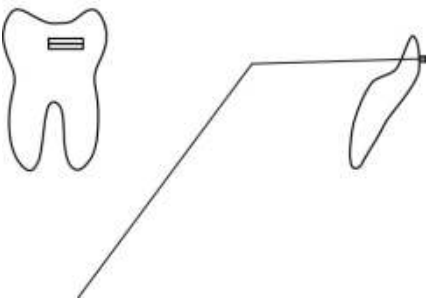
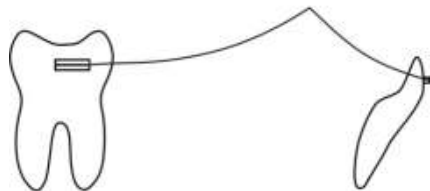
Dobra em “V” localizada no terço anterior do fio de aço 0.020” de um arco segmentado	
	
A - Dobra não ativada.	B - Arco inserido somente no tubo do primeiro molar, dobra não ativada.
	
C - Arco inserido somente no braquete do incisivo inferior, dobra não ativada.	D - Arco inserido no braquete do incisivo inferior e no tubo do molar, dobra ativada.

Figura 3 – Dobra em “V” localizada no terço anterior.

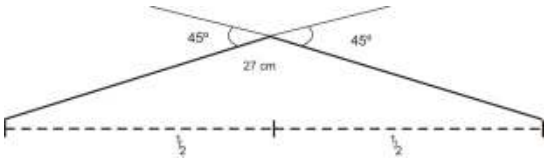
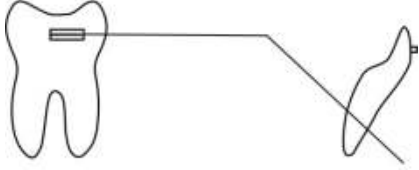
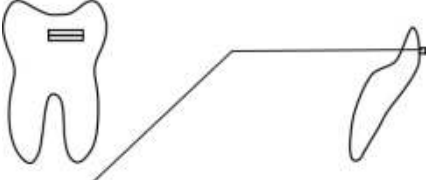

Dobra em “V” localizada no meio do fio de aço 0.020” de um arco segmentado	
	
A - Dobra não ativada.	B - Arco inserido somente no tubo do primeiro molar, dobra não ativada.
	
C - Arco inserido somente no braquete do incisivo inferior, dobra não ativada.	D - Arco inserido no braquete do incisivo inferior e no tubo do molar, dobra ativada.

Figura 4 – Dobra em “V” centrada.

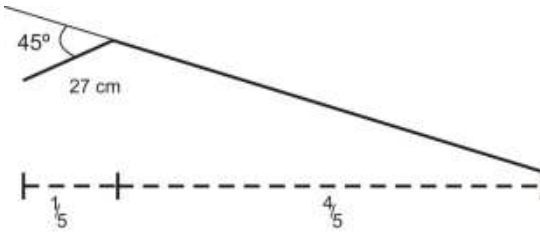
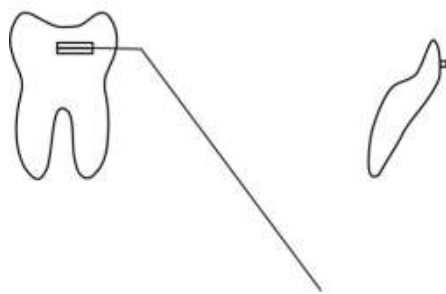
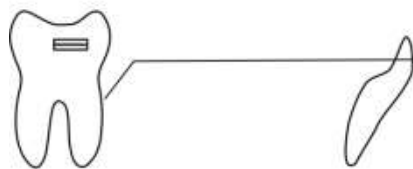

Dobra em “V” localizada no quinto posterior do fio de aço 0.020” de um arco segmentado	
	
A - Dobra não ativada.	B - Arco inserido somente no tubo do primeiro molar, dobra não ativada.
	
C - Arco inserido somente no braquete do incisivo inferior, dobra não ativada.	D - Arco inserido no braquete do incisivo inferior e no tubo do molar, dobra ativada.

Figura 5 – Dobra em “V” localizada no quinto posterior.

4.2.1 Pré-processamento

Para a realização do pré-processamento do modelo foram adotadas cinco condições.

4.2.1.1 Geometria

Inicialmente, foram confeccionadas no typodont (Uniden, São Paulo, Brasil), quatro dobras em “V”, em diferentes posicionamentos, (Burstone, Koenig, 1988; Ronay, 1989; Demange, 1990), num arco inferior, montado de acordo com as medidas dos elementos dentários presentes na Tabela 1, apresentada abaixo, com o intuito de se obter as dimensões e informações necessárias a serem repassadas ao modelo CAD (Autodesck, CA, Estados Unidos), uma vez que o modelo geométrico representa uma situação simplificada da realidade. Os braquetes e tubos (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foram posicionados nos incisivos e primeiros molares de acordo com a prescrição da Técnica Bidimensional (Gianelly, 2001).

Tabela 1 - Tabela de Black: valores médios do diâmetro méso-distal das coroas para os dentes inferiores.

Inc.central	Inc.lateral	Canino	1º premolar	2º premola r	1º molar
5.4	5.9	6.9	6.9	7.1	11.2

O modelo tridimensional foi então definido por meio do CAD no qual sua geometria foi simulada, segundo informações dos respectivos fabricantes.

Estruturas tridimensionais representadas no modelo CAD:

- a) fio redondo em aço inoxidável com secção transversal circular de 0.020” (GAC, Nova York, Estados Unidos);
- b) braquete para incisivo inferior Sistema Equilibrium® 2 (Dentaurum, Ispringen, Alemanha);

- c) tubo para primeiro molar inferior Ortho-Cast™ 22 (Dentaurum, Ispringen, Alemanha).

Abaixo, na tabela 2 as dimensões adotadas na geometria do braquete do incisivo lateral inferior e do tubo para 1º molar inferior.

Tabela 2 - Dimensões geométricas dos suportes.

Dimensões Geométricas	Molar Inferior Braquete (anterior)	Incisivo Lateral Inferior Braquete (anterior)
Dimensão do Slot	0,56 X 0,70 mm / 22 X 28	0,56 X 0,76 mm / 22 X 30
Torque	-10°	- 1°
Altura dente/fundo do slot	0,3 mm	1,3 mm
Largura	4 mm	2,4 mm

- a) distância entre a distal do braquete do incisivo lateral e a mesial do tubo do molar = (alinhados na mesma altura) = 26,5mm;
- b) comprimento total do fio (1mm após a distal do tubo do molar, até 1mm após a mesial do braquete do incisivo no qual foram fixados) = 36,9mm no total;
- c) a altura do vértice do triângulo até a base = 3 mm.

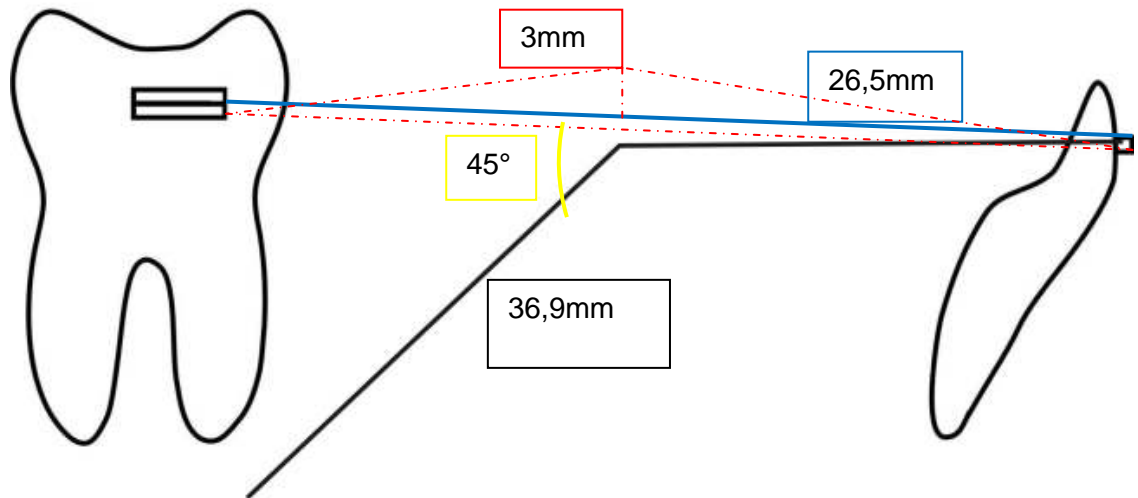


Figura 6 - Uma representação do modelo com dobra em "V", sem ativação, desenvolvido posteriormente em CAD.

A seguir, na figura 7, o modelo geométrico desenvolvido em CAD representando o fio ortodôntico redondo sem ativação, braquete para incisivo inferior e tubo para primeiro molar inferior.

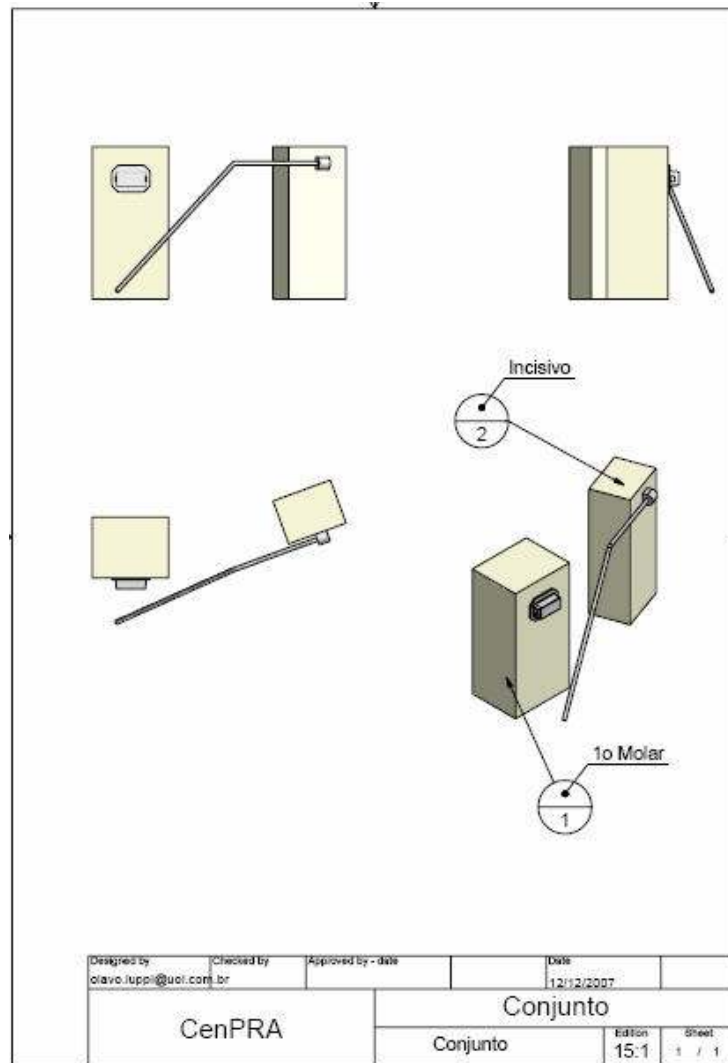


Figura 7 – Modelo desenvolvido no CAD.

Na figura 8 é possível verificar a simulação do modelo em CAD de um arco segmentado redondo na espessura de 0.020” onde foram inseridas dobras em “V”, numa visão de topo.

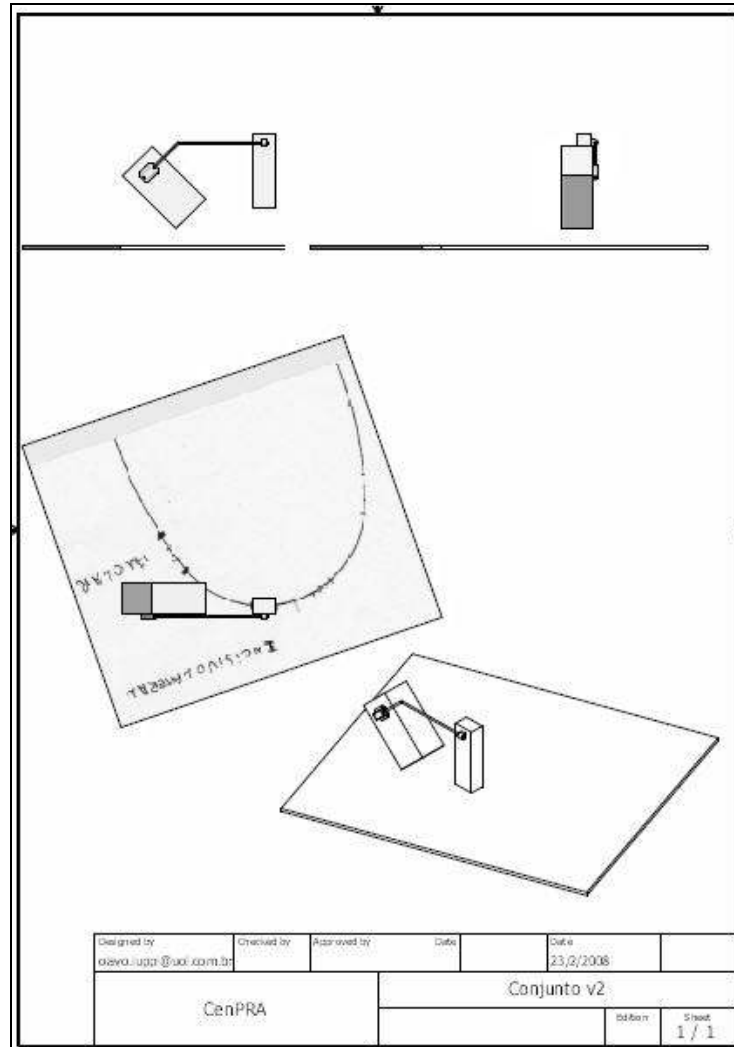


Figura 8 – Visão de topo do modelo desenvolvido no CAD.

Como o foco principal do trabalho era analisar qualitativamente, o comportamento mecânico com relação à distribuição das tensões ocorridas na estrutura que simulou o fio 0.020" em aço, nos quatro modelos matemáticos, após sua inserção no tubo do primeiro molar inferior e fixação no braquete do incisivo lateral inferior; chegou-se à conclusão de que seria possível a simulação dos modelos sem a discretização dos dentes já que o interesse não estava na geometria e distribuição de tensões dos mesmos e sim no fio ativado. Portanto, embora os modelos tenham sido construídos da maneira mais fidedigna possível, dentro dos nossos objetivos predeterminados (como por exemplo com relação ao espaço

interbraquetes, ao ângulo da dobra utilizado, ou à força que advêm desse posicionamento do conjunto), optou-se por um modelo constituído apenas pelo fio e os dois suportes (tubo e braquete). Por esse motivo no modelo em CAD os dentes foram representados por blocos.

Posteriormente, essa imagem foi importada pelo software de elementos finitos, NEi Nastran, para discretização e análise.

A malha dos modelos foi composta por elementos finitos do tipo tetraédrico quadrático de 12 nós.

No modelo com dobra no 1/3 posterior foram utilizados 12.516 elementos, conectados por 24.909 nós (figura 9).

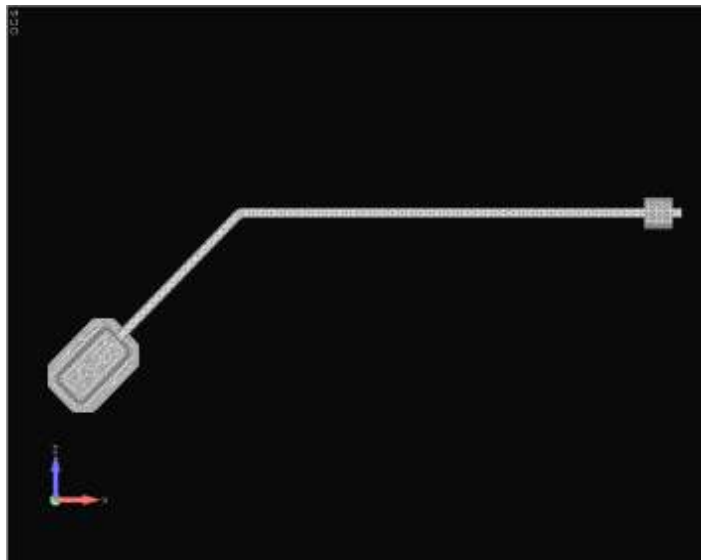


Figura 9 – Malha do modelo de alça com dobra no 1/3 posterior.

No modelo com dobra no 1/3 anterior foram utilizados 11.923 elementos, conectados por 23.754 nós (figura10).

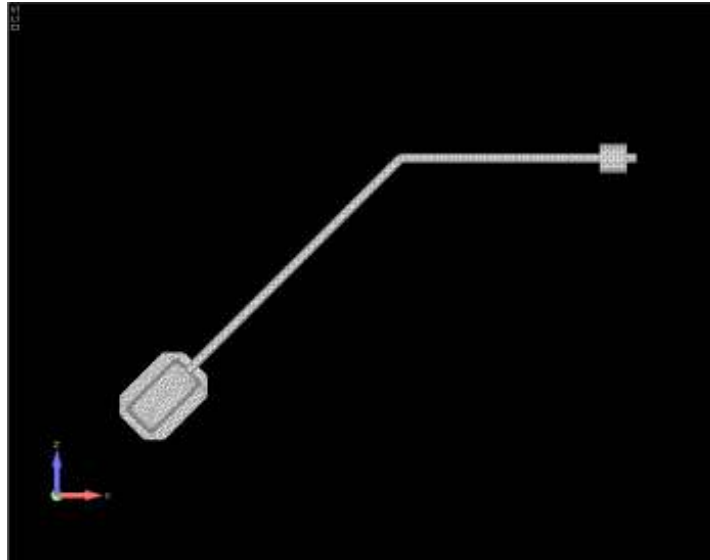


Figura 10 – Malha do modelo de alça com dobra no 1/3 anterior.

No modelo com dobra centrada foram utilizados 33.470 elementos, conectados por 60.890 nós (figura 11).

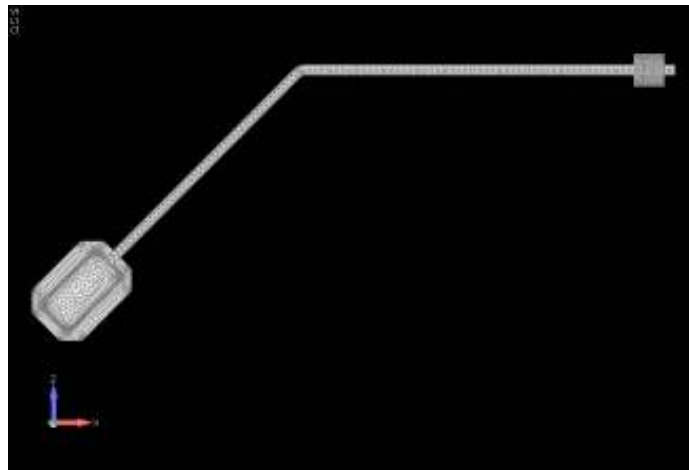


Figura 11 – Malha do modelo de alça com dobra centrada.

No modelo com dobra no 1/ 5 posterior foram utilizados 12.279 elementos, conectados por 24.459 nós (figura 12).

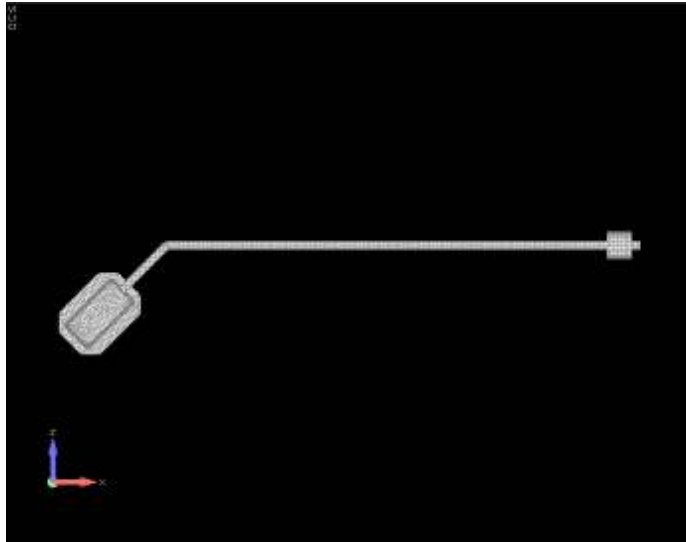


Figura 12 – Malha do modelo de alça com dobra no 1/5 posterior.

4.2.1.2 Admissão de hipóteses simplificadoras

O MEF a um só tempo exige e possibilita a utilização de hipóteses simplificadoras que viabilizam a construção do modelo, facilitando a obtenção da solução do problema proposto, em especial devido às dificuldades técnicas associadas que aumentam proporcionalmente de acordo com a complexidade do modelo, como também o tempo despendido.

Algumas das dificuldades técnicas encontradas neste experimento culminaram em simplificações que estão relacionadas com a geometria, com as características físicas do material, não considerando deformações plásticas que ocorrem clinicamente, e restrições de movimentos do fio lateralmente, considerado em um plano, dentre as principais.

Porém, as simplificações do modelo podem ser justificadas ainda pelo foco que se quer dar ao estudo realizado (Silva, 2005, Lotti et al., 2006a; Jayade, 2007; Reimann et al., 2007). Na presente pesquisa, o objetivo principal era a análise qualitativa, ou seja, a observação visual das imagens gráficas da distribuição das

tensões ocorridas na estrutura que simulou o fio 0.020” em aço, quando da utilização da dobra em “V” posicionada em quatro diferentes pontos do mesmo em relação à dois suportes que simulam o braquete e o tubo. Portanto, embora os modelos tenham sido construídos da maneira mais real possível, dentro dos nossos objetivos iniciais (como por exemplo com relação ao espaço interbraquetes, ao ângulo da dobra utilizado, ou à força que advêm desse posicionamento do conjunto), os valores absolutos dessas tensões não eram o foco de nosso estudo.

As estruturas e o material modelados foram considerados, quanto às suas propriedades mecânicas: elásticos, homogêneos, isotrópicos e lineares, caracterizando-se um modelo linearmente elástico; ou seja: as propriedades mecânicas independem quanto ao local analisado, à direção escolhida e as deformações são diretamente proporcionais à força aplicada (Santos, 1995; Camargo, 2005; Silva, 2005; Lotti et al., 2006b).

Os modelos eram constituídos basicamente por dois suportes, que simularam um braquete para incisivo inferior e um tubo para molar inferior, e um fio 0.020” com dobra.

Com relação ao fio e a dobra de cada modelo não houve alterações com relação ao que pode ser observado em um ensaio prático ou na clínica diária.

Porém, com relação aos suportes que simularam o braquete e o tubo foram admitidas simplificações:

- a) o braquete do incisivo teve seu design alterado, por dois motivos específicos: o sistema (o modelo completo) deveria ser travado (não sofrer deslocamentos), para que a análise pudesse ser realizada, e chegou-se à conclusão que o travamento no suporte anterior seria mais

próximo da realidade clínica; e em decorrência dessa necessidade para que fosse possível o travamento do fio sem que fosse necessária a simulação também de um fio de amarrilho. Uma vez que o foco da análise era o fio, a maneira como este seria travado na região anterior não comprometeria o objetivo da pesquisa;

- b) o tubo do molar também sofreu alterações, devido às necessidades da análise e as dificuldades em equacioná-las. Uma das simplificações geométricas adotadas foi o slot redondo, para que o contato entre o tubo e o fio não mais fosse uma linha e sim uma superfície, pois, por se tratar de um programa que faz a análise por superfície de contato, optou-se por transformar a luz interna do slot do tubo de retangular em redondo, uma vez que no modelo anterior havia apenas pontos ou linhas de contato entre a superfície retangular do tubo e o fio de secção transversal redondo, o que tornava o modelo instável e não havia geração da análise de maneira satisfatória. Esta alteração, entretanto, não é fora dos padrões, uma vez que existem inúmeros modelos de tubos comerciais com o slot redondo. Outra alteração realizada foi com relação à largura da luz interna, pois embora o deslizamento livre do fio dentro do tubo tenha sido mantido (condição cinequantom para realização desta análise), a luz mais estreita permitiu que o modelo ficasse mais estável e a análise fosse realizada.

Estas simplificações geométricas não comprometeram a qualidade dos resultados, visto que esta não era uma das regiões de interesse, apenas proporcionando uma distribuição de tensão mais adequada a convergência do modelo, tornando o modelo instável em um modelo estável.

4.2.1.3 Materiais e propriedades

As propriedades mecânicas dos materiais foram adotadas segundo as informações dos respectivos fabricantes e apresentadas na tabela 3.

Tabela 3 - Propriedades físicas e mecânicas dos materiais utilizados.

Material	Módulo de elasticidade	Coefficiente de Poisson	Marca comercial
Fio em aço	193 GPa	0.25	GAC
Braquete para incisivo inferior em aço	193 GPa	0.25	Dentaurum
Tubo para primeiro molar inferior em aço	193 GPa	0.25	Dentaurum

4.2.1.4 Carregamentos

Foi inserido o fio dentro do slot de uma das unidades dentárias do typodont (no molar ou no incisivo lateral) e a força medida com o tensiômetro para inserção do outro segmento de fio na unidade oposta. Depois o processo inverso foi realizado, para que a força de inserção fosse medida em ambas as unidades. Em todas as quatro dobras as forças de inserção se situaram em torno de 62,2g, portanto dentro dos limites recomendados por vários autores (Gianelly, 1969; Burstone, 1977; Marcotte, 2003; Proffit, 2007).

O carregamento utilizado simulou a força exercida no fio no momento de sua inserção nos slots dos braquetes e tubos (em torno de 62,2g nas quatro análises), neste caso específico o carregamento foi realizado por meio de deslocamento.

4.2.1.5 Contorno e suporte

Para o engaste dos modelos analisados, o fio foi fixado dentro do braquete do incisivo simulando uma fixação deste ao incisivo lateral inferior, restringido assim seu deslocamento em todas as direções e, solto dentro do tubo do molar.

Nesta primeira fase descrita o modelo tridimensional foi mapeado e suas informações, tanto de propriedades quanto de carregamento foram adotadas para um posterior processamento e análise das tensões resultantes que se desejava observar. Inúmeras análises prévias foram realizadas com os modelos para que fosse possível definir o refinamento ideal da malha de elementos finitos e conseqüentemente, o seu número de nós.

4.2.2 Processamento

Nesta fase ocorre a solução do problema. O programa, levando em consideração todas as informações do pré-processamento, e por meio da resolução de cálculos matriciais, desenvolvidas por intermédio das rotinas de cálculo do computador, chega ao resultado que deve ser analisado na próxima fase.

4.2.3 Pós-processamento

Nesta fase ocorre a verificação dos resultados e sua análise, facilitadas sobremaneira pelos recursos gráficos do software.

Foi realizada nesta fase uma análise qualitativa dos resultados obtidos nos quatro modelos simulados.

5 RESULTADOS

Após a discretização dos modelos matemáticos, estes foram processados por meio do software de elementos finitos e seus resultados visualizados em uma escala de cores e valores, segundo o critério de von Mises, para posterior análise dos dados obtidos e conclusões.

As tensões de von Mises (Richard von Mises, matemático, 1883-1953), são uma forma de analisar conjuntamente as solicitações de tensão dos elementos da malha, levando em consideração a resistência máxima da estrutura. Este recurso é bastante importante, pois pode prever a ocorrência de falha no sistema, analisando a tensão de escoamento e o grau de solicitação de cada região da estrutura, o que pode ocorrer quando a energia de distorção se sobrepõe ao valor da resistência máxima do material estudado. O critério de von Mises baseia-se na energia relacionada com mudanças na forma do material analisado, ou seja, na energia de distorção do material. Essas tensões são sempre positivas, pois não é possível determinar se são tensões de tração ou compressão; porém essas solicitações podem ser observadas e analisadas de acordo com uma tabela com um espectro de cores dada pelo programa utilizado (Rocha, 2000; Silva, 2005).

Para cada imagem analisada o programa NEi Nastran (Noran Engineering Inc.) apresenta uma tabela com um espectro de cores, que representam cada uma delas uma determinada faixa de valores de tensão em MPa.

As simplificações no modelo levaram a valores máximos de tensões muito altos, na ordem de 6.000 MPa. Apesar de ser uma tensão fora de qualquer realidade clínica, o modelo representa de forma qualitativa os resultados clínicos e, portanto,

as tensões devem ser vistas apenas dessa forma, considerando as simplificações geométricas do item 4.2.1.2.

A seguir as imagens dos quatro modelos matemáticos em sua malha de elementos finitos e resultados obtidos, representando um fio contínuo com 0.020” de diâmetro, em aço, com dobras em “V” em 45° (sentido vertical) localizadas em quatro diferentes posições, no sentido anteroposterior predeterminadas e as situações distintas e variáveis presentes advindas dessa situação, após sua inserção no tubo do 1° molar inferior e fixação no braquete do incisivo lateral inferior (figuras 13 a 37).

A partir da exposição dos resultados, cada modelo e a respectiva situação serão citadas de acordo com as seguintes abreviaturas, tendo em vista uma melhor fluidez do texto:

- a) modelo com dobra no 1/3 posterior (ângulo de 45° em relação à entrada do tubo do molar) – MOD 1;
- b) modelo com dobra no 1/3 anterior (ângulo de 45° em relação à entrada do tubo do molar) – MOD 2;
- c) modelo com dobra centrada (ângulo de 45° em relação à entrada do tubo do molar) – MOD 3;
- d) modelo com dobra no 1/5 posterior (ângulo de 45° em relação à entrada do tubo do molar) – MOD 4.

5.1 Modelo em elementos finitos com dobra no 1/3 posterior (MOD 1)

Na figura 13 pode-se observar a malha gerada para o MOD 1, além do formato que o fio adquire logo após a sua ativação, devido às deformações causadas pelo seu deslocamento.

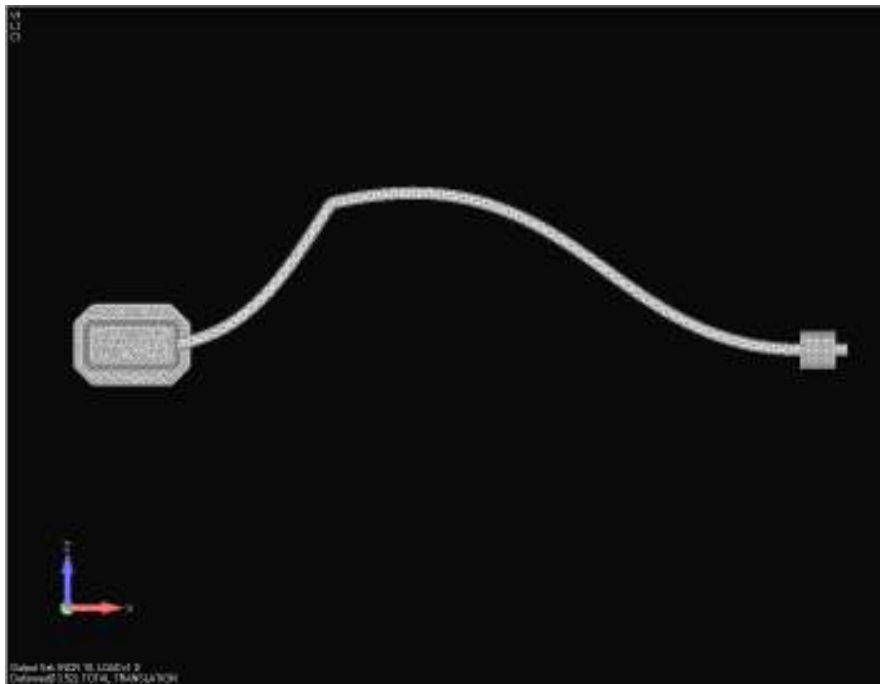


Figura 13 - Malha do modelo com dobra no 1/3 posterior em elementos finitos (MOD 1).

Na figura 14 encontra-se a imagem dos deslocamentos sofridos pelo fio e sua deformação, assim como na figura anterior, porém sem que a malha esteja visível, e apresentando um mapa de cores.

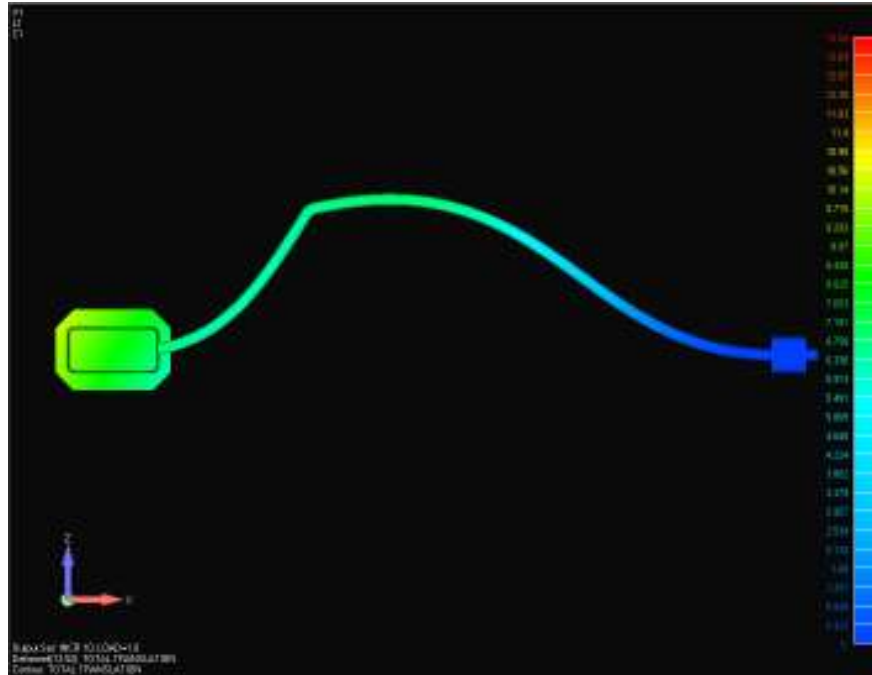


Figura 14 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1) com mapa de cores.

Uma vista geral do resultado das tensões de von Mises do MOD 1 está apresentada na figura 15. Esta indica uma maior concentração de tensões localizada na porção final do fio na região posterior do sistema, próxima à entrada do tubo do molar. Em seguida as áreas com maior tensão encontram-se próximas à dobra e à entrada do braquete do incisivo.

Na figura 16 tem-se uma vista mais detalhada da área onde se localiza a área de maior concentração de tensão do sistema, exatamente na entrada do tubo do molar, observando-se que quanto mais próxima a entrada do tubo, maior a área de tensão.

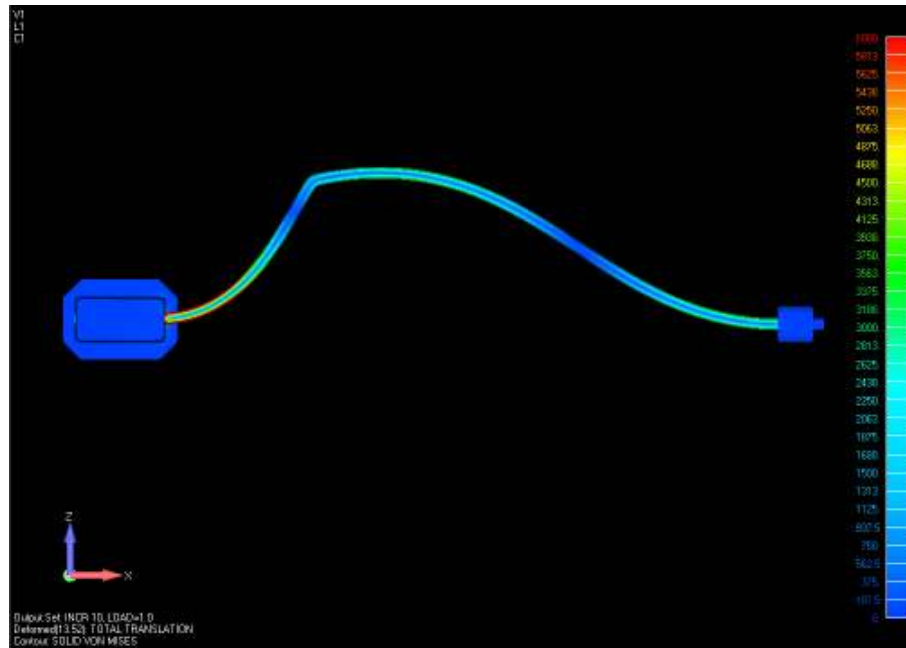


Figura 15 – Vista das tensões de von Mises no modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).

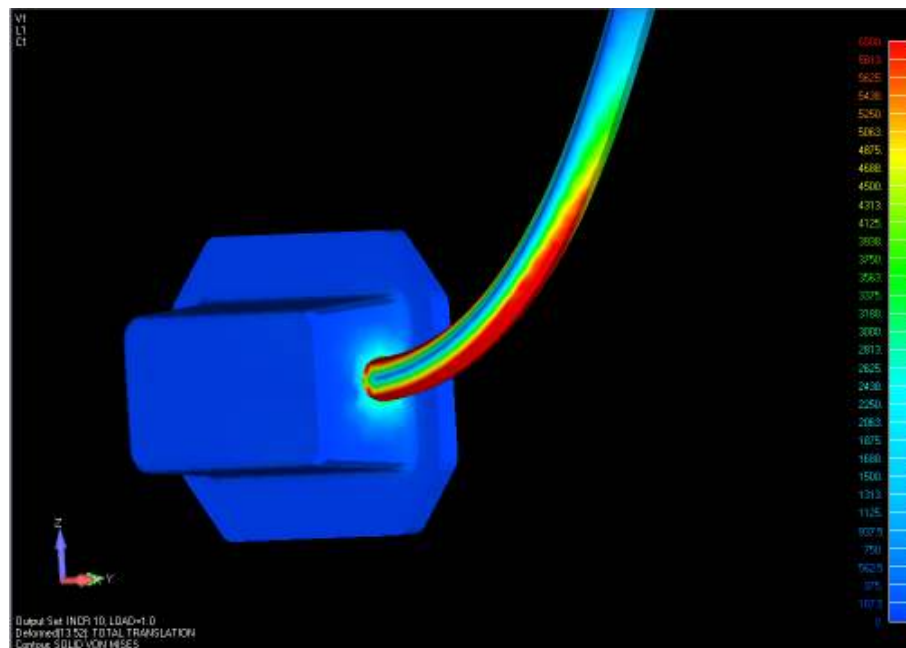


Figura 16 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).

Na figura 17 na área próxima à dobra encontra-se uma região de tensão bastante considerável, porém as maiores tensões estão em pontos localizados. Enquanto na figura 18 observa-se as áreas de tensão próximas do braquete.

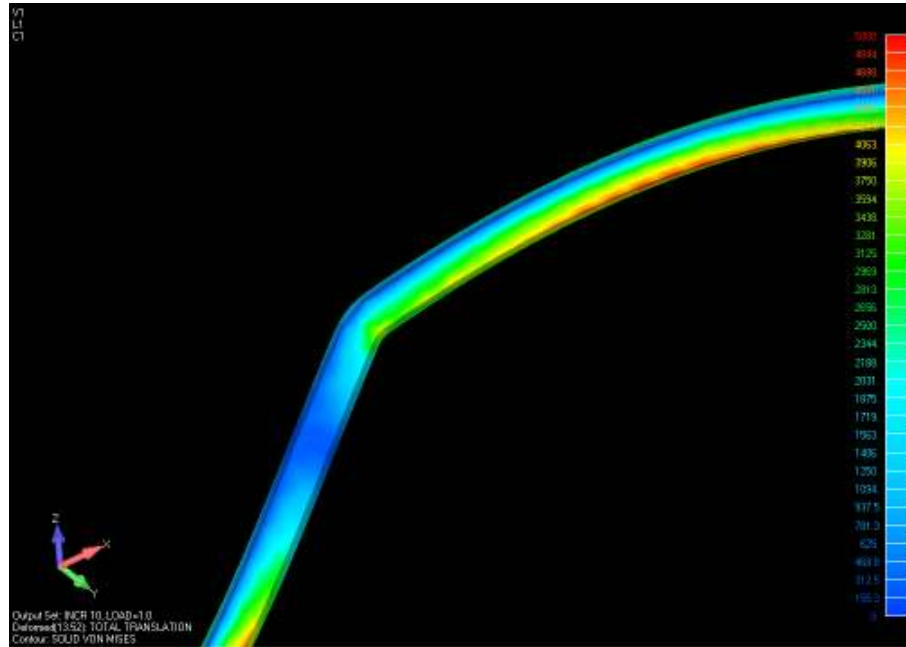


Figura 17 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).

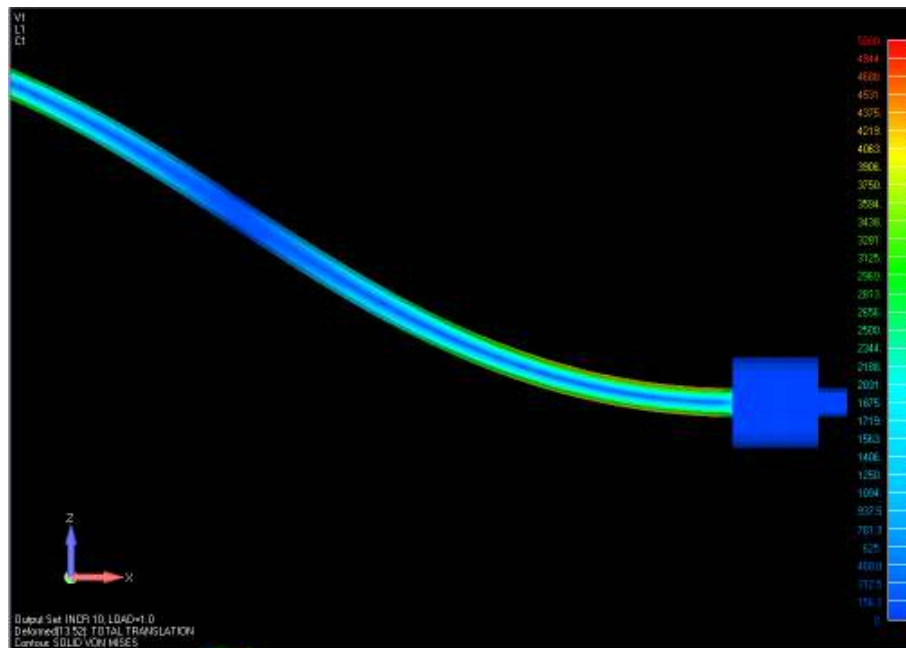


Figura 18 - Tensão de von Mises próxima ao braquete no modelo com dobra no 1/3 posterior (MOD 1).

5.2 Modelo em elementos finitos com dobra no 1/3 anterior (MOD 2)

Na figura 19 pode-se observar a malha gerada para o MOD 2, além do formato que o fio adquire logo após a sua ativação, devido às deformações causadas pelo seu deslocamento.

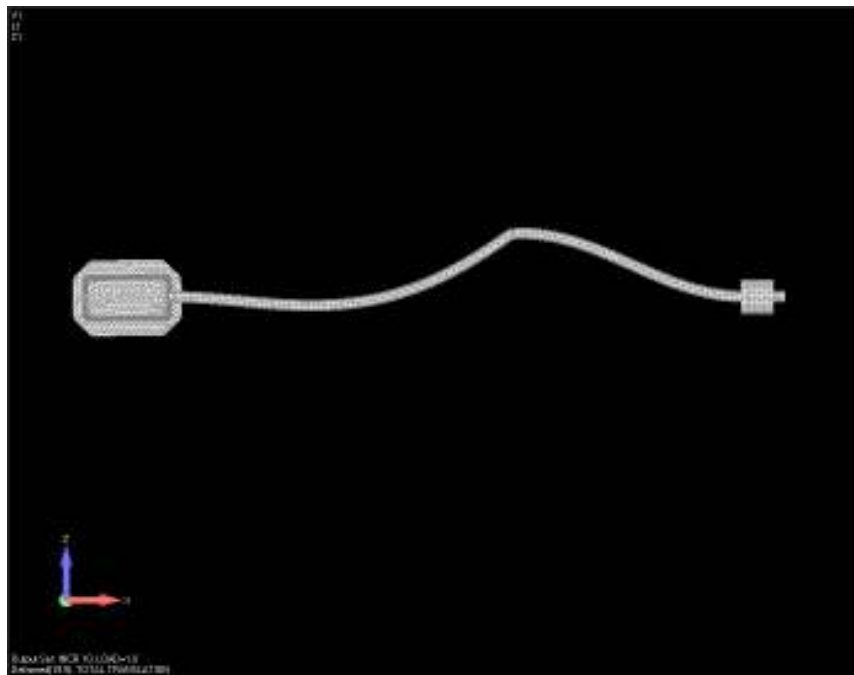


Figura 19 - Malha do modelo com dobra no 1/3 anterior em elementos finitos (MOD 2).

Na figura 20 encontra-se a imagem dos deslocamentos sofridos pelo fio e sua deformação, assim como na figura anterior, porém sem que a malha esteja visível, e com um mapa de cores.

Na figura 21 tem-se uma visão panorâmica do MOD 2 onde pode-se observar uma área de tensão concentrada exatamente na região da dobra, outras áreas de tensão podem ser observadas em todo o sistema, especialmente na região próxima ao braquete do incisivo.

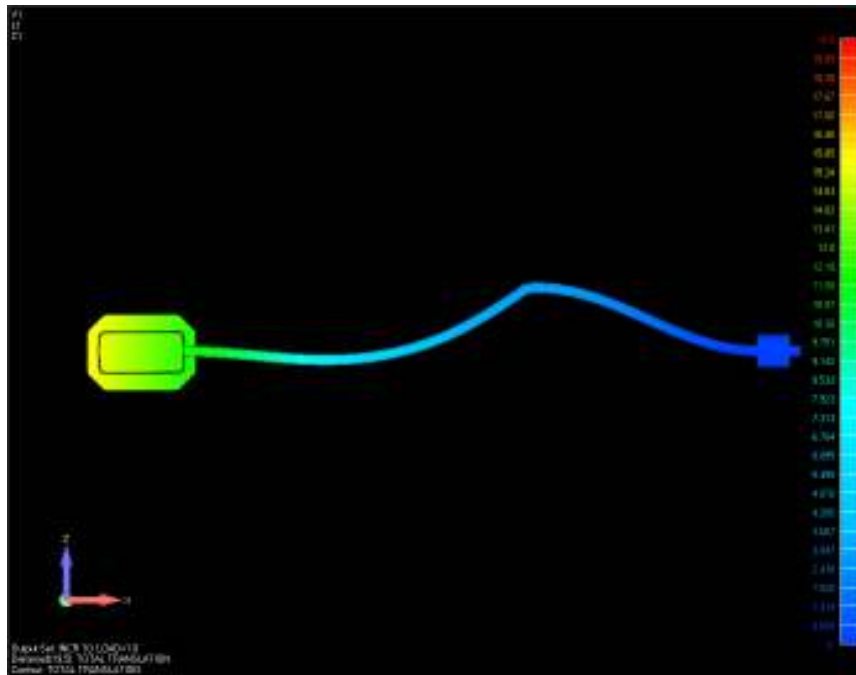


Figura 20 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2) com mapa de cores.

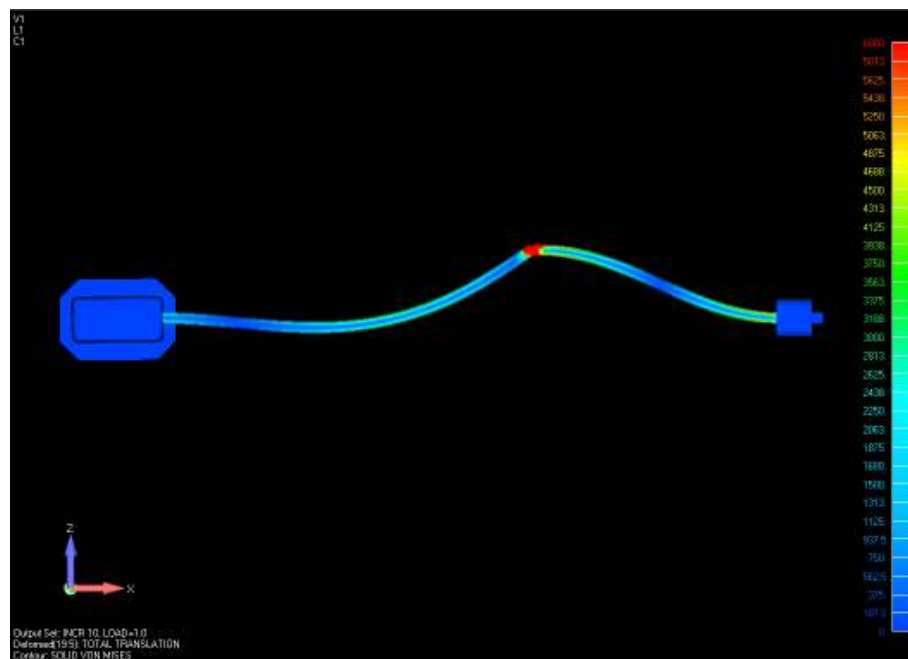


Figura 21 – Vista das tensões de von Mises do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).

Na figura 22 tem-se uma vista mais próxima da área de maior tensão.

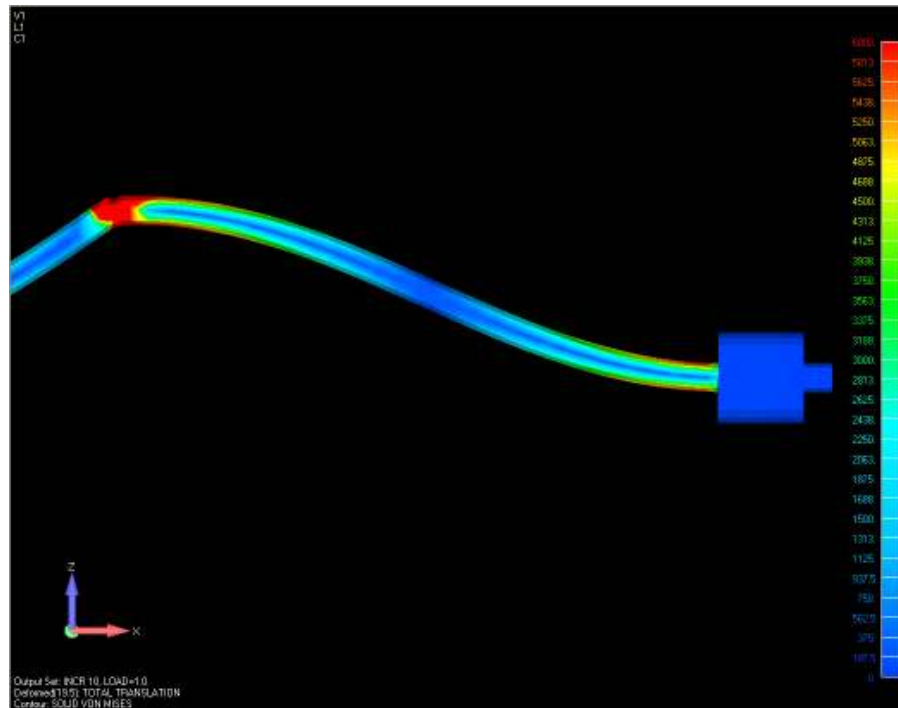


Figura 22 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).

Em contrapartida a figura 23 mostra as tensões localizadas na região do tubo do molar, que como parecem bastante reduzidas.

Na figura 24 tem-se uma vista mais próxima da área da dobra, que neste modelo é também a de maior tensão.

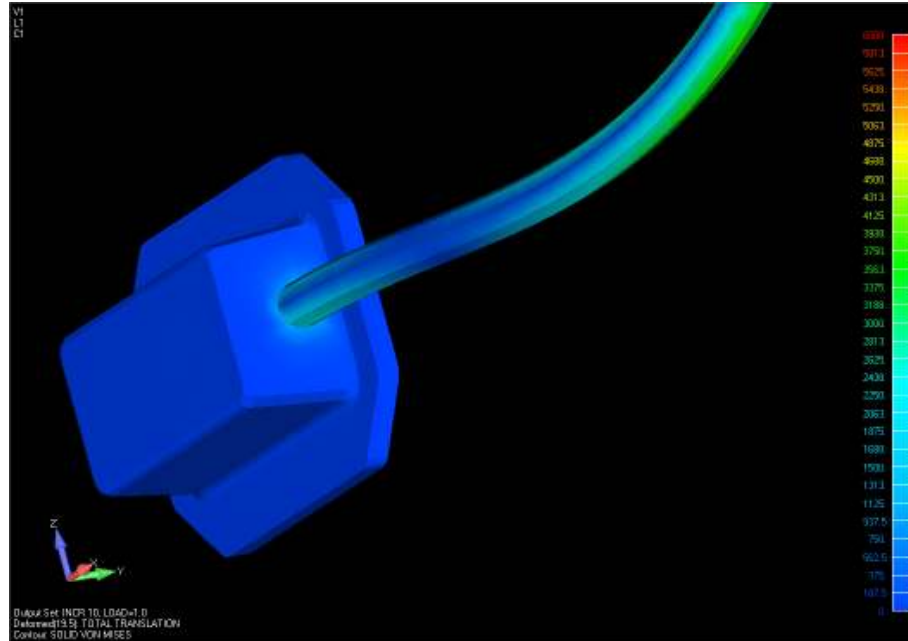


Figura 23 - Tensão de von Mises na região do tubo do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).

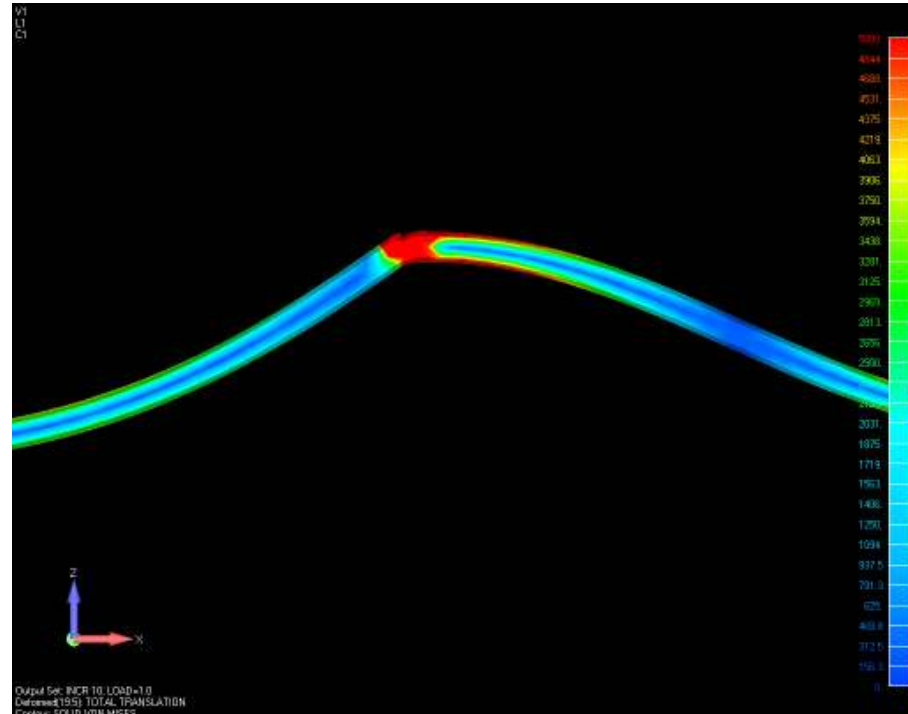


Figura 24 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).

A figura 25 apresenta uma grande área de concentração de tensão próxima ao braquete do incisivo.

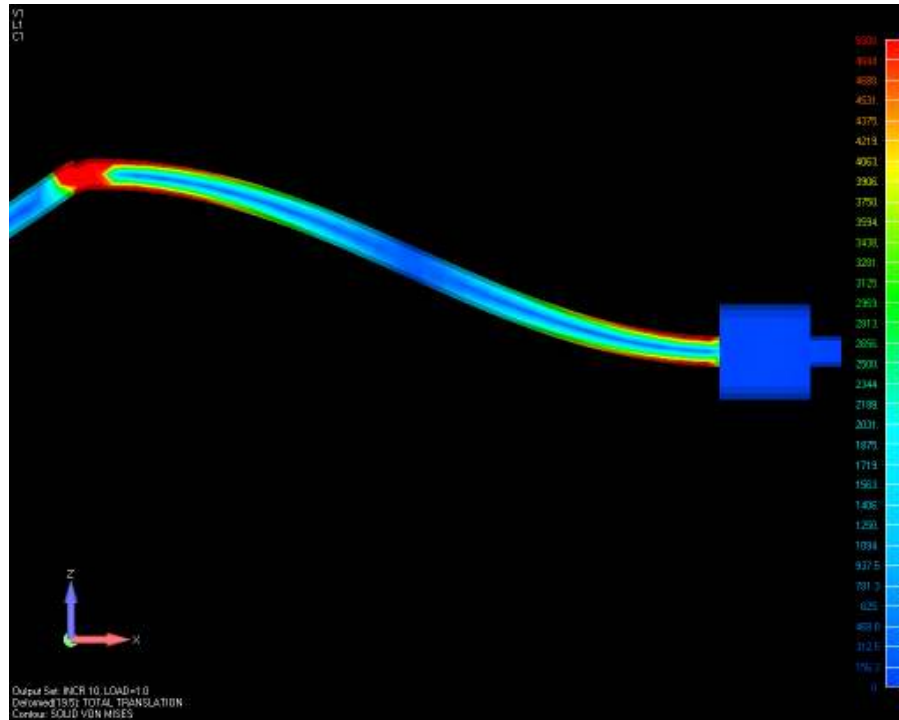


Figura 25 - Tensão de von Mises próxima ao braquete do modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2).

5.3 Modelo em elementos finitos com dobra centrada (MOD 3)

A figura 26 traz a malha gerada para o MOD 3, além do formato que o fio adquire logo após a sua ativação, devido às deformações causadas pelo seu deslocamento.

Na figura 27 encontra-se a imagem dos deslocamentos sofridos pelo fio e sua deformação, assim como na figura anterior, porém sem que a malha esteja visível, e com um mapa de cores.

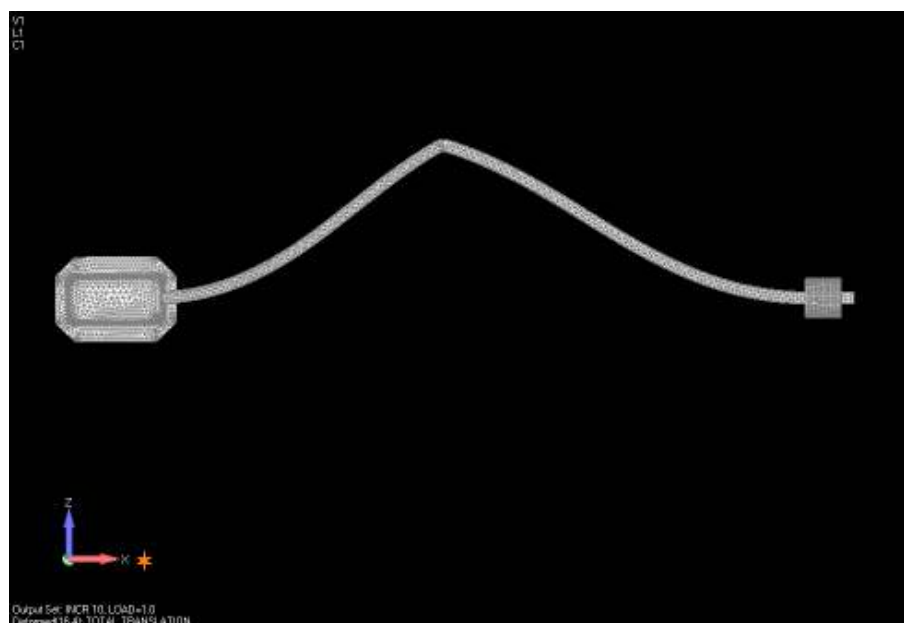


Figura 26 - Malha do modelo com dobra centrada em elementos finitos MOD 3.

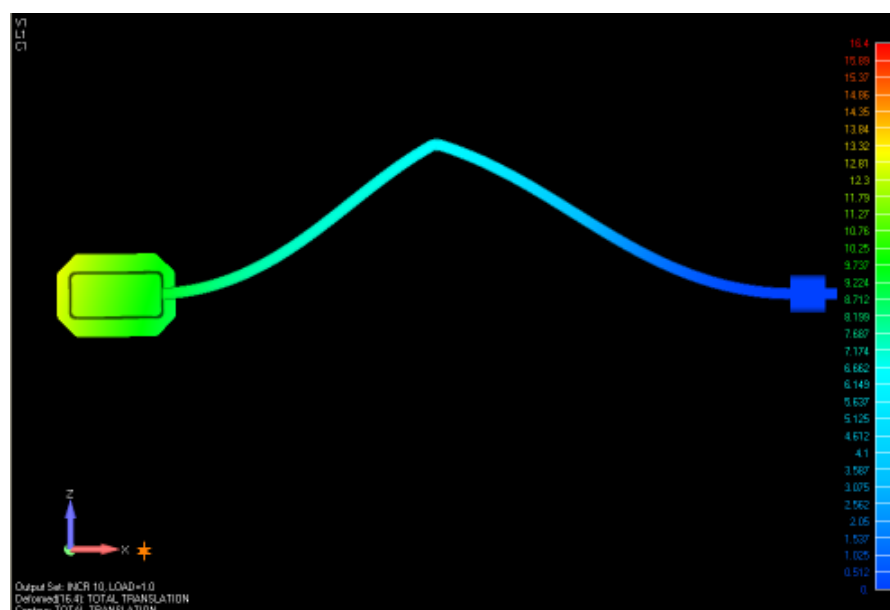


Figura 27 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra centrada (MOD 3) com mapa de cores.

No MOD 3 visualiza-se uma distribuição das tensões concentrada basicamente em três pontos específicos: próximo ao braquete do incisivo e do tubo do molar e na região da dobra como pode ser observado na figura 28.

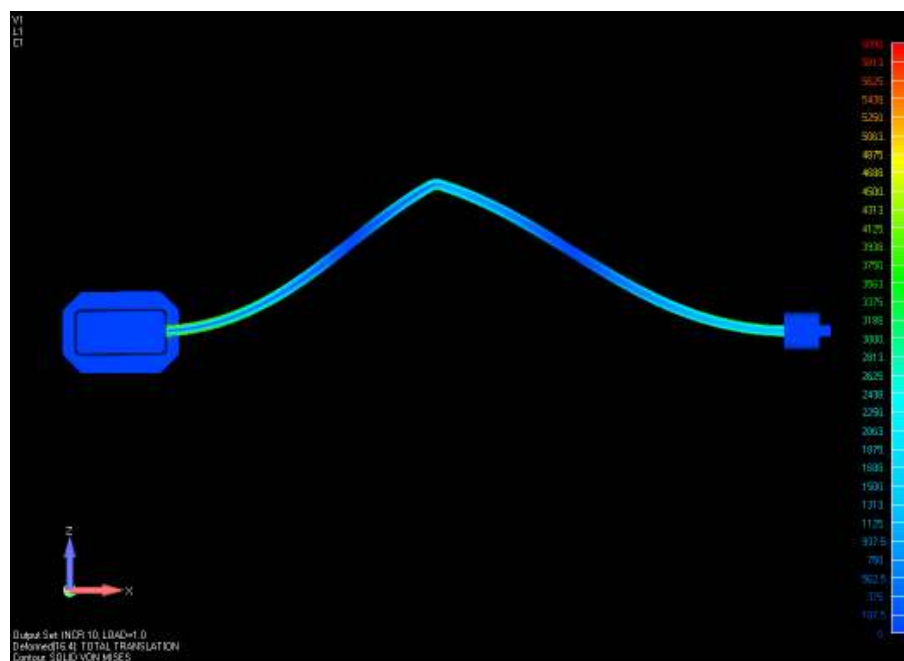


Figura 28 – Vista das tensões de von Mises do modelo com dobra centrada (MOD 3).

Na figura 29 pode-se observar próximo à entrada do tubo do molar uma concentração de tensão, que se repete na região da dobra e da entrada do braquete do incisivo.

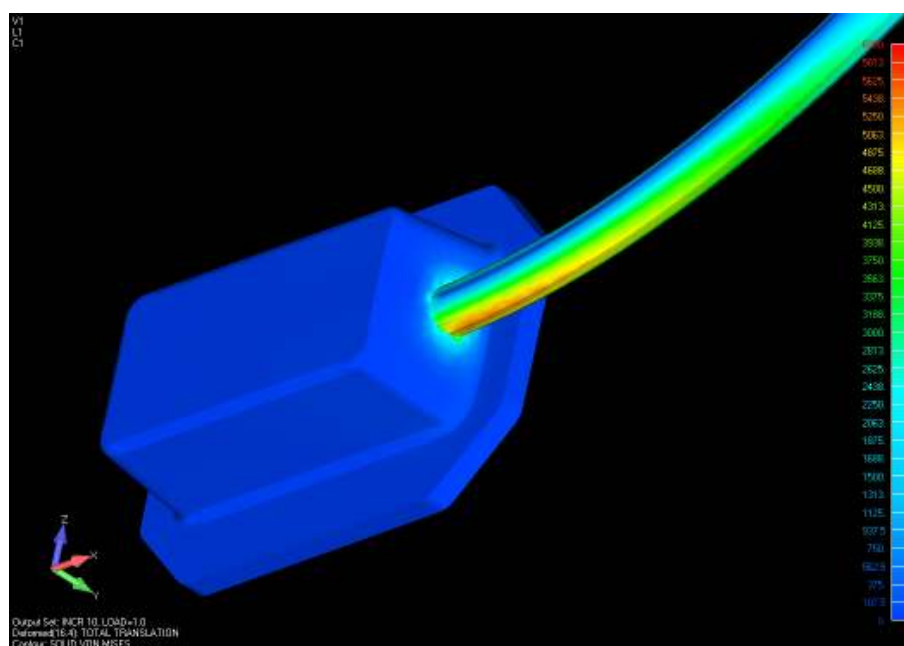


Figura 29 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra centrada (MOD 3).

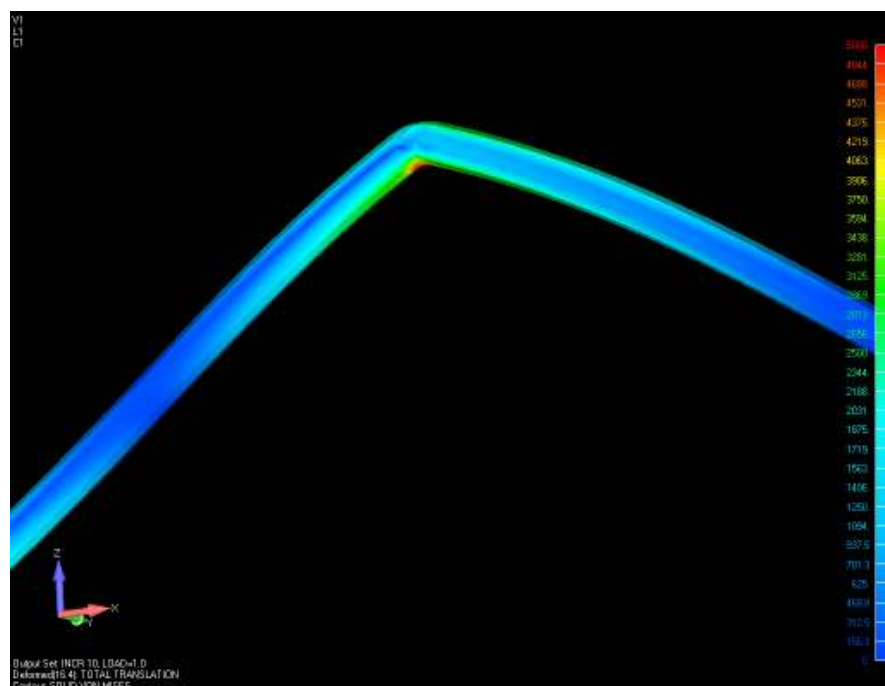


Figura 30 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra centrada (MOD 3).

As figuras 30 e 31 mostram a dobra e o braquete do incisivo em uma tabela com pico máximo menor para melhor visualização das tensões.

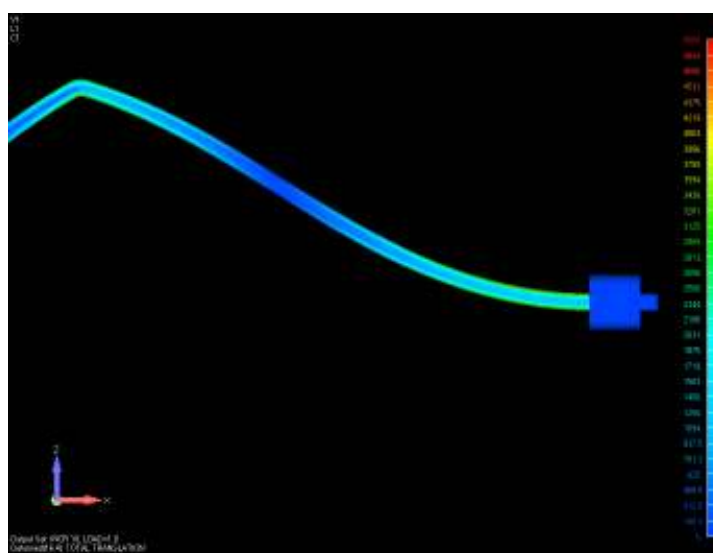


Figura 31 - Tensão de von Mises próxima ao braquete do modelo com dobra centrada (MOD 3).

5.4 Modelo em elementos finitos com dobra no 1/5 posterior (MOD 4)

Na figura 32 pode-se observar a malha gerada para o MOD 4, além do formato que o fio adquire logo após a sua ativação, devido às deformações causadas pelo seu deslocamento.

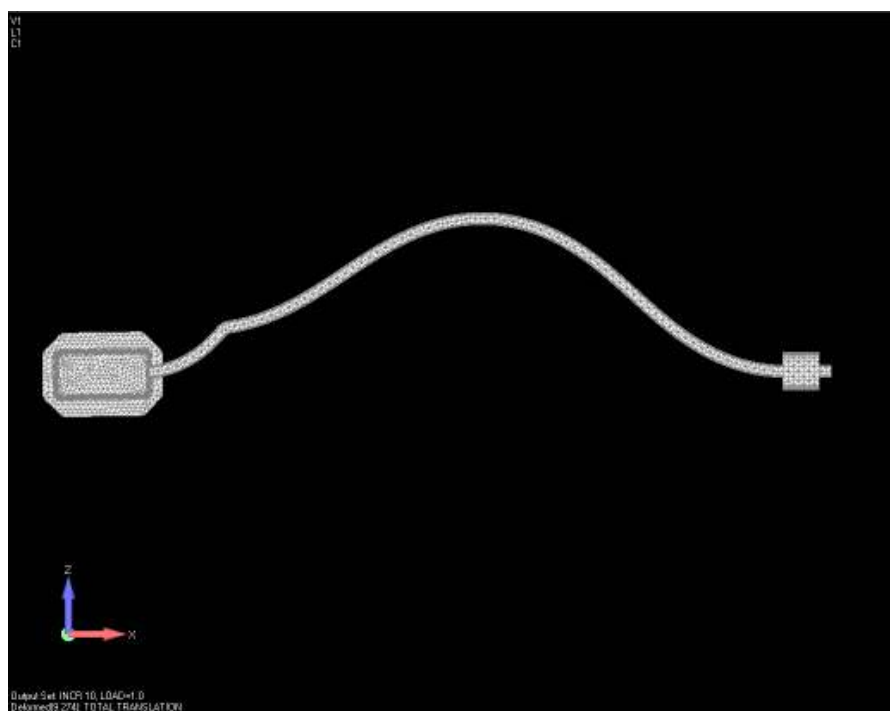


Figura 32 - Malha do modelo com dobra no 1/5 posterior em elementos finitos MOD 4.

Na figura 33 encontra-se a imagem dos deslocamentos sofridos pelo fio e sua deformação, com um mapa de cores.

Na figura 34 o MOD 4 apresenta 3 pontos de concentração de tensão, sendo o maior dele próximo à entrada do tubo do molar, seguido por tensões na dobra e na entrada do braquete do incisivo.

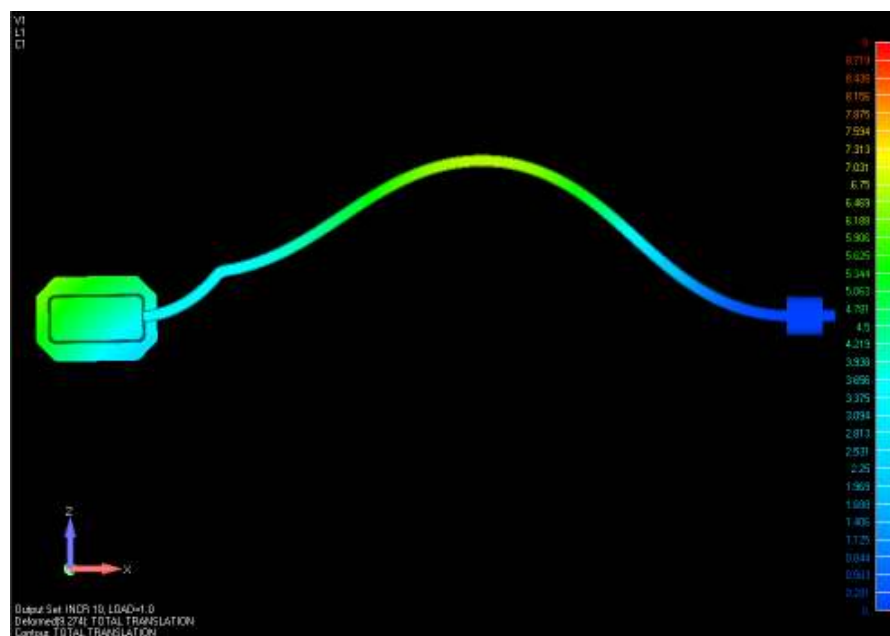


Figura 33 - Imagem dos deslocamentos do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4) com mapa de cores.

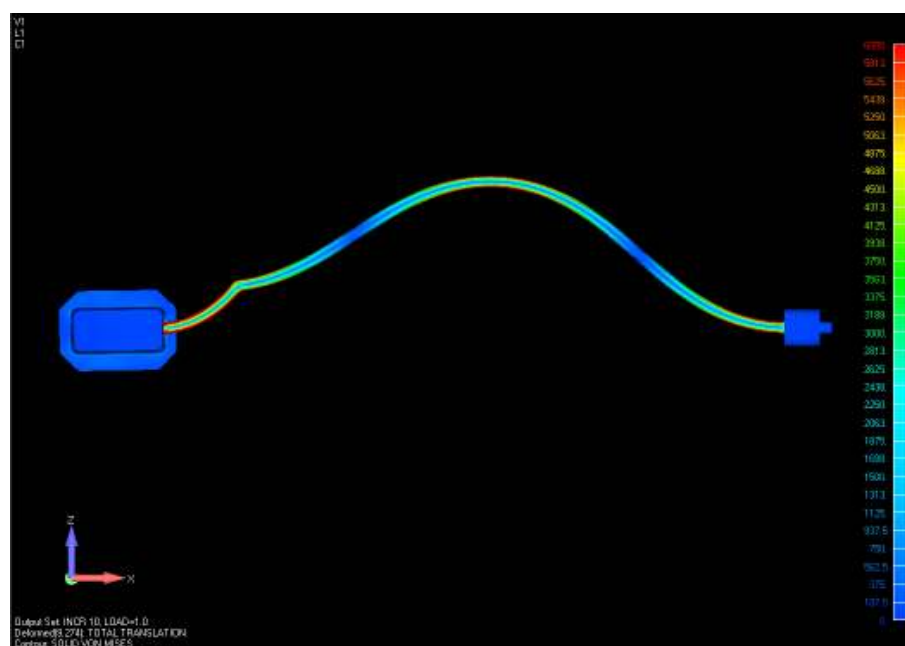


Figura 34 – Vista das tensões de von Mises do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).

A figura 35 apresenta uma vista mais aproximada da área onde se localizam possivelmente as maiores tensões do sistema, exatamente na entrada do

tubo do molar, observando-se que quanto mais próxima a entrada do tubo, maior parece ser a tensão.

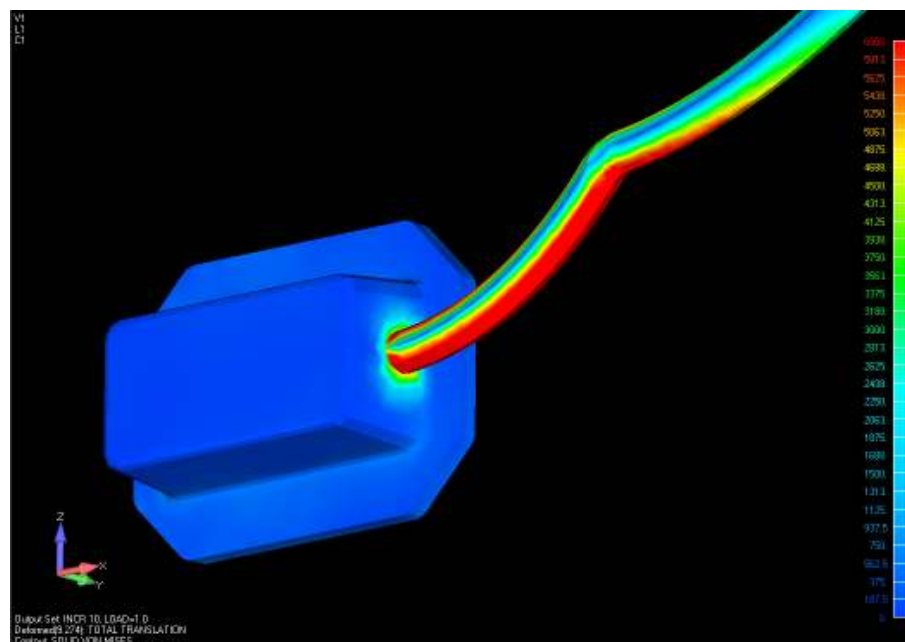


Figura 35 - Tensão de von Mises, detalhe do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).

Na figura 36 pode-se observar a área próxima à dobra onde encontra-se uma região de tensão bastante considerável.

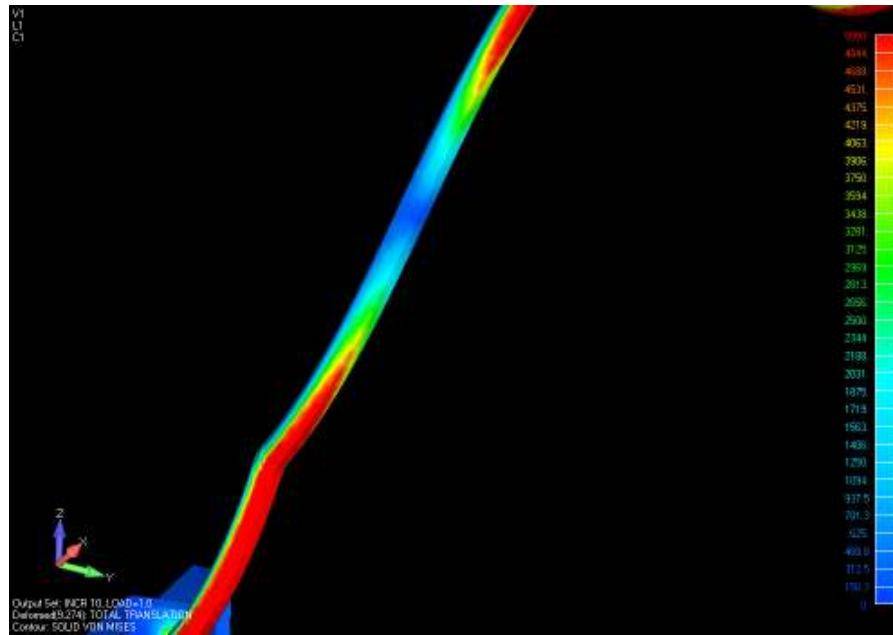


Figura 36 - Tensão de von Mises na dobra do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).

A figura 37 mostra a área de tensão próxima ao braquete do incisivo.

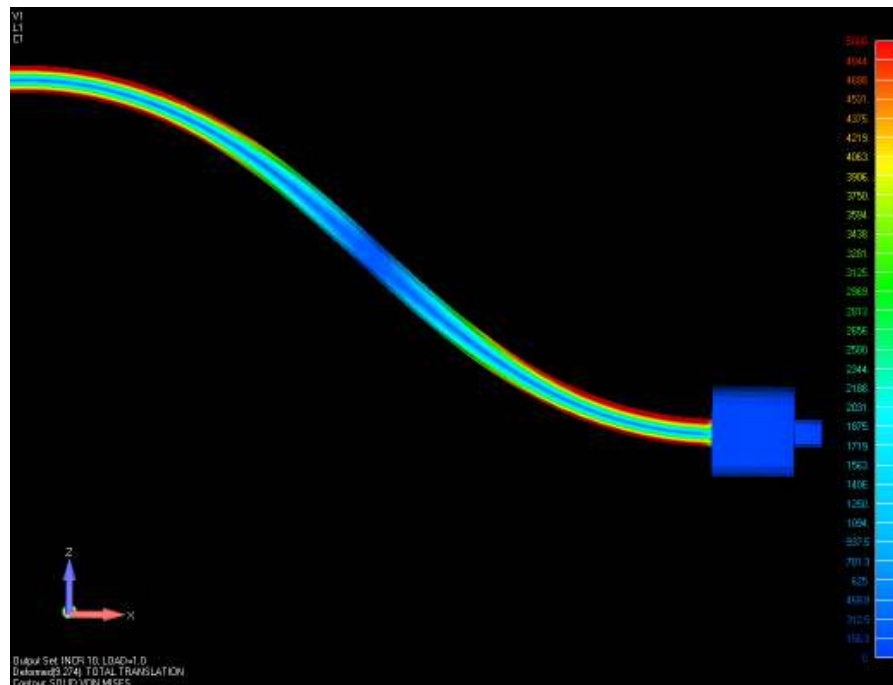


Figura 37 - Tensão de von Mises próxima ao braquete do modelo com dobra no 1/5 posterior (MOD 4).

6 DISCUSSÃO

O conhecimento sobre o funcionamento da Biomecânica envolvida no tipo de tratamento ortodôntico escolhido pelo profissional para cada paciente é condição essencial para obtenção dos mais eficientes resultados possíveis.

Com a utilização de conceitos físicos como força, momento, direção e ponto de aplicação da força, centro de resistência e de rotação, entre outros, torna-se fundamental o conhecimento sobre eles, para entender as alterações que ocorrem com os dentes e tecidos adjacentes, uma vez que o dente, ou um grupo de dentes irá absorver parte da força aplicada sobre eles, e transferi-la também às estruturas faciais adjacentes; como nos materiais que compõem os aparelhos utilizados (braquetes, tubos, fios, elásticos, etc), ao longo de um tratamento; e aliando esses conceitos aos conhecimentos biológicos, é possível alcançar resultados satisfatórios no menor tempo e com o mínimo de dificuldades possíveis (Steiner, 1932; Stuteville, 1938; Utley, 1968; Armstrong, 1971; Burstone, 1977; Smith, Burstone, 1984; Isaacson et al., 1993a; Shellhart, 1995; Burstone, 2003; Nouer et al., 2004, Kinzinger, Diedrich, 2008).

As técnicas segmentadas são um dos caminhos apresentados, e já consideravelmente discutido, quando se fala da utilização de forças de menor intensidade, de acordo com as preocupações biomecânicas (Burstone, 1962; Burstone, 1966; Burstone, 1977; Mulligan, 1980; Roberts et al., 1982; Shroff et al., 1995; Shimizu et al., 2004).

Conceitualmente a segmentação permite que o tratamento aconteça pela consolidação dos dentes em unidades. Levando-se em conta que mecanicamente

apenas alguns dentes precisam ser considerados para cada segmento, o alinhamento pode ser mais facilmente alcançado com o uso de um arco segmentado propriamente projetado, que liberará o sistema de forças desejado, considerando então a segmentação interessante para que se tenha um controle mais preciso dos movimentos dentários (Romeo, Burstone, 1977; Shroff et al., 1995; Burstone, 2003).

Diversos autores como Armstrong (1971), Burstone & Koenig (1988), Ronay et al. (1989), Demange (1990), Isaacson et al. (1993a), Isaacson et al. (1995), Watanabe et al. (2004), estudaram e utilizaram sistemas de aparelhos compostos basicamente por um suporte anterior, normalmente nos incisivos e dois posteriores, normalmente os molares. Nesses casos variaram especialmente a secção transversal do fio, o tipo de dobra ou a distância entre os suportes.

A composição do fio utilizado, sua secção transversal e diâmetro são também responsáveis, assim como o design, pelo sistema de forças. Os fios ortodônticos são concebidos em diversas configurações, além de várias composições, para que seja possível a aplicação de forças adequadas para realização dos movimentos predeterminados, em busca do melhor alinhamento possível dentro do plano de tratamento que se deseja executar. As propriedades elásticas como esforço, elasticidade e amplitude são afetadas diretamente por alterações na geometria do fio. O diâmetro e o comprimento, embora sejam independentes do tipo de material, determinam modificações no desempenho do aparelho. Portanto, a relação propriedades dos materiais e fatores geométricos deve ser sempre analisada de forma muito clara para evitar alterações inesperadas no tratamento. O sistema de força é determinado pela configuração do aparelho levando em consideração as características do fio utilizado (Gurgel et al., 2001; Brantley, 2005; Proffit, 2007).

O presente experimento analisou, por meio do MEF, as diferenças quanto aos deslocamentos, tensões e deformações do fio ativado em um sistema composto por dois suportes (simulando o tubo do molar e o braquete do incisivo inferior) e um fio redondo quando da utilização da dobra em “V” centralizada ou descentralizada, baseando-se na técnica proposta por Mulligan (1979a, 1979b e 1980). Este, utilizando conceitos físicos e relacionando força, deflexão constante e comprimento do fio, apresentou uma técnica na qual preconizava um sistema em que os dentes a serem movimentados encontravam-se em unidades separadas, ligadas com a utilização de fios redondos, em aço inoxidável, havendo a liberação de forças menos intensas e contínuas em todo o sistema.

O MEF tem sido utilizado na Engenharia Civil e Aeroespacial desde 1956 (Selna et al., 1975), sendo depois empregado na Odontologia, inicialmente com os trabalhos de Ledley & Huang (1968) e Huang & Ledley (1969); depois diversos outros autores deram continuidade à essa linha de pesquisa (Thresher, Saito, 1973; Santos, 1995; Mori et al., 1997; Santos, 2000; Vásquez et al., 2001; del Pozo et al., 2003; Sasaki et al., 2004; Lotti et al., 2006b; Buranastidporn et al., 2006; Kojima et al., 2006; Holberg et al., 2007; Hyung et al., 2007).

O conceito básico do MEF é a subdivisão do corpo ou objeto de estudo em unidades menores, para simplificar a geometria a ser analisada (Selna et al., 1975; Alves Filho, 2005). Ou seja, esta metodologia permite a análise de estruturas complexas, subdividindo-a em um número finito de partes (os elementos), interconectados pelos nós, sendo possível a visualização e quantificação das tensões (Camargo, 2005). Ele é um método analítico, cujos resultados dependem diretamente do modelo desenvolvido, necessitando, portanto que a geometria dos modelos seja detalhada (Tanne et al., 1989; Rubo, Souza, 2001). Rocha (2000)

afirmou que o MEF cria um modelo matemático, recriando matematicamente o comportamento de uma determinada estrutura, que é o objeto de estudo. Isto é possível uma vez que podem ser simuladas propriedades físicas da estrutura em questão, por meio da resolução de um grande número de equações matemáticas.

Os quatro modelos foram constituídos basicamente por dois suportes, que simularam um braquete para incisivo inferior e um tubo para molar inferior, além de um fio redondo 0.020" SS com dobra em "V" posicionada de modo diferente em cada modelo. Embora na situação clínica real, normalmente haja 2 segmentos posteriores (um molar de cada lado) e um segmento anterior (4 ou 2 incisivos) na análise dos sistemas 2X4 ou 2X2, os incisivos inferiores foram considerados como uma unidade com um único centro de resistência (Isaacson et al., 1993a, Isaacson et al., 1995, Reimann et al., 2007). Tendo-se também em mente vários outros trabalhos já realizados onde analisou-se apenas dois dentes (Burstone, Koenig, 1974; Mulligan 1979a; Burstone, Koenig, 1988; Ronay et al., 1989; Demange, 1990) e levando-se em consideração que as reações em ambos os lados do arco seriam basicamente iguais, optou-se pela modelação de apenas um dos lados do sistema (metade direita) aceitando-se essa suposta simetria (Isaacson et al., 1995). Esse mesmo tipo de simetria foi aceita também por Panigrahi & Vineeth (2009), quando simularam a metade esquerda de um crânio. A dificuldade do próprio método para execução de modelos tridimensionais (Santos, 2000; Camargo, 2005) também foi levada em consideração para que as estruturas fossem assim modeladas.

Apesar de alguns autores como Tanne et al. (1989) e Rubo & Souza (2001) acreditaram que todos os detalhes da estrutura real devem ser representados no modelo a ser simulado, a modelagem pode também, se com extremos detalhes, não viabilizar o modelo. A realidade atual na bioengenharia pela complexidade

inerente às estruturas e sistemas que envolvem os fenômenos biológicos, não permite a aplicação pura e simples de conceitos físicos; e as limitações tecnológicas relacionadas aos softwares e hardwares, levam a utilização de simplificações no modelo. Entretanto, estes modelos teóricos, embora tenham limitações, tem a sua utilização justificada pelos resultados obtidos, auxiliando no entendimento dos eventos que ocorrem na clínica diária (Demange, 1990; Reimann et al., 2007).

As simplificações do modelo podem ser justificadas ainda pelo foco que se quer dar ao estudo realizado, desde que as mesmas não alterem significativamente o comportamento do modelo a ser estudado, devendo ser benéficas para as análises, evitando dificuldades na discretização do modelo e na análise a ser realizada sem que isto prejudique informações importantes para o estudo (Silva, 2005; Lotti et al., 2006a; Jayade et al., 2007; Reimann et al., 2007). Na presente pesquisa, o objetivo principal era a análise qualitativa, ou seja, a observação visual das imagens gráficas da distribuição das tensões ocorridas na estrutura que simulou o fio 0.020” em aço, quando da utilização da dobra em “V” posicionada em quatro diferentes pontos do mesmo em relação aos dois suportes que simularam o braquete para o incisivo inferior e o tubo para o 1° molar inferior.

As simplificações adotadas não foram apenas geométricas, mas também relacionadas à situação física representada e ao comportamento mecânico dos materiais envolvidos. No caso específico dos materiais modelados, foi assumido um comportamento compatível com suas características físicas, dado se tratarem de materiais metálicos, no entanto, optou-se por uma representação simplificada para o comportamento de plasticidade, considerando somente o comportamento linear. Para os materiais analisados, foi escolhido um modelo de características lineares, sem plasticidade, portanto, o comportamento elástico é mantido mesmo para

condições de tensão que superem os limites de plastificação dos materiais envolvidos. Isso significa que não existem mudanças no comportamento dos materiais ou na geometria local quando se ultrapassa o limite de plasticidade. Normalmente o fenômeno de plastificação em metais implica em uma redução expressiva nos valores de tensão, seja por mudanças no comportamento mecânico do material, seja por mudança na geometria.

Isaacson et al. (1995) afirmaram que o MEF requer que o modelo esteja de alguma forma engastado, estabelecendo as condições de contorno. Sendo assim, neste mesmo artigo, ao realizar um experimento contiveram todos os movimentos do fio no braquete do incisivo, permitindo movimento somente no sentido mesiodistal no molar. Baseados nessa idéia, para o engaste dos modelos analisados neste experimento, o fio foi fixado dentro do braquete do incisivo simulando uma fixação deste ao incisivo lateral inferior, restringido assim seu deslocamento em todas as direções e solto dentro do tubo do molar.

Cada modelo foi construído com uma dobra específica quanto à posição, ou seja, quatro dobras em “V”, em diferentes posicionamentos (1/3 posterior, 1/3 anterior, centrada e 1/5 posterior), de acordo com trabalhos realizados anteriormente (Mulligan, 1979a; Burstone, Koenig, 1988; Ronay, 1989; Demange, 1990). Esses posicionamentos foram escolhidos também porque conseguimos uma grande variedade de movimentos dentários bastante específicos e importantes para a maioria dos planos de tratamento quando lançamos mão desse tipo de dobra. A correlação entre localização da dobra e o sistema de forças foi analisado por Mulligan (1979a, 1979b e 1980) e citado por Burstone & Koenig em 1988, quando eles afirmaram que a dobra em “V” produz sistemas de força inteiramente diferentes, dependendo do posicionamento do ápice da dobra. Opinião corroborada por

Gjessing (1992), pois afirmou que o posicionamento mesiodistal da dobra em “V” tem grande impacto na distribuição das forças e momentos nos segmentos anterior e posterior. Ronay et al. (1989) acrescentaram que momentos e forças são criados de acordo com a composição e dimensões do fio e a forma da dobra, sua posição e angulação. Já os valores absolutos de M e F diminuem de maneira expressiva ao aumentar a distância interbraquete (Oliveira, 2005). Entretanto o conceito de que a posição da dobra na distância interbraquetes é crucial para o sistema de força, quer seja entre dois dentes ou entre duas unidades separadas por uma grande distância, pois ela pode criar diferentes combinações de forças e momentos, dependendo de sua localização é partilhado por muitos autores além desses (Hart et al., 1992; Isaacson et al., 1993a; Raymond, Siatkowski, 1994; Oliveira, 2000; Burstone, 2002, Kojima, Fukui, 2006). Essas mudanças, às vezes sutis, da variação de posição da dobra podem levar à alterações importantes nos sistemas de força desejados, podendo causar conseqüências clínicas significativas, até mesmo podendo inverter o sistema de força desejado inicialmente.

Quando a dobra encontra-se no centro da distância interbraquetes, os momentos são iguais na magnitude e opostos no sentido, a força vertical por sua vez é pouco expressiva. Quando a mesma dobra está localizada aproximadamente em 1/3 da distância total, o momento no dente mais distante foi reduzido praticamente a zero e há uma força intrusiva. Se ela estiver a uma distância ainda menor de um dos suportes, dois momentos de magnitudes diferentes são criados, porém com a mesma direção; o mais próximo terá um momento maior que o mais distante. Quanto mais próximo o dente estiver da dobra em “V” vertical, mais sujeito estará à extrusão. Estas relações são verdadeiras, e independentes do tamanho da distância interbraquetes, embora uma força maior seja requerida para que se tenha o mesmo

valor de momento quando a distância é menor, uma vez que o momento é igual à força multiplicada pela distância ($M = F \times D$).

Os resultados visíveis após a ativação destas dobras resumidamente são: na dobra no terço posterior ocorre um posicionamento mais posterior, e lingualizado do molar com relação à posição inicial, enquanto o incisivo intrui; com a dobra no terço anterior ocorre intrusão do molar, extrusão no incisivo, além de uma pequena vestibularização do mesmo; na dobra centrada as forças se anulam, ocorrendo somente os momentos, neste caso o molar distaliza e o incisivo vestibulariza. Com a dobra no quinto posterior ocorre um posicionamento mais posterior, e lingualizado do molar com relação à posição inicial; enquanto o incisivo intrui e lingualiza (Mulligan 1979a; Mulligan, 1979b; Burstone, Koenig, 1988; Ronay et al., 1989; Demange, 1990).

A utilização de forças de menor intensidade e contínuas é uma preocupação antiga (Steiner, 1932; Stuteville, 1938; Reitan, 1960; Gianelly, 1969; Baumrind, 1969; Storey, 1973; Karanth, Shetty, 2001). Em todas as quatro dobras, de acordo com o ensaio realizado com o tyodont para obtenção das informações necessárias, as forças de inserção situaram-se em torno de 62,2g, o que pode ser corroborado no MEF por vários estudos que procuraram “validar” ou comparar a realidade clínica com os resultados obtidos como, por exemplo, o trabalho de Jones et al., 2001. Portanto, a força encontrava-se dentro dos limites aceitáveis sugeridos por diversos autores: Burstone (1977) recomendou a utilização de 25g de força de intrusão no incisivo central superior e metade desse valor para incisivo inferior; Marcotte (2003) utilizou 15g por incisivo inferior (60g no segmento anterior), para intruí-los, porém ele também citou que a mesma gera uma força extrusiva no segmento posterior de igual magnitude. Outros autores como Isaacson et al. (1993b)

e Lindauer et al. (2001) usaram forças semelhantes. A utilização de forças de grande magnitude e em especial de longa duração podem, por sua vez, causar alterações teciduais inclusive necrose (Gianelly, 1969; Proffit, 2007), embora outras variáveis, presentes no sistema de forças, como direção ou ponto de aplicação, possam afetar o movimento ótimo ou ideal dos elementos dentários (Reitan, 1960; Burstone, 1977).

A magnitude das forças, e as alterações que estas causam no LPD tem sido investigadas de diversas formas, a várias décadas (Steiner, 1932; Gianelly, 1969; Baumrind, 1969) inclusive por meio do MEF (Tanne et al., 1987; Tanne et al., 1989; Tortamano, Vigorito, 1998; Jones et al., 2001; Geramy, 2002).

Ciente, porém, de que a magnitude da força isoladamente não é capaz de controlar o tipo de movimento dentário, Tanne et al. (1989) creditavam à relação M/F, de acordo com essas variáveis, uma maior importância.

Na figura 38 é possível observar a forma do fio quando da sua imediata inserção no tubo do molar e no braquete do incisivo, ou seja, a figura mostra o deslocamento sofrido pelo fio ao sair da posição inicial (dobra não ativada), onde existem dois segmentos de reta que variam de tamanho conforme a posição da dobra, para a posição final de ativação. O que clinicamente equivaleria à ativação do fio, quando ele sairia da posição inicial (dois segmentos retos) e sofreria o deslocamento até a posição de ativação, no caso deste experimento a imagem de deslocamento final. Esta posição da mola deformada ou ativada (deformação inicial do fio), que equivale à condição inicial do tratamento, e corresponde à situação final do presente trabalho de análise em elementos finitos, dá provavelmente partida aos eventos biomecânicos que são possíveis com essa dobra.

Embora não se esteja analisando diretamente deformação, uma vez que se trata de mapas de cores ou resultados específicos de deslocamento; levando-se

em consideração que matematicamente a deformação é a derivada do deslocamento e sendo correto afirmar que a deformação é proporcional ao deslocamento, pode-se fazer tais considerações.

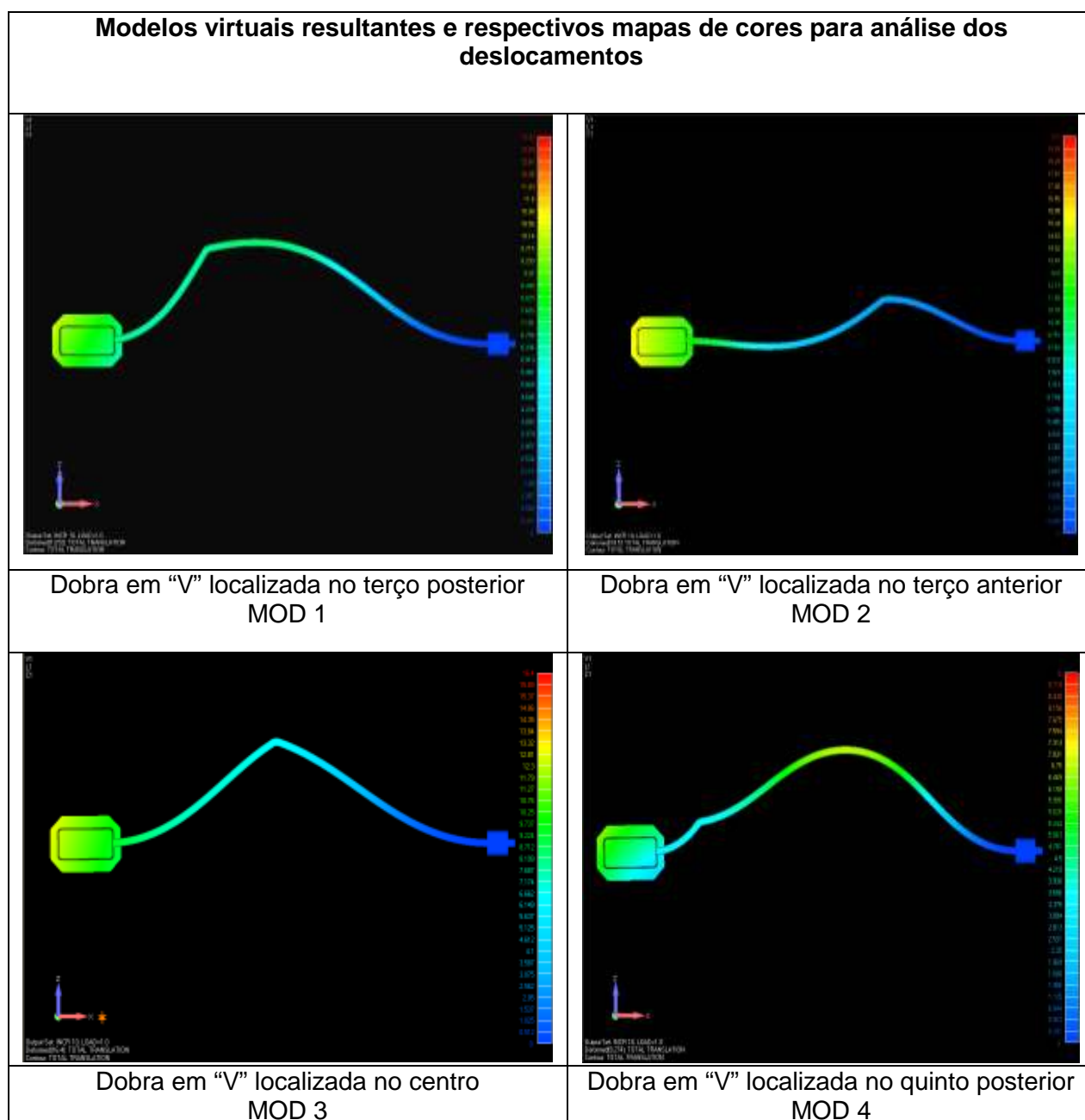


Figura 38 - Imagem dos deslocamentos com mapa de cores.

Na figura 39 é possível a visualização das tensões de von Mises nos quatro modelos quando da ativação da dobra. A análise qualitativa comparativa de diferentes posicionamentos da dobra em “V”, no sentido anteroposterior, por meio do MEF foi escolhida por possibilitar a observação do comportamento em particular proporcionado por cada posicionamento da dobra e que permite na clínica resultados tão diversos entre si. No MOD 1 as tensões parecem concentrar-se na região próxima ao tubo do molar, enquanto no MOD 2 pode ser visualizada uma concentração considerável na região da dobra. O modelo 3 apresenta as tensões distribuídas em três áreas: na dobra, na entrada do tubo e do braquete. No MOD 4 há uma área maior de tensões próxima ao tubo do molar, embora seja possível visualizar tensões consideráveis próximas ao braquete e na região da dobra.

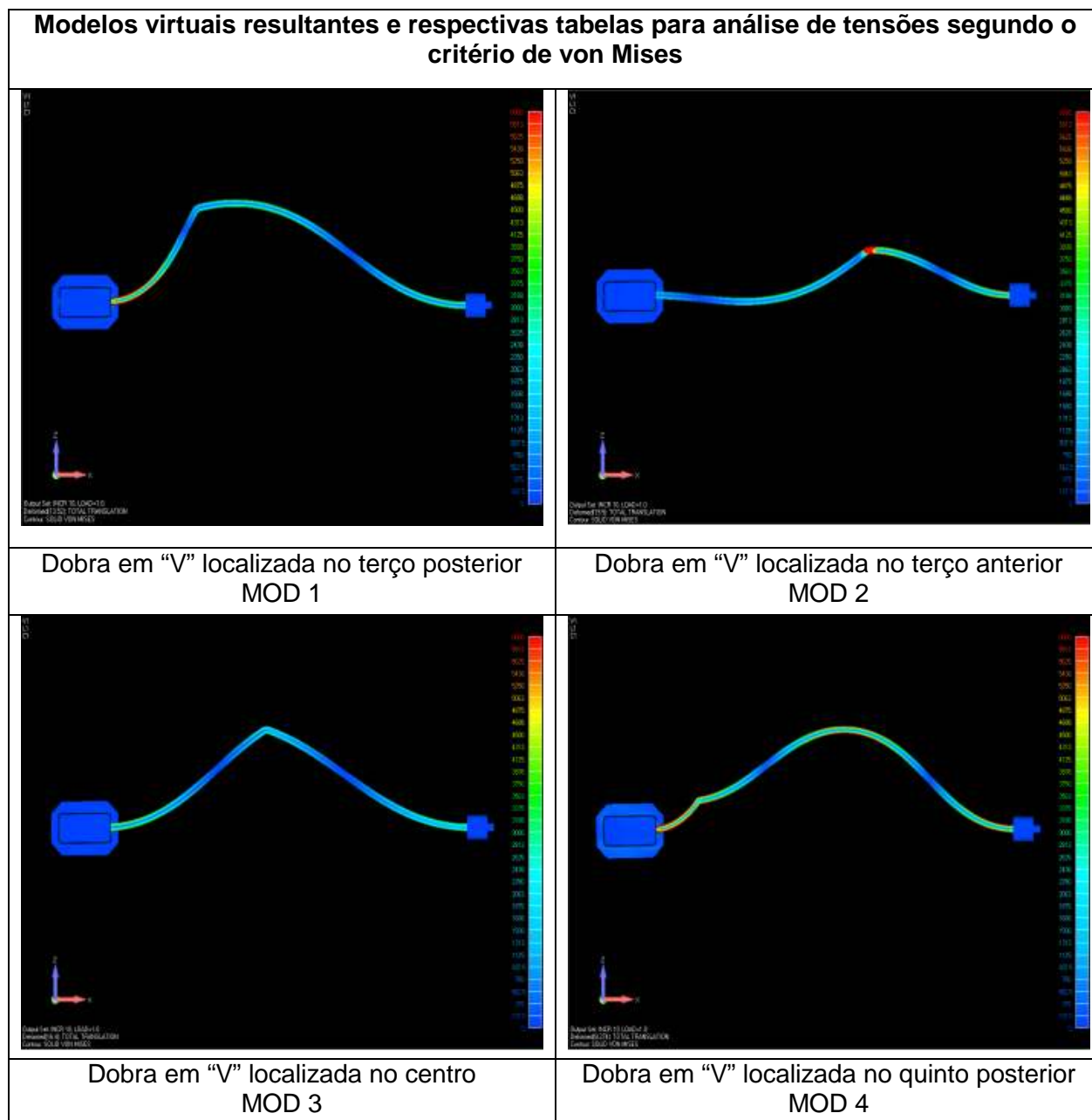


Figura 39 - Tensão de von Mises.

As tensões de von Mises encontradas na figura 39, apresentadas em concentrações e localizações diversas em cada dobra, corroboram a idéia de que o posicionamento da dobra altera completamente o sistema de forças criado em cada modelo, como já havia sido visto na figura 38.

A análise de estruturas complexas por meio da subdivisão do objeto de estudo em um número finito de unidades menores, característica do MEF, torna-o

ainda mais interessante por permitir a visualização desde todo o modelo analisado, como nas figuras anteriores, até um elemento ou nó específico.

Lançando mão desse recurso, enquanto nas figuras 38 e 39 as imagens traziam o modelo com o sistema completo (tubo, braquete e fio), onde foi possível observar especial o deslocamento em cada modelo, a consequente deformação do fio, e as tensões de von Mises geradas por todo esse sistema; nas próximas figuras 40 a 43, as imagens focalizam determinadas áreas do modelo de acordo com as tensões geradas por cada um deles na figura 39, ou regiões de interesse determinado inicialmente.

A figura 40 traz imagens mais detalhadas da região onde aparentemente há maior concentração de tensões de von Mises de cada modelo de acordo com as imagens da figura anterior (figura 39). Os MOD 1,3 e 4 apresentaram áreas de tensão de von Mises próximas à entrada do tubo do molar, embora em concentrações diferentes: o MOD 4 com uma área mais extensa de tensões mais altas, em seguida o MOD 1 e por último o MOD 3. O MOD 2 mostra detalhes da região da dobra, onde possivelmente fica a maior concentração de tensões, de acordo com a figura anterior.

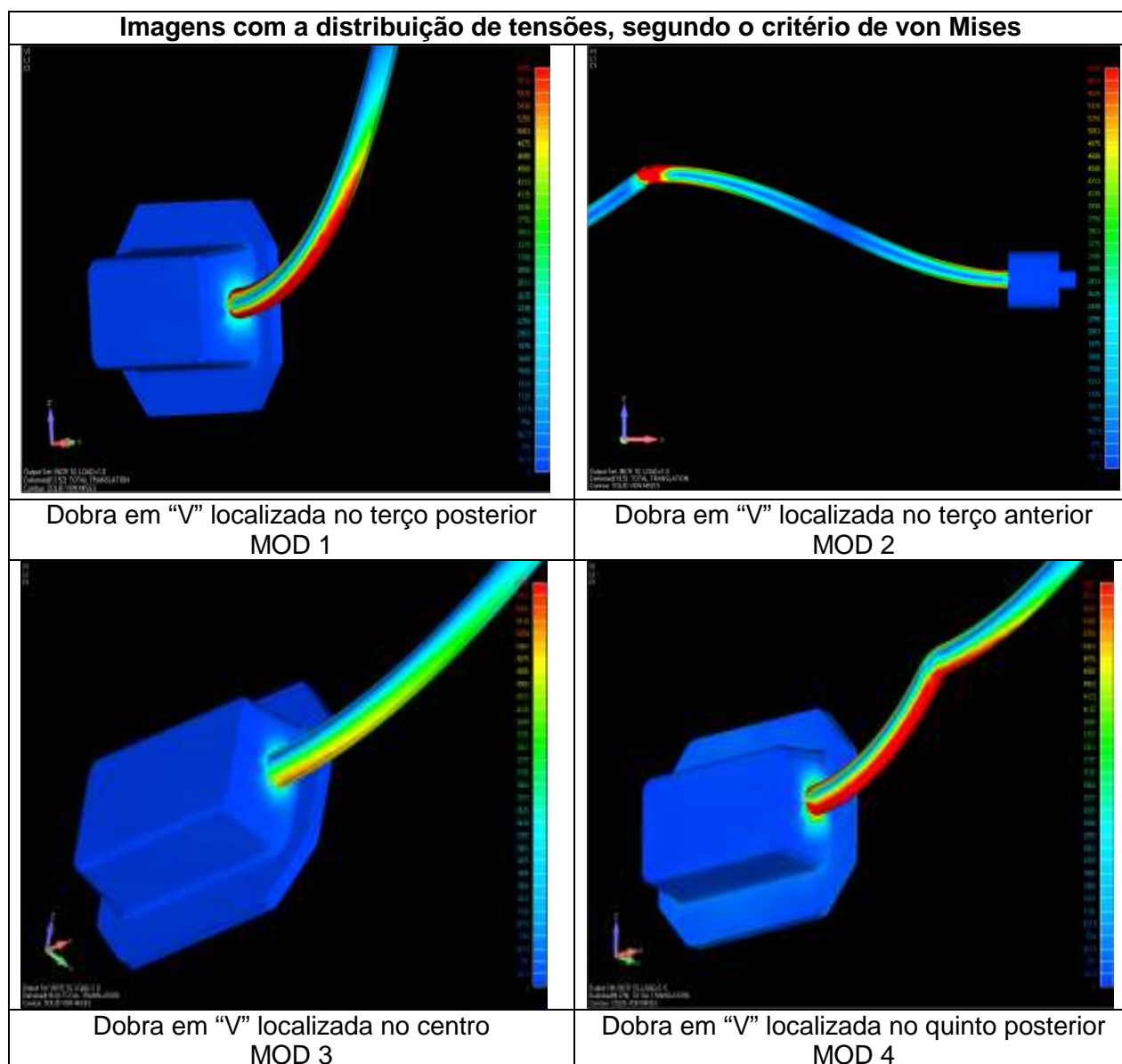


Figura 40 - Tensões de von Mises

A figura 41 traz as imagens de concentração de tensões de von Mises próximas à entrada do tubo do molar, não levando em consideração se aquela região apresenta as maiores concentrações de tensão da dobra. É quase uma repetição da figura anterior, exceto pelo fato de no MOD 2 ser possível observar que de fato há áreas de tensão bastante reduzidas nesta região.

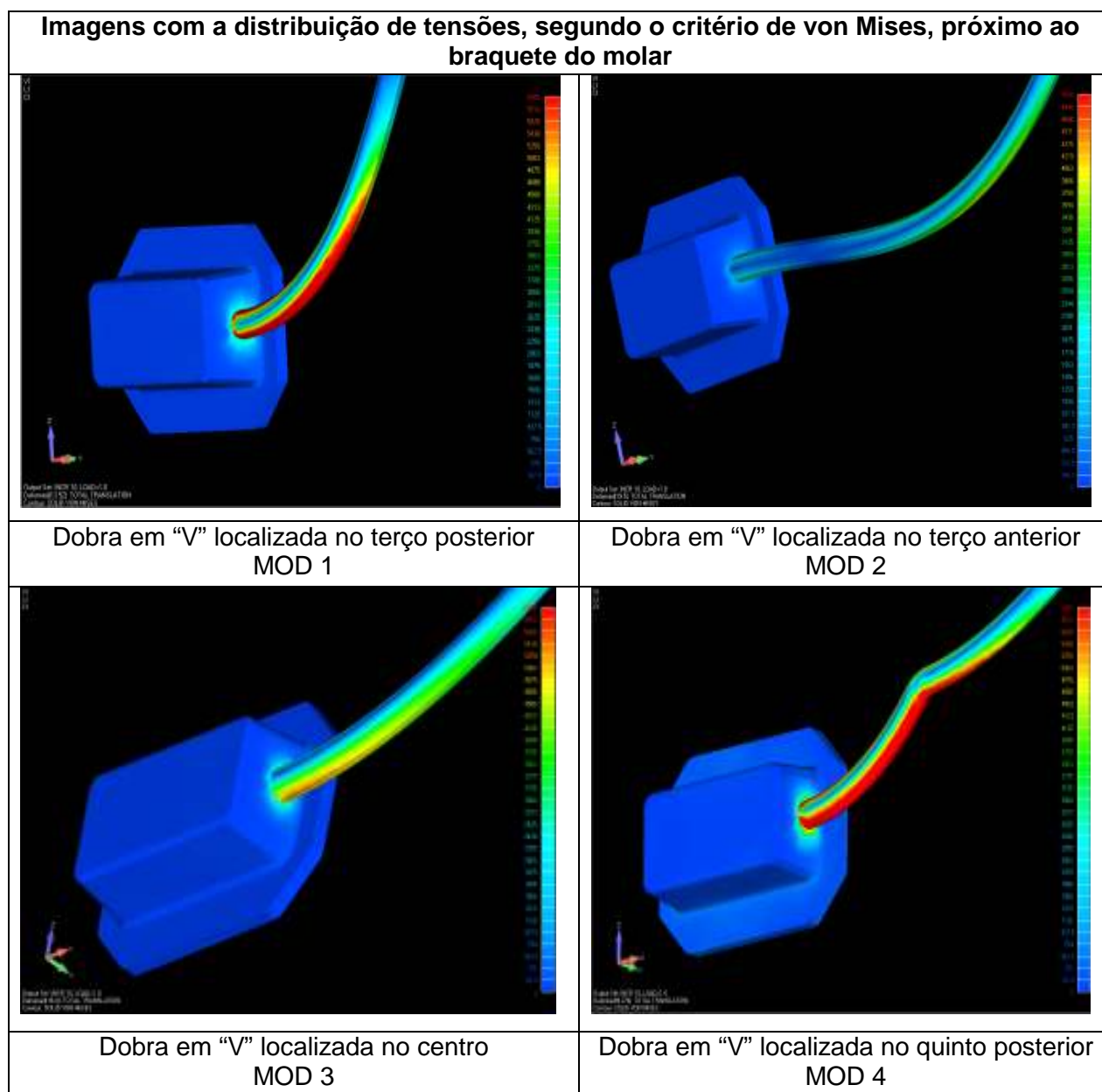


Figura 41 - Tensões de von Mises próximas à entrada do tubo do molar.

Na figura 42 há imagens da região da dobra de cada modelo para que se pudesse comparar a formação de tensões, sua concentração para se ter uma idéia do nível de sollicitação de cada uma e a possibilidade de ocorrer falha no ponto crucial do sistema, ou seja, a própria dobra. No MOD 1 e MOD 3 esta região do modelo não parece ser muito sollicitada, enquanto no MOD 2 e MOD 4 possivelmente é a área mais sollicitada.

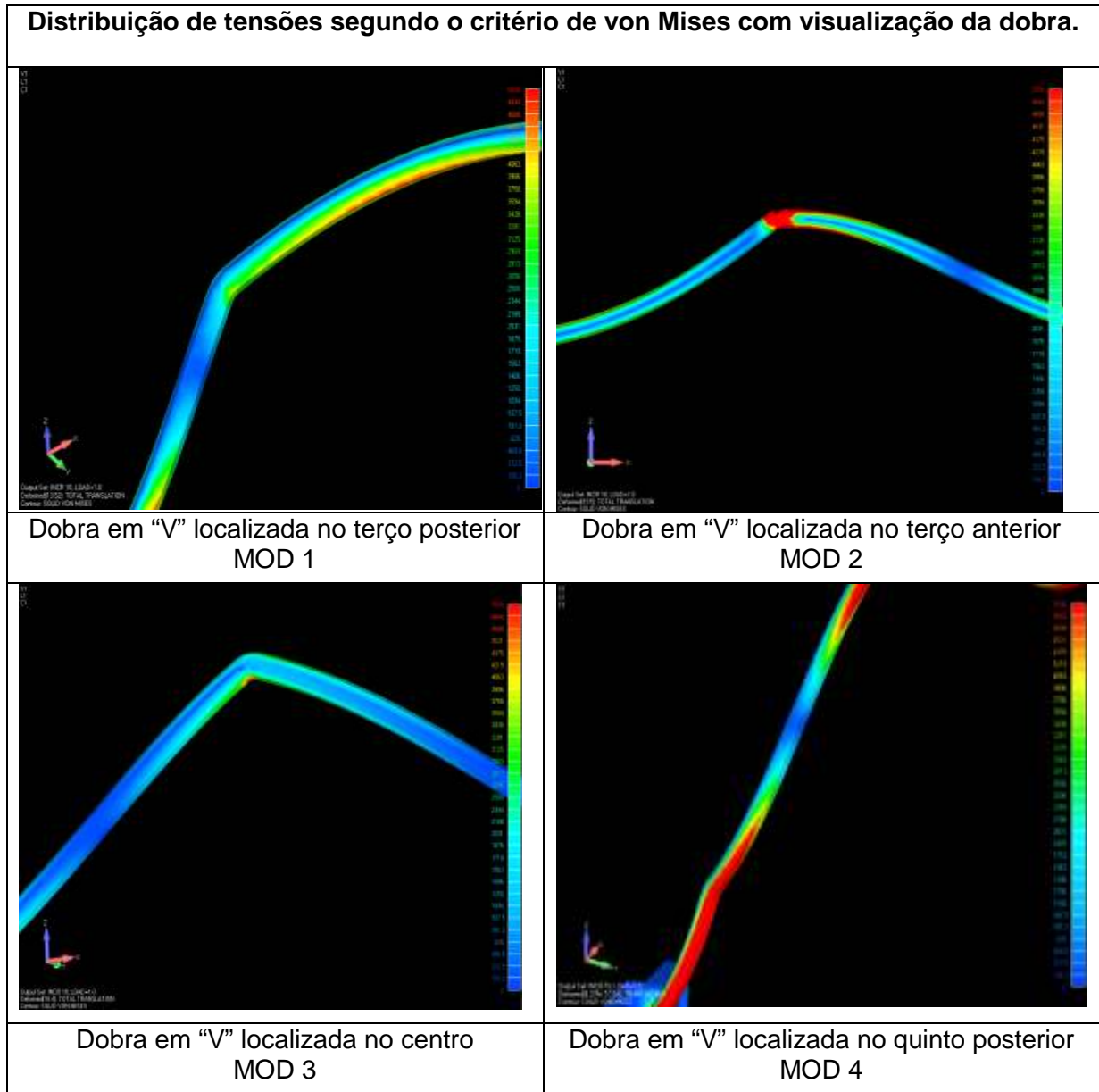


Figura 42 - Tensões na região da dobra.

A figura 43 traz detalhes da região anterior do sistema, onde pode-se observar que as dobra que aparentemente concentram maior tensão próximo à região do braquete do incisivo estavam nos MOD 2 e MOD 4, embora seja possível visualizar as tensões no MOD 1 e MOD 3.

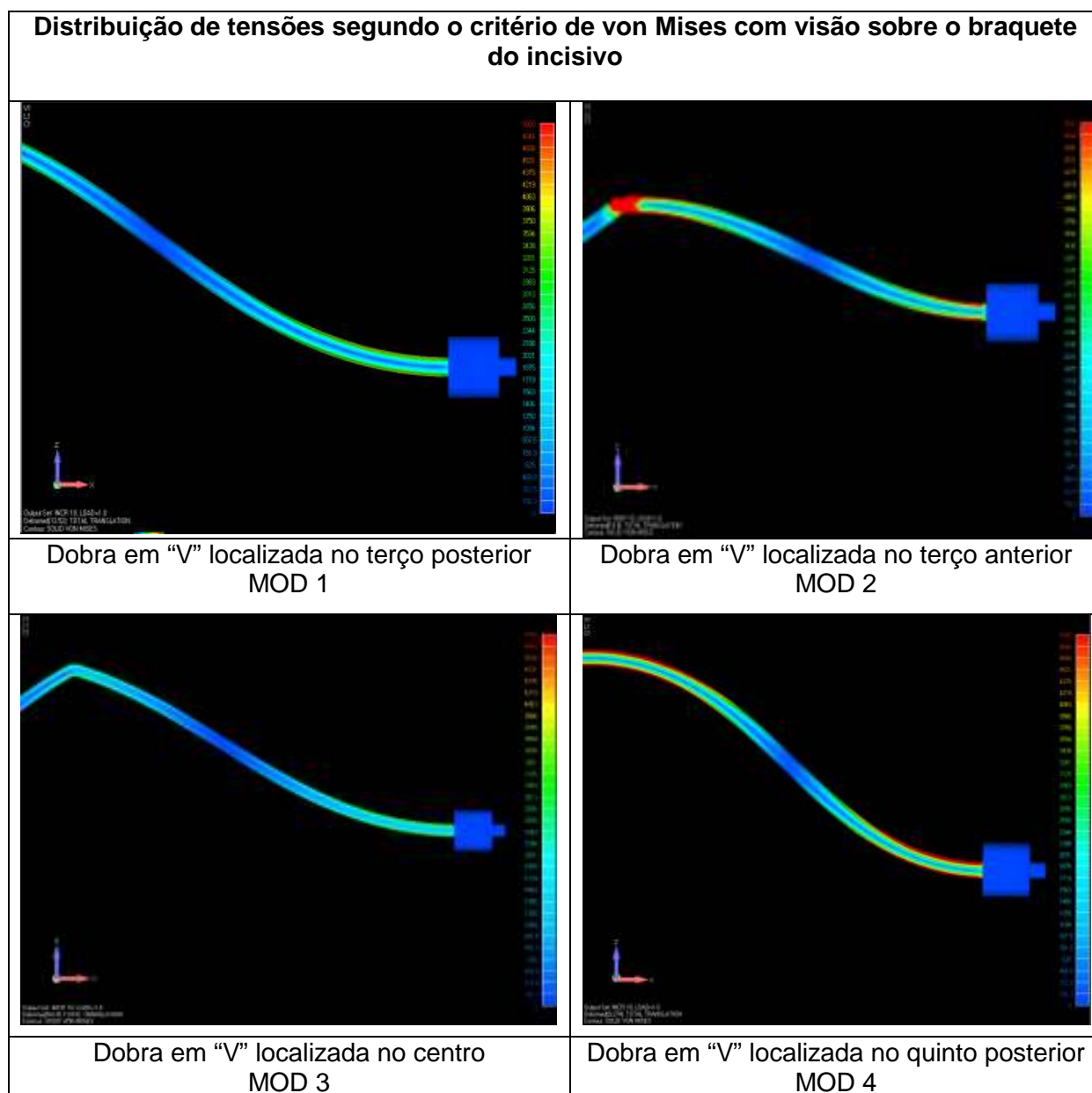


Figura 43 - Tensões próximas ao braquete do incisivo.

O arco com dobra em “V” foi escolhido por ser um arco de construção aparentemente simples, com resultados bastante satisfatórios clinicamente, quando é empregado o conhecimento biomecânico tridimensional sobre o qual esta técnica segmentada foi desenvolvida. Porém a aparente simplicidade não se confirmou quando foi realizada uma rodada inicial de análise investigativa, havendo dificuldades de convergência do modelo por consequência de suas características

inerentes de não linearidade, o que implicou em simplificações já explicitadas neste trabalho, conforme item 4.2.1.2. A situação biomecânica real, que ocorre no arco dentário, foi transformada em um modelo linear 3D. Essa abordagem facilita a representação geométrica 3D, porém do ponto de vista do MEF ocorreu a necessidade de impor um conjunto de condições de contorno adicionais, a fim de manter a estabilidade geométrica da montagem, como, por exemplo, a utilização de um tubo com slot redondo (item 4.2.1.2). No entanto, essas condições e simplificações restringiram o deslocamento do modelo, gerando concentrações de tensão com valores mais altos que as tensões normalmente existentes na clínica; dessa forma todas essas simplificações no modelo colaboraram para que valores máximos de tensões muito altos, na ordem de 6.000 MPa fossem encontrados. As simplificações foram adequadas para a convergência, porém resultaram em tensões máximas excessivas e, portanto, as distribuições de tensões devem ser vistas qualitativamente, como proposto.

O importante é, em qualquer modelo, representar os detalhes suficientes para que a análise pretendida tenha o nível de precisão desejado. Para que esse objetivo básico seja alcançado é adequado que se trabalhe com uma equipe multidisciplinar. Para Lotti et al. (2006a) inúmeros trabalhos com diferentes aplicações e objetivos podem ser realizados por meio do MEF, sendo para isso necessária a interação entre os profissionais das diferentes áreas envolvidas, para a viabilização das pesquisas, tendo sido esse o caso desta pesquisa.

Embora a proposta deste trabalho tenha sido analisar qualitativamente o comportamento mecânico da dobra em “V” nos quatro modelos gerados em diferentes posicionamentos no sentido anteroposterior e não se tenha estabelecido uma correlação direta entre os resultados obtidos e os movimentos dentários

observados na clínica (como, por exemplo, onde a tensão proporcionará vestibularização ou intrusão); os deslocamentos, deformações e tensões de von Mises analisados parecem de fato corroborar com trabalhos anteriormente realizados (Mulligan, 1979a; Mulligan, 1979b; Burstone, Koenig, 1988; Ronay et al., 1989; Demange, 1990; Gjessing, 1992; Hart et al., 1992; Isaacson et al., 1993a; Raymond, Siatkowski, 1994; Kojima, Fukui, 2006) no tocante à capacidade desta dobra de criar diferentes sistemas de forças, levando à situações distintas e variáveis. Parece claro que o posicionamento da dobra modifica completamente o formato do fio o que, pode-se imaginar, contribui para que cada dobra apresente resultados tão diferentes quando utilizadas. Cumpre assim o papel o que lhe foi designado, de ser mais um recurso do qual o profissional pode lançar mão na busca incessante pela obtenção de resultados mais eficientes.

A realização de novos estudos mais complexos que possam confirmar ou questionar esses resultados é um passo natural para que se entenda a biomecânica envolvida na interação da dobra em “V” com todo o arsenal ortodôntico disponível e seu real significado nos tratamentos que a utilizam.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e discutidos, frente ao método de pesquisa aplicado, consideradas suas limitações, e revisão da literatura pertinente; parece lícito concluir, de acordo com a proposta deste trabalho:

a) quanto aos deslocamentos;

- a ativação da dobra em “V” (mola deformada) por meio da carga aplicada pelo deslocamento do fio de sua posição original (não ativada) possibilita conformações diferentes para cada tipo de dobra, partindo dos dois segmentos de reta iniciais.

b) quanto à análise das tensões segundo o critério de von Mises;

- nos modelos com dobra no 1/3 posterior (MOD 1) e no 1/5 posterior (MOD 4) as áreas que parecem concentrar as maiores tensões localizam-se na região da entrada do tubo do molar, sendo possível visualizar uma área de concentração um pouco maior no MOD 4.
- no modelo com dobra no 1/3 anterior (MOD 2) visualizou-se as maiores tensões na região da dobra, embora a região distal do braquete do incisivo tenha uma concentração de tensão considerável.
- no modelo com dobra centrada (MOD 3) as tensões parecem estar distribuídas basicamente em 3 pontos: entrada do tubo e do braquete e região da dobra.

REFERÊNCIAS¹

- Alves Filho A. Elementos finitos: a base da tecnologia CAE. 3a ed. São Paulo: Érica; 2005.
- Armstrong MM. Controlling the magnitude, direction, and duration of extraoral force. *Am J Orthod*. 1971 Mar;59(3):217-23.
- Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis. *Am J Orthod*. 1969 Jan;55(1):12-22.
- Black GV. Descriptive anatomy of the Human teeth [book on the Internet]. Philadelphia: Wilmington Dental Manufacturing Co; 1890 [cited 2008 may 27]. Available from: [http://ia340906.us.archive.org/3/items/descriptiveanato00blaciala / descriptiveanato00blaciala.pdf](http://ia340906.us.archive.org/3/items/descriptiveanato00blaciala/descriptiveanato00blaciala.pdf)
- Brantley WA. Ligas trabalhadas e trefiladas. In: Anusavice KJ. Phillips: materiais dentários. Traduzido por Alessandro Dourado. 11a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 587-618.
- Buranastidporn B, Hisano M, Soma K. Effect of biomechanical disturbance of temporomandibular joint on the prevalence of internal derangement in mandibular asymmetry. *Eur J Orthod*. 2006; 28(3): 199-205.
- Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending - the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988 Jan;93(1):59-67.
- Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod*. 1974 Mar;65(3):270-89.
- Burstone CJ, Van Steenberg E, Hanley KJ. A moderna mecânica edgewise e a técnica do arco segmentado. São Paulo: Santos; 2003. p. 3-11.
- Burstone CJ. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: Graber TM, Vanarsdall RL. Ortodontia: princípios e técnicas atuais. 3a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. p. 228-57.
- Burstone CJ. Deep overbite correction by intrusion. *Am J Orthod*. 1977 July;72(1):1-22.
- Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod*. 1966;36(2):99-120.
- Burstone CJ. The rationale of the segmented arch. *Am J Orthod*. 1962 Nov;48(11):805-21.

¹ De acordo com o Manual para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Camargo RZB. Análise comparativa pelo método dos elementos finitos bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior sobre rebordo residual ascendente distal e descendente distal [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

Del Pozo R, Tanaka E, Tanaka M, Kato M, Iwabe T, Hirose M et al. Influence of friction at articular surfaces of the temporomandibular joint on stresses in the articular disk: a theoretical approach with the finite element method. *Angle Orthod.* 2003;73(3): 319-27.

Demange C. Equilibrium situations in bend force systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990 Oct;98(4):333-39.

Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod.* 2002;24(1):21-33.

Gianelly AA. A técnica bidimensional - teoria e prática. [S.l.]: GAC International; 2001.

Gianelly AA. Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. *Am J Orthod.* 1969 Jan;55(1):5-11.

Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992 Feb;101(2):120-31.

Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios Ortodônticos. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2001;6(4):103-14.

Hart A, Taft L, Greenberg SN. The effectiveness of differential moments in establishing and maintaining anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992 Nov;102(5):434-42.

Holberg C, Mahaini L, Rudzki I. Analysis of sutural strain in maxillary protraction therapy. *Angle Orthod.* 2007;77(4):586-94.

Huang HK, Ledley RS. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. *J Dent Res.* 1969 Jan-Feb;48(1):32-7.

Hyung SY, Hyoung SB, Sang JS, Kee DK, Young SC. *Eur J Orthod.* 2007;29(1):118-25.

Isaacson RJ, Lindauer SJ, Conley P. Responses of 3-dimensional arch wires to vertical V-bends: comparisons with existing 2-dimensional data in the lateral view. *Semin Orthod.* 1995 Mar;1(1):57-63.

Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK. Activating a 2X4 appliance. *Angle Orthod.* 1993;63(1):17-24.

Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK. Moments with the edgewise appliance: Incisor torque control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993 May;103(5):428-438.

Isaacson RJ, Lindauer SJ. Closing anterior open bites: the extrusion arch. *Semin Orthod.* 2001 Mar;7(1):34-41.

- Isaacson RJ. Creative arch wires and clinical conclusion. *Semin Orthod.* 1995 Mar;1(1):55-6.
- Jayade V, Annigeri S, Jayade C, Thawani P. Biomechanics of torque from twisted rectangular archwires. *Angle Orthod.* 2007;77(2):214-20.
- Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod.* 2001;28(1):29-38.
- Karanth HSD, Shetty VS. Comparative study of various intrusive arches. *J Ind Orthod Soc.* 2001;34:82-91.
- Kinzinger GSM, Diedrich PR. Biomechanics of a distal jet appliance. *Angle Orthod.* 2008;78(4):676-81.
- Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Sept;130(3):275.
- Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 oct;130(4):452-9.
- Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res.* 1968;47(3):427-32.
- Lindauer SJ, Isaacson RJ, Britto AD. Three-dimensional force systems from activated orthodontic appliances. *Semin Orthod.* 2001 Sept;7(3):207-14.
- Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Junior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006a mar-abr;11(2):35-43.
- Lotti RS, Mazzeiro ET, Landre Junior J. A influência do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento de retração inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006b maio-jun;11(3):41-54.
- Marcotte MR. *Biomecânica em Ortodontia.* 2a ed. São Paulo: Santos; 2003.
- Mori M, Ueti M, Matson E, Saito T. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intraradicular fundido - Método do elemento finito. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1997;11(2): 99-107.
- Mulligan TF. Common sense mechanics Part 1. *J Clin Orthod.* 1979a Sept;13(9):588-94.
- Mulligan TF. Common sense mechanics Part 2. *J Clin Orthod.* 1979b Oct;13(10):676-83.
- Mulligan TF. Common sense mechanics Part 8. *J Clin Orthod.* 1980 Apr;14(4):265-72.

Nouer PRA, Rondelli CEM, Watanabe P, Miyamura ZY, Tavano O, Lima YBO. Arco extrabucal com inserção palatina conjugado com placa expansora encapsulada: considerações biomecânicas tridimensionais. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2004 mar-abr;9(2 Supl):5-20.

Oliveira EJ. *Biomecânica avançada no controle de efeitos colaterais em Ortodontia*. Belo Horizonte: autor; 2005. p. 15-98.

Oliveira EJ. *Biomecânica básica para ortodontistas*. Belo Horizonte: Fundação Biblioteca Nacional; 2000.

Panigrahi P, Vineeth V. Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *Angle Orthod*. 2009;79(4):668-75.

Proffit WR. *Ortodontia contemporânea*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2007. p. 307-32.

Raymond E, Siatkowski DMD. Force system analysis of V-bend sliding mechanics. *J Clin Orthod*. 1994 Sept;28(9):539-46.

Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod*. 2007 June;29:219-24.

Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod*. 1960 Dec;46(12):881-900.

Roberts WW, Chacker FM, Burstone CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod*. 1982 Mar;81(3):177-84.

Rocha IJPB. *Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radulares – método dos elementos finitos [tese]*. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2000.

Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *Am J Orthod*. 1977 Oct;72(4):414-21.

Ronay F, Kleinert W, Melsen B, Burstone CJ. Force system developed by V bends in an elastic orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989 Oct;96(4):295-301.

Rubo JH, Souza EAC. *Métodos computacionais aplicados à Bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implante*. *Rev. FOB*. 2001;9(3-4):97-103.

Sakima MT, Sakima PRT, Sakima T, Gandini Junior LG, Pinto AS. A técnica do arco segmentado de Burstone. In: Oliveira EJ. *Biomecânica básica para ortodontistas*. Belo Horizonte: Fundação Biblioteca Nacional; 2000. p.153-98.

Santos VMA. *Abfração e a análise das tensões cervicais de um modelo tridimensional do incisivo central inferior pelo método dos elementos finitos [tese]*. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2000.

Santos VMA. *Representação físico geométrica do incisivo central inferior, análise das curvas de tensões, deformações e deslocamento resultantes de carregamentos distribuídos axialmente, e discussão teórica da metodologia empregada pelo método dos elementos finitos em modelos tridimensionais [dissertação]*. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 1995.

- Sasaki A, Takeshita S, Publico AS, Moss ML, Tanaka E, Ishino Y et al. Finite element growth analysis for the craniofacial skeleton in patients with cleft lip and palate. *Med Eng Phys.* 2004 Mar;26(2):109-18.
- Selna LG, Shillingburg Junior HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures – axisymmetric and plane stress idealizations. *J Biomed Mater Res.* 1975 Mar;9(2):237-52.
- Shellhart WC. Equilibrium clarified. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995 Oct;108(4):394-401.
- Shimizu RH, Staszak KR, Shimizu IA, Ambrosio AR, Maruo H. Abordagem biomecânica da alça T para fechamento de espaços com a técnica do arco segmentado de Burstone: relato de caso clínico. *Rev Clin Ortodon Dental Press.* 2004 jun-jul;3(3):51-60.
- Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss JB. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: Biomechanics of the three-piece base arch appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995 Feb;107(2):136-43.
- Silva MG. Influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e do número de implantes na distribuição de tensões em mandíbula edentada posterior-análise em elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.
- Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984 Apr;85(4):294-307.
- Steiner CC. Force control in orthodontia. *Angle Orthod.* 1932;2(4):252-9.
- Storey E. The nature of tooth movement. *Am J Orthod.* 1973 Mar;63(3):292-314.
- Stuteville OH. A summary review of tissue changes incident to tooth movement. *Angle Orthod.* 1938;8(1):1-20.
- Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ, Sakuda M. Effect of moment to force ratios on stress patterns and levels in the PDL. *J Osaka Univ Dent Sch.* 1989 Dec;29:9-16.
- Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987 Dec;92(6):499-505.
- Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomechanics.* 1973 Sept;6(5):443-9.
- Tortamano A, Vigorito JW. Estudo da distribuição das tensões internas em incisivo central superior sob força ortodôntica de inclinação empregando o método dos elementos finitos. *Ortodontia.* 1998 jan-abr;31(1):47-53.
- Utley RK. The activity of alveolar bone incident to orthodontic tooth movement as studied by oxytetracycline-induced fluorescence. *Am J Orthod.* 1968 Mar;54(3):167-201.
- Vásquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod.* 2001;71(4):247-56.

Watanabe P, Nouer PRA, Garbui IU, Rondelli CEM. Desenvolvimento de tyodont fotoelástico para visualização de linhas de tensão de forças na técnica segmentada 2X4. Rev Assoc Paul Espec Ortodon Ortopedi Facial. 2004;2(1-4):126-135.

ANEXO A – FOLHA DE DISPENSA DO COMITÊ DE ÉTICA

*São Leopoldo Mandic
Centro de Pesquisas Odontológicas
Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê*

Campinas, 20 de Agosto de 2007.

A(o)

C. D. Jeane Pimentel Cosme

Curso: Ortodontia

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, NÃO SRÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2007/0162

Data entrada do Projeto: 20/7/2007

Data da Reunião do Comitê: 20/7/2007

Orientação por: Paulo Roberto Aranha Nouer

Projeto: *ARCO CONTÍNUO COM DOBRA EM "V" EM SISTEMA 2X4 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA POR MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS*

Cordialmente,


Prof. Dra. Sônia Vieira
Presidente do Comitê de Ética e Pesquisa