MARA LÚCIA RICARTE LEME

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS NA ALÇA EM “T” DURANTE O MOVIMENTO DISTAL DO CANINO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

CAMPINAS
2008

MARA LÚCIA RICARTE LEME

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS NA ALÇA EM "T" DURANTE O MOVIMENTO DISTAL DO CANINO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

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

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof Dr Paulo Roberto Aranha Nouer

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

L551a

Leme, Mara Lúcia Ricarte.
Análise das tensões geradas na alça em “T” durante o movimento distal do canino pelo método dos elementos finitos / Mara Lúcia Ricarte Leme. – Campinas: [s.n.], 2008.
62f.: il.

Orientador: Paulo Roberto Aranha Nouer.
Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Movimentação dentária. 2. Fios ortodônticos. 3. Dente canino. 4. Ortodontia. I. Nouer, Paulo Roberto Aranha. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

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

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: "**ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS NA ALÇA EM "T" DURANTE O MOVIMENTO DISTAL DO CANINO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS"** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: Ortodontia 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

Deus

“Concedei-me a serenidade para aceitar as coisas que eu não posso modificar coragem para modificar as coisas que posso e a sabedoria necessária para diferenciá-las. Mas concedei-me, sobretudo, persistência para não desistir do que penso estar certo...”

Ao meu esposo LUÍS LEME, que esteve ao meu lado, me apoiando com palavras de incentivo, carinho e atenção e a minha filha GIOVANNA, que veio abrilhantar a minha vida.

Aos meus pais JOÃO MELO (in memmorian) e ALTIVA PERES, a vocês que me ensinaram a viver com princípios de fé, dignidade e responsabilidade.

Aos meus irmãos FERNANDO E FÁBIO, os quais eu amo profundamente e espero estar dando bons exemplos.

Aos meus COLEGAS de curso, que durante três anos tornaram possíveis muitos momentos inesquecíveis e principalmente aqueles que deixaram de ser colegas para serem verdadeiros AMIGOS, em especial a minha afilhada FABIANE LOULY.

AGRADECIMENTO AOS MESTRES

Os professores que se tornam “mestres” não são necessariamente os que sabem mais, mas aqueles que dão o máximo de si e nos olham nos olhos com amizade e humanismo. Não há modo de ensinar mais forte e suave do que o exemplo.

Meu agradecimento:

Prof Dr Paulo Roberto Aranha Nouer

Prof Dra Vânia M Aranha dos Santos

Prof Dr Darcy Flávio Nouer

Profª Dra. Ivana Uglik Garbui

Prof Dr João Sarmento Pereira Neto

Prof Carlos Eduardo Montenegro Rondelli

Profª Carmen Sílvia Basso Leite de Mello

Profª Maria Beatriz Borges de Araújo Magnani

Profª Jussara Marinho Dias Frasson

RESUMO

Em alguns casos, a extração de pré-molares torna-se necessária e o fechamento de espaços pode ser conseguido através de uma retração em massa, uma retração de caninos ou ainda a combinação de ambos. Este trabalho propôs-se a analisar as tensões resultantes na alça T submetida à 6 mm de ativação (deslocamento da extremidade direita da alça) durante o movimento distal do canino, utilizando quatro tipos de fios ortodônticos 0,017”x0,025” de diferentes marcas comerciais e material, por meio da metodologia dos elementos finitos. Os resultados demonstraram que, entre os materiais utilizados o fio Permachrome necessitou da maior força de ativação, seguido pelos fios Elgiloy blue, Remanium e TMA. Estes resultados mostram que a força resultante está diretamente relacionada ao módulo de elasticidade dos materiais utilizados, pois para a mesma distância percorrida pela alça T nos quatro tipos de materiais o que possui menor módulo de elasticidade necessitou da menor força e desenvolveu a menor tensão de von Mises que os demais.

ABSTRACT

In some cases, the extraction of pre-molar becomes necessary, and the closing of spaces can be reached through a mass retraction, a retraction of canines or still the combination of both. This work considered to analyze the resultant tensions in the T-loop submitted to a 6 mm activation (displacement of the right extremity of the loop) during the distal movement of the canine, being used four types of orthodontic wires 0,017" x 0,025" of different commercial brands and material, by applying the methodology of the finite elements. The results have shown that, among the used materials the Permachrome wire needed higher force of activation, followed by the Elgiloy Blue wire, Remanium and TMA. These results show that the resultant force is directly related to the elasticity module of the used materials. Therefore for the same distance covered by the T-loop in the four types of materials the one that had minor elasticity module needed lesser force and developed the lesser von Mises tension than the others.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Tabela 1 - Fios ortodônticos. 28
Figura 1 - Modelo desenvolvido em CAD - visão frontal e lateral da forma e dimensão da alça em “T” sem ativação, utilizando fio ortodontico 0,017” x 0,025” 30
Figura 2 - Modelo tridimensional da alça em T, sem ativação, nas visões A - frontal e B - isométrica 31
Figura 3 - Modelo tridimensional da alça em T, sem ativação, nas visões C - lateral e D - superior 31
Figura 4 - Modelo sólido tridimensional da alça em T, sem ativação e com a malha de elementos finitos 32
Figura 5 - Malha do modelo da alça em T com refinamento da suas respectivas malhas, nos ângulos 32
Tabela 2 - Propriedades físico-mecânicas dos fios ortodônticos 33
Figura 6 - Ilustração da alça em T no arco dental. Imagem da: mola na posição neutra (passiva) para ser ativada por meio de sua inserção no tubo vertical do canino. Imagem b: ativação da mola, após sua inserção no tubo 34
Figura 7 - Visão frontal da malha do modelo da alça em T, sem ativação, com o engaste em sua porção posterior, à esquerda e seu deslocamento planejado em sua porção anterior, a direita 35
Figura 8 - Visão isométrica da malha do modelo da alça em T, sem ativação, com o engaste em sua porção posterior, a esquerda e seu deslocamento planejado em sua porção anterior, a direita 35
Tabela 3 - Resultados do materiais: Remanium, Permachrome,TMA e Elgiloy blue. 36
Figura 9 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Remanium. 37
Figura 10 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Remanium 37
Figura 11 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Remanium. 37
Figura 12 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Remanium. 37
Figura 13 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Remanium. 38
Figura 14 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Remanium. 38

Figura 15 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Remanium. 38
Figura 16 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Remanium. 38
Figura 17 - Tensões de von Mises. Fio Remanium. 39
Figura 18 - Tensões de deslocamento. Fio Remanium. 39
Figura 19 - Tensões de von Mises. Fio Remanium. 39
Figura 20 - Tensões de deslocamento. Fio Remanium. 40
Figura 21 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Permachrome. 40
Figura 22 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Permachrome. 40
Figura 23 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Permachrome. 41
Figura 24 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Permachrome. 41
Figura 27 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Permachrome. 42
Figura 28 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Permachrome. 42
Figura 29 - Tensões de von Mises. Fio Permachrome. 42
Figura 30 - Tensões de deslocamento. Fio Permachrome. 42
Figura 31 - Tensões de von Mises. Fio Permachrome. 43
Figura 32 - Tensões de deslocamento. Fio Permachrome. 43
Figura 33 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio TMA. 43
Figura 34 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio TMA. 43
Figura 35 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio TMA. 44
Figura 36 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio TMA. 44
Figura 37 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio TMA. 44
Figura 38 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio TMA. 44
Figura 39 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio TMA. 44
Figura 40 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio TMA. 44
Figura 41 - Tensões de von Mises. Fio TMA. 45
Figura 42 - Tensões de deslocamento. Fio TMA. 45
Figura 43 - Tensões de von Mises. Fio TMA. 45
Figura 44 - Tensões de deslocamento. Fio TMA. 45
Figura 45 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Elgiloy Blue. 46
Figura 46 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Elgiloy blue 46
Figura 47 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Elgiloy Blue. 46
Figura 48 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Elgiloy Blue. 46
Figura 49 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Elgiloy blue. 47
Figura 50 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Elgiloy Blue 47

Figura 51 - Tensões de von Mises modelo deformado. Fio Elgiloy Blue. 47
Figura 52 - Tensões de deslocamento - modelo deformado., Fio Elgiloy Blue. 47
Figura 53 - Tensões de von Mises. Fio Elgiloy Blue. 48
Figura 54 - Tensões de deslocamento. Fio Elgiloy blue. 48
Figura 55 - Tensões de von Mises. Fio Elgiloy blue. 48
Figura 56 - Tensões de deslocamento. Fio Elgiloy blue. 48
Figura 57 - Grupo I - Remanium 49
Figura 58 - Grupo II - Permachrome 49
Figura 59 - Grupo III - TMA 50
Figura 60 - Grupo IV - Elgiloy Blue 50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C/D - Carga/Deflexão	- indicação da proporção da carga liberada para a deflexão sofrida pelo fio
CAD	- Computer Aided design
Gable	- Dobra introduzida no fio para produzir um momento
M/F	- Momento/força
TMA	- Titanium Molibdenium Alloy

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 12

2 REVISÃO DA LITERATURA 15

3 PROPOSIÇÃO 27

4 MATERIAL E MÉTODO 28

4.1 Material 28

4.2 Método 28

4.2.1 Geometria 30

4.2.2 Propriedades dos Materiais 33

4.2.3 Carregamento 33

4.2.4 Condições de Contorno 34

5 RESULTADOS 36

6 DISCUSSÃO 53

7 CONCLUSÃO 58

REFERÊNCIAS 59

ANEXO A – FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA 62

1 INTRODUÇÃO

A maloclusão há muito tempo tem sido pesquisada por ser um problema de grande relevância e, desde então, o homem vem tentando corrigir essa desordem oclusal. Angle (1912, 1928) considerado o pai da ortodontia, na última década do século XIX, classificou as maloclusões e definiu, de maneira simples, a oclusão normal e suas variações baseando-se na relação oclusal dos primeiros molares. A extração dentária foi reintroduzida na ortodontia na década de 1930, por Tweed (1941), que criou o primeiro método para estabelecer um critério para a extração dentária, conseguindo com isso melhores resultados e menor grau de recidiva após o tratamento.

O motivo pelo qual é indicada a extração dentária, na maioria dos tratamentos ortodônticos, é camuflar problemas moderados de Classe II e III quando sua correção se torna impossível por não mais ocorrer mudanças no crescimento mandibular e, ao mesmo tempo, conseguir espaço para o alinhamento dos incisivos apinhados, sem criar protusão excessiva.

O espaço conseguido com a extração dentária tem a finalidade de se obter: a) mesialização do segmento posterior; b) retração do segmento anterior; c) retração do segmento posterior e anterior e d) retração de canino seguido de alinhamento dos dentes, por meio de forças extra ou intrabucais. A isto, somam-se os componentes de ancoragem, permitindo maior ou menor deslocamento de um bloco dentário em direção ao outro.

O fechamento de espaço pode ser obtido distalizando-se inicialmente o canino ou em massa (caninos e incisivos). Quando a ancoragem é crítica indica-se

inicialmente a retração dos dentes caninos, seguido pela retração dos incisivos, visto que desta forma necessita-se menor magnitude de força do que aquela necessária para o movimento em massa.

Durante o fechamento de espaços em Ortodontia, para a obtenção de maior eficiência clínica, deve ser aplicados os princípios da Biofísica do movimento dental, identificando e quantificando os sistemas de forças e dessa forma favorecendo as respostas clínicas e histológicas proporcionadas pelos dispositivos utilizados. Para essa fase da terapêutica ortodôntica, pode-se fazer o emprego de alças ortodônticas incorporadas ao arco contínuo ou ao arco segmentado.

O sistema de forças produzido por alças ortodônticas depende de algumas variáveis, como: secção transversal do fio, liga metálica do fio, dimensões da alça, conformação da alça quando pré-ativada, posicionamento desta no espaço interbraquetes e amplitude de ativação. O controle deste sistema de forças é imprescindível para a otimização da movimentação dentária induzida, onde a magnitude da força aplicada e sua direção, a proporção M/F, e a constância desses fatores são importantes variáveis que podem ser determinadas pelo ortodontista durante o tratamento (Burstone, 1982).

É possível observar que a análise das tensões em dentes, sempre despertou interesse dos pesquisadores por ser de grande importância o domínio das relações físico-biológicas em qualquer tratamento reabilitador. Há muitos anos vem se buscando por meio de pesquisas cada vez mais completas e complexas examinar, após a aplicação de cargas, a distribuição das tensões, deformações e deslocamentos em modelos experimentais, capazes de simular os resultados obtidos numa infinidade de aplicações odontológicas. E, dentre as metodologias

utilizadas com finalidade biomecânica, a metodologia dos elementos finitos vem se destacando por oferecer resultados seguros e confiáveis (Santos, 1995, 2000).

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar as tensões geradas na alça T durante o movimento distal do canino, empregando quatro tipo de fios ortodônticos, utilizando a metodologia de elementos finitos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Angle (1912,1928) Classificou as maloclusões e definiu, de maneira simples, a oclusão dos primeiros molares, onde a cúspide mésio-bucal do primeiro molar superior repousa no sulco bucal do primeiro molar inferior e se os dentes ocluem no arco de maneira alinhada resultará em uma oclusão ideal.

Tweed (1936) insatisfeito com seus resultados clínicos admitiu a possibilidade de extrações dos primeiros pré-molares superiores e inferiores em seu planejamento ortodôntico. Passou então a defender a necessidade do posicionamento dos dentes e de suas inclinações axiais corretas, revolucionando a Ortodontia da época.

Tweed (1941) idealizou o preparo de ancoragem inferior que posiciona os dentes de resistência em uma situação mecanicamene favorável. Isto consiste na inclinação das coroas dos dentes posteriores inferiores para a distal , sem que ocorra mesialização das raízes.

Em 1952, Storey & Smith, ao estudarem o movimento distal de caninos superiores em seres humanos afirmaram que a força ideal a ser aplicada para a sua distalização, deve girar em torno 150 g a 200 g. E que, abaixo deste valor, praticamente, não existe movimentação canina e acima (400 g a 600 g) ocorreria um movimento da unidade de ancoragem primeiramente, o molar, até a diminuição da força, quando cessa o movimento da ancoragem e inicia o do canino. Observaram também que o movimento dos dentes é proporcional à área de contato do dente com o osso, sendo do canino para o molar de 3:8.

Joule (1960) realizou uma pesquisa clínica onde utilizou arcos seccionais com alças de Bull em fios de aço inoxidável 0,021"x 0,025" para a retração individual de caninos. Esta alça normalmente tem altura média de 8 mm para o arco maxilar e 6,5 mm para o arco mandibular e está localizada há 1,5 mm para distal em relação ao bráquete do canino. A ativação da alça deve ser de 1 mm, com intervalos de três semanas entre as ativações. Após a retração do canino, um arco contínuo de 0,021" x 0,025" é colocado, no qual são alinhados e nivelados.

Burstone (1962) idealizou a técnica do arco segmentado propondo uma alça específica para a retração do canino e outra para a retração dos incisivos. Enfatizando o controle do sistema de forças, Burstone (1966) citou três fatores que poderiam determinar o sucesso ou não do tratamento ortodôntico: a proporção Momento/Força; a magnitude do Momento ou da Força, finalmente, a constância da Força ou do Momento. E ainda, preconizava quatro ativações a serem realizadas para a retração dos caninos, a saber: ativação distal, anti-inclinação, anti-rotação e intrusiva, tendo em vista que a força distal aplicada ao bráquete não coincidia com o seu centro de resistência.

Para Caputo et al. (1974), a razão de incorporar uma dobra *gable* em um fio é para produzir um momento, para que ocorra movimento em corpo do dente. Na retração individual de caninos, com arco segmentado, a dobra em *gable* deve ser de 45 graus a 60 graus e a força de retração não deve exceder 300 g.

Baeten (1975) testou dezessete técnicas de retração de caninos, com arcos segmentados, em um modelo embutido em resina fotoelástica. Suas análises mostraram que quanto mais complicada mecanicamente for a técnica de retração, menor sua efetividade. Embora as molas de Ricketts e Burstone tenham oferecido ampla variedade de ação na mecânica sem deslizamento, elas não puderam

fornecer o momento necessário para produzir um controle radicular efetivo, quando aplicada uma força horizontal de 150 g a 200 g.

Contudo, Burstone & Koening (1976) afirmaram que a fricção pode interromper completamente o movimento de translação e que as magnitudes de força não podem ser facilmente determinadas já que, a quantidade de fricção é relativamente desconhecida e imprevisível. Fatores no desenho da mola podem influenciar a força em rendimento e a razão Carga/Deflexão (C/D), pois o aumento da altura da mola e a colocação de hélices facilitam o emprego de magnitudes ótimas de força relativamente constante. A magnitude do momento é igual à força vezes a distância do braquete ao centro de resistência e com a dobra tipo *gable*, ocorre diminuição no índice de C/D mesmo quando construída com fio de aço inoxidável, tornando os níveis de Momento/Força (M/F) relativamente mais constantes.

Farrant (1977), ao comparar dezessete métodos de retração de caninos por meio de aparelhos fixos e bráquetes Edgewise, observou que a facilidade da retração do canino vai depender de sua inclinação axial em relação ao plano oclusal, ao tamanho do slot dos bráquetes e à espessura do fio usado. Caninos mesialmente inclinados verticalizarão quando um arco fino e flexível for colocado no bráquete do canino, se o arco não for deformado além do seu limite elástico. Uma vez inclinado para distal, existirá um ponto onde a fricção do bráquete formará, dois pontos de contato suficientes para o travamento do movimento. Portanto, para deslizar o canino quando ele já tiver atingido sua posição verticalizada, serão necessários um arco mais rígido e adaptação mais justa no *slot.* Verificou que nenhuma técnica de ortodontia é indicada para todas as situações pois possuem limitações. E concluiu que, o aparelho extrabucal (AEB) encaixado diretamente no arco e arcos

seccionados são as duas técnicas mais versáteis, porque com elas são possíveis os movimentos de corpo e inclinação.

Zienkiewicz (1977) relatou que provavelmente, o método do elemento finito na pesquisa seja o mais efetivo dos métodos numéricos usados nas soluções de estruturas complexas, com a ajuda dos computadores.

Burstone (1982) utilizando a alça T construída com fio beta titânio (TMA), propôs a filosofia de tratamento denominada Fechamento de Espaço Diferencial, que consistia na variação do sistema de forças entre o segmento posterior e o anterior. Enfatizava a quantidade de ativação distal, a centralização ou não da alça no espaço interbraquetes e a angulação diferencial entre os segmentos beta (distal) e alfa (mesial) da alça.

Charles et al. (1982) examinou problemas comuns na retração de caninos com a técnica Edgewise. Dividiu a retração em: a) ao longo do arco, subdividido em aplicação direta do AEB, aparelho J Hook e por tração intra-arco; b) com arco seccional. O aparelho J Hook deve ser usado quando não se quer perder ancoragem posterior, mas requer longos períodos de uso para atingir um modesto movimento. A retração de caninos por deslizamento no arco é mais rápida e simples do que com o aparelho J Hook, podendo ter problemas maiores com perda de ancoragem, engripamento, fricção, interferência oclusal ou vestibularização do canino. A retração com arcos seccionais não sofreu interferência do travamento ou fricção, sendo recomendado o uso de arcos retangulares pesados para manter o maior controle possível.

Okuno (1986) considerou que a aplicação de Física em Biologia e Medicina não é nova e tem desempenhado um papel essencial em recentes avanços nessas áreas e que, o estudo das ciências biológicas, médicas e

biomédicas está se tornado cada vez mais quantitativo em seus aspectos experimentais e teóricos, refletindo o uso nestes campos de pesquisa dos métodos e conceitos fundamentais desenvolvidos em Física, Química e Matemática. Além disso, o emprego de equipamentos e dispositivos desenvolvidos inicialmente para pesquisas físicas são essenciais para a obtenção de informações mais completas e precisas em experiências biológicas e diagnose médicas.

Kapila & Shadeva (1989) fizeram uma revisão de artigos descrevendo as propriedades mecânicas e aplicações clínicas do aço imaculado, cobalto-cromo, níiquel-titânio, beta-titânio, e dos fios trançados. Concluindo que os fios de aço imaculados possuem boa formabilidade, biocompatibilidade e estabilidade, dureza, resiliência e baixo custo. Os fios de Cromo-cobalto (Co-Cr) podem ser manipulados em um estado amolecido e então podem ser submetidos ao tratamento térrmico. Os fios de Nitinol possuem uma boa memória e baixa dureza, porém tem pobre formabilidade e solda. Fios de beta-titânio provêem uma combinação de memória adequada, dureza comum, boa formabilidade, e pode ser soldado a auxiliares. Fios trançados têm uma alta memória e baixa dureza quando comparado com os fios de aço imaculados sólidos.

Foi feito um estudo por Angolkar et al. (1992), onde os pesquisadores determinaram a força de degradação de molas de aço inox, cobalto-níquel-cromo (Elgiloy) e níquel titânio com uma máquina de teste universal, em oito períodos de tempo, variando de quatro horas a vinte e oito dias. Todas as molas mostraram gradativa redução de força. Seus experimentos mostraram que quando estendidas para gerar uma força inicial de 150 g a 160 g, a maior perda foi nas primeiras 24 horas; após 28 dias, a que mais perdeu força foi a de aço inox, com 21% e a que

menos perdeu foi a de NiTi, com 14,6%. Esta perda é menor do que a de elásticos de látex, com 20% a 30% e 74% com módulos elásticos sintéticos.

Dinçer & Iscan (1994) testaram arcos seccionais em 12 indivíduos, nos quais perceberam que o arco de retração de Gjessing retrai caninos em menor tempo e com menor quantidade de efeitos indesejados, principalmente na maxila. Enquanto o arco comum Edgewise com alça invertida de fechamento levou 7,75 meses, a mola de Gjessing levou uma média de seis meses.

Burstone et al. (1995) propuseram uma mola de retração em forma de “T”, feita com fio 0,017" x 0,025" de TMA (Titanium Molibdenium Alloy). A mola tem 7 mm de altura e 10 mm de comprimento. Quando uma força pura é aplicada na superfície vestibular de um incisivo por meio do bráquete, ocorre uma inclinação descontrolada da coroa para lingual e o ápice radicular para vestibular. Segundo os autores, para produzir uma inclinação controlada, com fulcro no ápice, uma força pura deve ser aplicada mais apicalmente, próximo à junção cemento-esmalte. A força necessária para produzir esse movimento de rotação deve estar localizada no centro de resistência, aproximadamente um terço do comprimento da crista alveolar à apical. O movimento da raiz, com uma força simples, pode ser produzida se esta passar por um ponto apical ao centro de resistência.

Santos (1995) mapeou um modelo em escala de um incisivo central inferior humano, em seções de 1mm à parte, em uma máquina de medir coordenadas. Uma análise por elementos finitos tridimensionalmente para determinação dos campos de deslocamentos, deformações e tensões foi efetuada. Os resultados obtidos indicaram um acúmulo de tensões na região de aplicação das forças, principalmente nos ângulos mesial e distal das camadas mais superiores, tensões menores na concavidade lingual e cervical da face vestibular. Os

deslocamentos e deformações resultantes foram no sentido apical, havendo consequentemente pequena expansão na face vestibular e leve contração na face lingual, causados por deslocamentos dos elementos finitos. As curvas de tensões, deslocamentos e deformações que ocorrem estão relacionadas às tensões internas resultantes das tensões de compressão aplicadas no referido modelo matemático.

Rinaldi & Johnson (1996) propuseram um mecanismo de mola que proporciona a opção de retrair a porção anterior, protrair a porção posterior, ou ambas. A mola segmentada aproxima a ação da força do centro de resistência dos dentes, diminuindo os efeitos colaterais de inclinação durante o movimento de fechamento de espaço. O método dos elementos finitos foi utilizado e com a atração recíproca dos segmentos, encontraram uma constante M/F aproximada de 11:1, com forças de 50 g a 450 g. Os autores afirmaram que com este mecanismo é possível fechar um espaço de aproximadamente 7 mm com uma única ativação.

De acordo com Melsen et al. (1997), onde foi avaliado o sistema de força aplicado em vinte cantilevers feitos no fio de aço inoxidável e vinte no fio de beta titânio (0,017” x 0,025” TMA) com um helicóide colocado excentricamente, preparados com dobras em volta de uma haste sendo inserido um helicóide de 3 mm de diâmetro externo. Os resultados foram expressos graficamente e a influência da modalidade do material e da ativação foi avaliada estatisticamente comparando o coeficiente da regressão. Como esperado a influência do material refletiu a rigidez relativa das duas ligas. A análise do sentido da força confirmou que a configuração sugerida do fio é útil para a aplicação de uma combinação pré-determinada da força horizontal e vertical. Isto foi confirmado por uma análise do elemento finito.

Kuhlberg et al. (1997) avaliou o efeito de posicionar descentralizado o sistema de força produzido pela alça T segmentado TMA 0,017”x0,025”. Uma alça T

foi desenhada para produzir momentos iguais e opostos na posição centrada. A mola foi testada em sete milímetros nas posições, centrado, 1, 2, e 3 milímetros na direção anterior do assessório e 1, 2 e 3 milímetros na direção posterior do assessório. A força horizontal, a força vertical, e os momentos alfa e beta foram medidos sobre seis milímetros da ativação da mola. Os resultados mostraram que a relação momento alfa/beta dependeu somente da posição da mola, e foi independente da ativação da mola. Concluindo que posicionar excentricamente as molas alça T eficazmente produz um momento consistente diferencial através da escala da ativação da mola.

Jien et al. (1999) propuseram um estudo onde os momentos e as forças produzidas por vários projetos da alça “T”, foram medidos pelo método dos elementos finitos. Observou-se que a dimensão vertical ou horizontal reduz a taxa da C/D e a sua relação do M/F. A ativação da dobra por meio do tratamento de calor resultou em reações opostos. Foi afirmado ainda que a Ortodontia depende muito do julgamento clínico baseado na experiência. Claramente, as aproximações rigorosas da engenharia foram necessárias para estudar as forças e os momentos gerados e identificar os fatores dominantes do projeto que podem ser usados para controlar o comportamento da mola.

Mazza et al. (2000), um programa de *software* para o uso na investigação das molas especializadas usadas na técnica segmentada do arco tem sido desenvolvido previamente e um exemplo de sua aplicação clínica foi mostrado. A finalidade deste estudo era avaliar maior confiabilidade do *software* por meio de quatro testes usando as molas alça T confeccionada no fio 0,017” x 0,025” TMA. Uma simulação numérica de uma condição determinada experimental relativa a uma alça T foi realizada em cada teste. Os resultados numéricos e experimentais foram

comparados e a precisão da ferramenta analítica foi avaliada em relação a uma variedade dos parâmetros da alça. Desde que a comparação entre resultados numéricos e experimentais mostrou o acordo bom ao longo da escala inteira da ativação da mola, a confiabilidade do *software* é suficiente para as finalidades clínicas da técnica segmentada do arco.

Santos (2000) propôs uma contribuição para com a etiologia das lesões cervicais não cariosas resultantes de forças biomecânicas, mais especificamente, a abfração. Realizou-se uma análise das curvas de tensões de tração, resultantes da aplicação de forças de compressão na superfície incisal de um modelo tridimensional por meio do método dos elementos finitos. O modelo foi composto pó 912 elementos sólidos conectados por 1360 nós e composto por dois materiais, dentina e ligamento periodontal com suas respectivas propriedades mecânicas. Um carregamento de compressão estático foi aplicado no sentido do longo eixo, com magnitude de 245N e distribuído entre 16 nós da superfície incisal do modelo. A imobilização do modelo para aplicação de forças foi obtida pela fixação dos nós correspondentes as paredes externas do ligamento periodontal, envolvendo toda a raiz e, portanto, considerando a estrutura óssea como rígida. As concentrações de tensões de tração permitiram concluir que podem estar relacionadas com a etiologia da lesão cervical não cariosa, abfração, e sugerem um vínculo entre a anatomia dental e o desenvolvimento de concentração de tensões de tração na área cervical.

Gurgel et al. (2001) revisaram alguns conceitos de propriedades e aplicação clínica das ligas ortodônticas: aço inoxidável, Aço inoxidável trançado, Cromo-cobalto, Níquel-Titânio, Níquel-Titânio estável (M-NiTi ou trabalhado à frio), fio trançado de M-NiTi, Níquel-titânio ativo, beta-titânio ou titânio molibdênio, Titânio nióbio e fios de resina e fibra de vidro. E concluíram que a opção pelo fio mais

adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de liga metálicas. Muitas seqüências de fios são sugeridas, mas torna-se prudente individualizar cada situação. As propriedades mecânicas da liga, a secção transversal e a distância interbraquetes é que ditarão a obtenção da força desejada.

Shimizu et al. (2002) afirmaram que conforme a secção transversal do fio, a intensidade de ativação e pré-ativações inseridas, essa alça gera magnitudes de força e de momento apropriadas para a retração do canino. Quando se utiliza a alça T construída com fio de aço inoxidável 0,017” x 0,025” deve-se ativar 1,0 mm ou 1,5 mm, pré-ativar 30 graus ou 40 graus e reativar quanto a alça estiver com 0,5 mm ou 0 mm de ativação. Dessa forma, inicialmente o dente se movimentará por inclinação controlada, seguido pelo movimento de translação e, finalmente, movimento de correção radicular.

Marcotte (2003) afirmou que a alça em T é bastante efetiva como alça para retração de caninos. Ela pode ser feita com um fio de aço inoxidável 0,018” x 0,025”. A alça é confeccionada, primeiramente no estado passivo, do tubo auxiliar do primeiro molar até o *slot* do canino. Na posição ideal dos dentes, deve-se lembrar que o *slot* do canino está levemente oclusal em relação ao tubo auxiliar do primeiro molar.

Ferreira et al. (2004) analisaram o desempenho de uma alça planar de retração ortodôntica com geometria complexa, através do método dos elementos finitos (M.E.F.) para utilização na mecânica segmentada dos arcos, confeccionada com liga de titânio-molibdênio (TMA) e com secção transversal 0,406mm x 0,559mm (0,016 X 0,022-polegadas) e 0,44mm x 0,44mm (0,0175 x 0,0175-polegadas). A alça analisada apresenta um delta central com uma circunvolução apical e inclinação nas

extremidades, a qual incorpora momentos iniciais. As análises foram realizadas por meio do M.E.F., utilizando elemento de viga bidimensional. São explorados aspectos importantes no que diz respeito aos esforços resultantes (forças, momentos, a relação momento/força, M/F, e as tensões resultantes, em repouso, aos 2N e aos 3,3N de força aplicada) após a ativação, conclui-se que não houve diferença significante para os valores médios de tensão em relação às secções transversais estudadas.

Viecilli (2006) avaliou uma alça T geometricamente modificada na liga 0,017" x 0,025" TMA, utilizando uma distância interbraquete de 23 mm e ativação de 6mm que foi projetada usando uma simulação executada com o software da alça (dHAL Orthodontic Software, Athens, Greece) para permitir a compensação para o efeito anterior da unidade-posição no sistema final da força. Os sistemas da força produzidos por esta mola alça T com e sem correção geométrica dos suportes tem diferenças significantes que devem ser consideradas em um aparelho de arco segmentado para fechamento de espaço. O efeito de degraus, ângulos e forças verticais foram combinadas. Os efeitos e os sistemas da força são estimativas baseadas em posições simplificadas dos centros da resistência, supondo o comportamento relativamente constante dos centros da rotação. Conclui-se que estas posições simplificadas puderam diferir ligeiramente do que acontece in vivo, o autor ainda sugeriu que o método dos elementos finitos ou um verificador exato da mola capaz de reproduzir as correções geométricas fossem usados para assegurar um sistema preciso da força.

Kojima (2007) observou os movimentos do dente produzidos por uma mola de retração de canino. Uma dobra *gable* e uma dobra anti-rotação foram incorporadas na mola do canino inicialmente inclinado e rotacionado. A força da

retração diminuiu e a relação momento/força aumentou depois que as hastes verticais se fecharam. Então a inclinação e a rotação inicial começaram a ser corrigidas. Em conseqüência o canino moveu-se quase em corpo após um período prolongado. Tais movimentos do dente não podem ser estimados do sistema inicial da força. A dobra *gable* diminui o movimento de inclinação, mas aumentou o movimento rotatório. Por outro lado a dobra anti-rotatória diminui o movimento rotatório mas aumentou o movimento de inclinação. Ou seja uma dobra diminui o efeito da outra, quando ambas as dobras foram incorporadas na mola.

Coimbra et al. (2008) avaliou o uso da simulação no computador para predizer a força e a torsão obtidas após ativação da alça em gota com 3 alturas. Setenta e cinco alças de retração foram divididas em 3 grupos de acordo com a altura (6,7 e 8 milímetros). As alças receberam uma tensão de carga com os deslocamentos de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 milímetros, e as forças e os torques resultantes foram gravados. As alças foram projetadas em AutoCad software (2005; Autodesk Systems, Alpharetta, GA) e a análise do elemento finito foi executada com o software (versão 7.0; Swason analysis System, Canonsburg, PA). A análise estatística do resultado do experimento mecânico foram obtidos pela ANOVA e Tukey post-hoc test ($P<.01$). O teste da correlação e o teste paralelo ($P<.05$) foram usados para comparar a simulação do computador com o experimento mecânico. Conclui-se que a simulação do computador predisse exatamente o comportamento mecânico de determinadas alças em gota de diferentes alturas e deve ser considerado uma alternativa para projetar dispositivos ortodônticos antes do tratamento.

3 PROPOSIÇÃO

Para promover um planejamento adequado e um trabalho dinâmico respeitando suas particularidades, é fundamental uma análise prévia do sistema de força com suas tensões, deslocamentos e deformações resultantes da aplicação de cargas que será utilizado. O presente estudo, por meio da metodologia dos elementos finitos teve como objetivo:

Analisar as tensões geradas na alça T durante o movimento distal do canino em quatro tipos de fios.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Foi analizado quatro tipos de fios como segue na tabela abaixo (tabela 1).

Tabela 1 - Fios ortodônticos.

TIPO DE METAL	DIMENSÃO DO FIO	FABRICANTES
Remanium (Aço)	0,017x0,025	Dentaurum
Permachrome (Aço)	0,017x0,025	3M/Unitek inc.
TMA	0,017x0,025	ORMCO inc.
Elgiloy Blue	0,017x0,025	RMO

4.2 Método

A metodologia utilizada foi o método dos elementos finitos em modelagem tridimensional de alça ortodôntica em T confeccionada com quatro tipos de materiais visando analisar as tensões resultantes após o deslocamento da extremidade direita da alça numa extensão simulada de 6 mm existente entre os dentes pré-molar e canino.

Estes modelos virtuais foram compostos por elementos finitos conectados por meio de nós, uns com os outros, formando a denominada malha de elementos finitos para a transmissão das tensões por todo o modelo discretizado. Por meio dos resultados obtidos pretende-se calcular a força de ativação e verificar a localização e a intesidade máxima de tensões internas encontradas nas estruturas além do

deslocamento nodal resultante. Os resultados quantitativos e qualitativos serão identificados por meio da escala de cores e valores segundo o critério de von Mises, após a aplicação de um carregamento estático na estremidade direita do modelo tridimensional.

Essa pesquisa foi desenvolvida na Fundação de Apoio à Capacitação em Tecnologia da Informação/FACTI fundação instituída em 1996 cuja principal atividade é a de dar apoio ao Centro de Pesquisas Renato Archer/CenPRA, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia,localizada em Campinas - SP. Possui uma infra-estrutura altamente especializada com a finalidade de desenvolver e implementar pesquisas junto a instituições, universidades, empresas e setores governamentais por meio de profissionais aptos a realizar atividades de consultoria e desenvolvimento em pesquisas científicas e tecnológicas.

Portanto, para a análise das tensões dos modelos tridimensionais de alça ortodôntica em T confeccionadas em diferentes tipos de materiais por meio do método dos elementos finitos foi utilizado o *software* NEi Nastran da Noran Engineering, Inc. em um computador *workstation* da Sun com processador Opteron 64 bits da AMD - Dual Core com 4 GB de memória RAM e 500 GB de Hard Disk existentes no CenPRA.

Foram adotadas as seguintes considerações básicas nos modelos estudados: a) geometria; b) propriedades dos materiais; c) carregamento; d) condições de contorno e apresentadas a seguir:

4.2.1 Geometria

O modelo tridimensional foi inicialmente projetado por meio de um programa de computador Computer Aided design (CAD) no qual foi simulado sua geometria segundo informações dos respectivos fabricantes, citados anteriormente na (tabela 1).

Abaixo, na figura 1, a imagem das alças em T, sem ativação, desenvolvida no CAD para posterior importação pelo *software* de elementos finitos NEi Nastran.

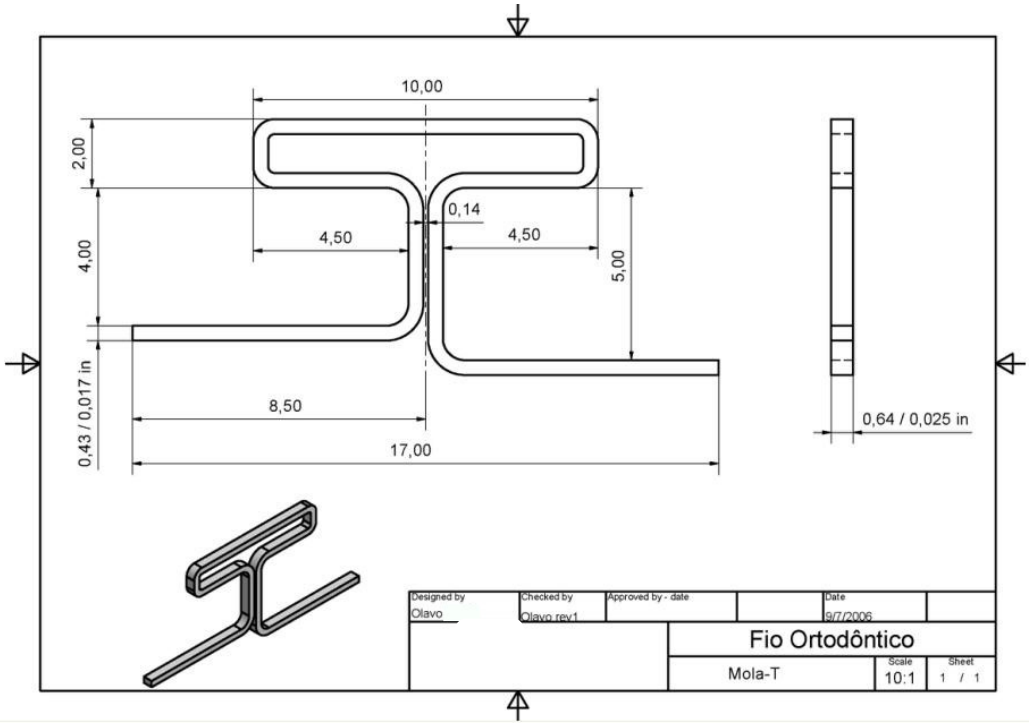

Figura 1 - Modelo desenvolvido em CAD - visão frontal e lateral da forma e dimensão da alça em “T” sem ativação, utilizando fio ortodontico 0,017” x 0,025”

Posteriormente, essa imagem foi importada para o computador por meio do *software* de elementos finitos, NEi Nastran para posterior discretização e análise por meio do método dos elementos finitos.

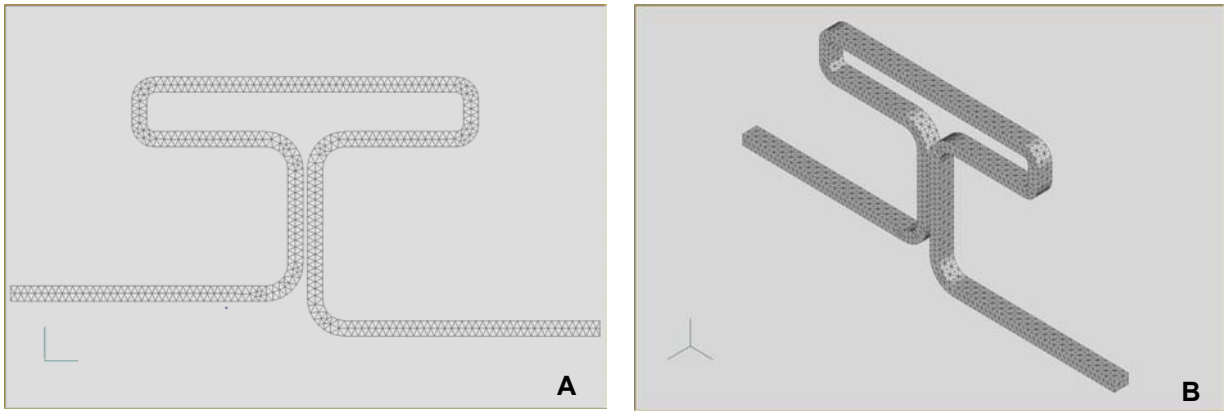

Figura 2 - Modelo tridimensional da alça em T, sem ativação, nas visões A - frontal e B - isométrica

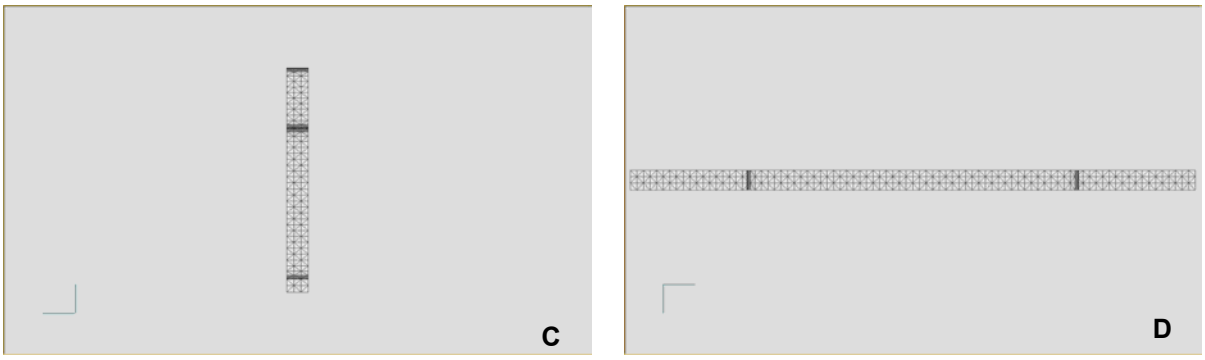

Figura 3 - Modelo tridimensional da alça em T, sem ativação, nas visões C - lateral e D - superior

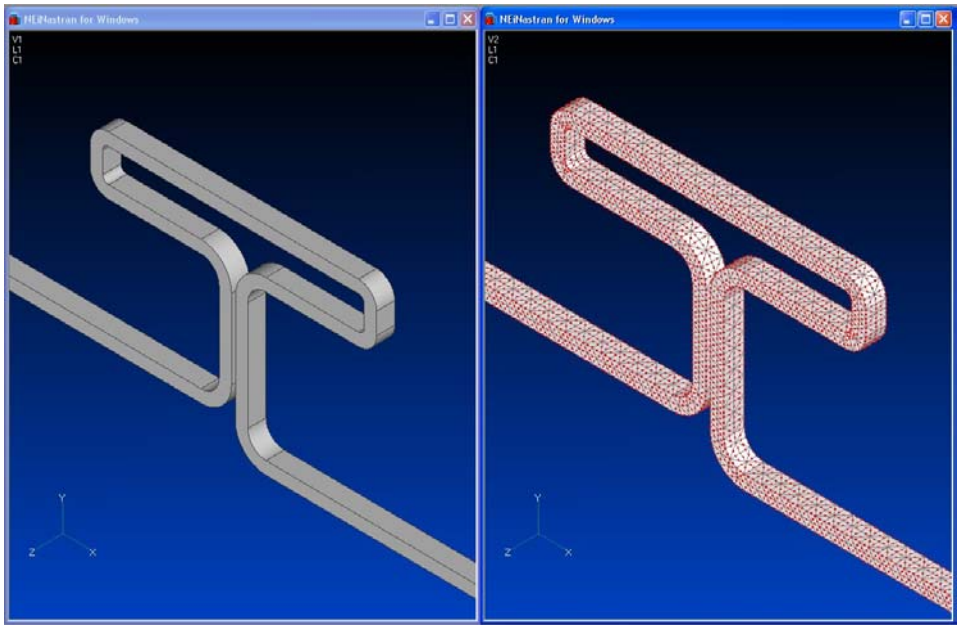

Figura 4 - Modelo sólido tridimensional da alça em T, sem ativação e com a malha de elementos finitos

A malha foi composta por 5662 elementos finitos conectados por 12.759 nós. Em seguida foi refinada nas regiões angulares por se caraterizarem como áreas de concentração de tensões.

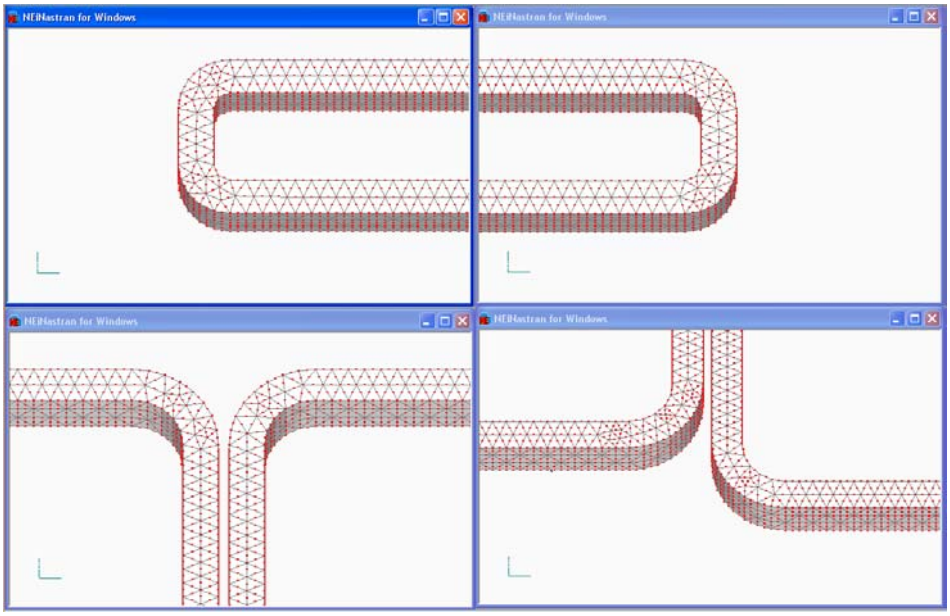

Figura 5 - Malha do modelo da alça em T com refinamento da suas respectivas malhas, nos ângulos

4.2.2 Propriedades dos Materiais

As propriedades mecânicas dos materiais utilizados seguem as informações dos respectivos fabricantes e estão apresentadas a seguir na tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades físico-mecânicas dos fios ortodônticos

MARCA COMERCIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE	COEFICIENTE DE POISSON	FONTE
Remanium (Aço)	170000N/mm2	0.29	Dentaurum
Permachrome (Aço)	193000-200000N/mm2	0.29	3M/Unitek inc.
TMA	55158.1N/mm2	0.35	ORMCO inc.
Elgiloy Blue	189.600N/mm2	0.22	RMO

Os modelos tridimensionais das alças em T foram considerados como sendo isométricos, lineares e homogêneos.

4.2.3 Carregamento

Nos modelos tridimensionais adotados, a porção anterior da mola foi tracionada no sentido horizontal, póstero-anterior, até alcançar a simulada região do braquete localizado no dente canino e assim, percorrendo uma distância pré-estabelecida de seis milímetros existente entre os dentes analisados (pré-molar ao canino) para uma avaliação das tensões resultantes após citado deslocamento (figura 6).

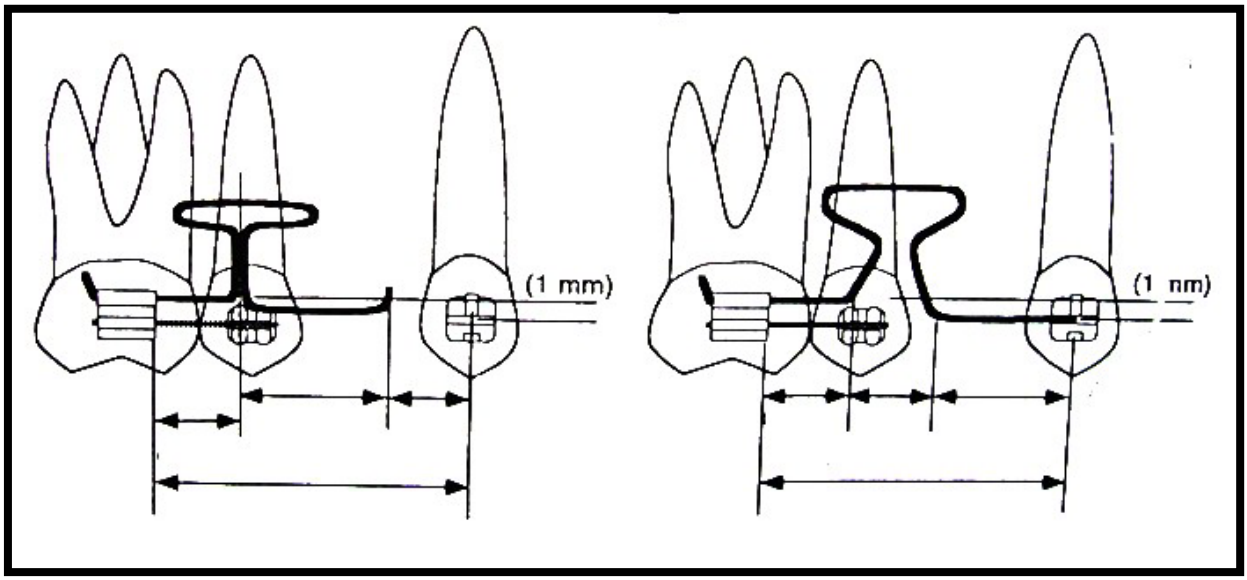

Figura 6 - Ilustração da alça em T no arco dental. Imagem da: mola na posição neutra (passiva) para ser ativada por meio de sua inserção no tubo vertical do canino. Imagem b: ativação da mola, após sua inserção no tubo

4.2.4 Condições de Contorno

O engaste dos modelos analisados foi realizado nos nós externos da extremidade direita da mola os quais tiveram seu deslocamento restringido em todas as direções e após a ativação da para alcançar o deslocamento pré-estabelecido de 6 mm, a extremidade direita do fio também foi engastada visando a simulação da realidade clínica.

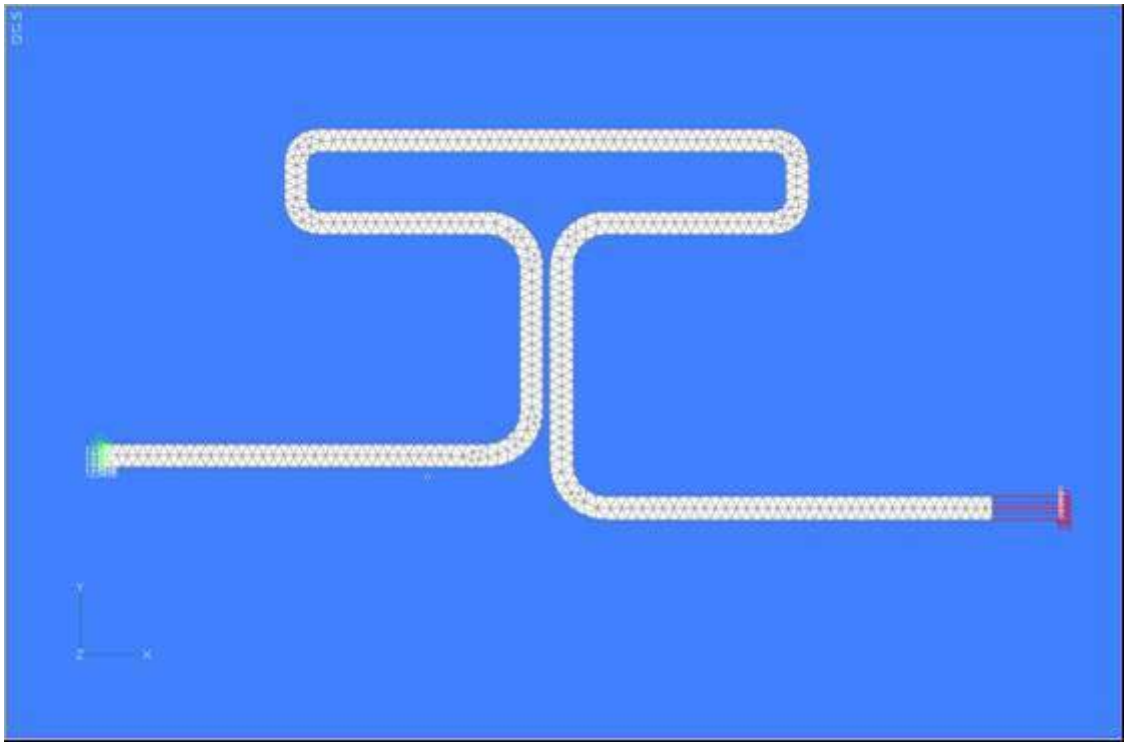

Figura 7 - Visão frontal da malha do modelo da alça em T, sem ativação, com o engaste em sua porção posterior, à esquerda e seu deslocamento planejado em sua porção anterior, a direita

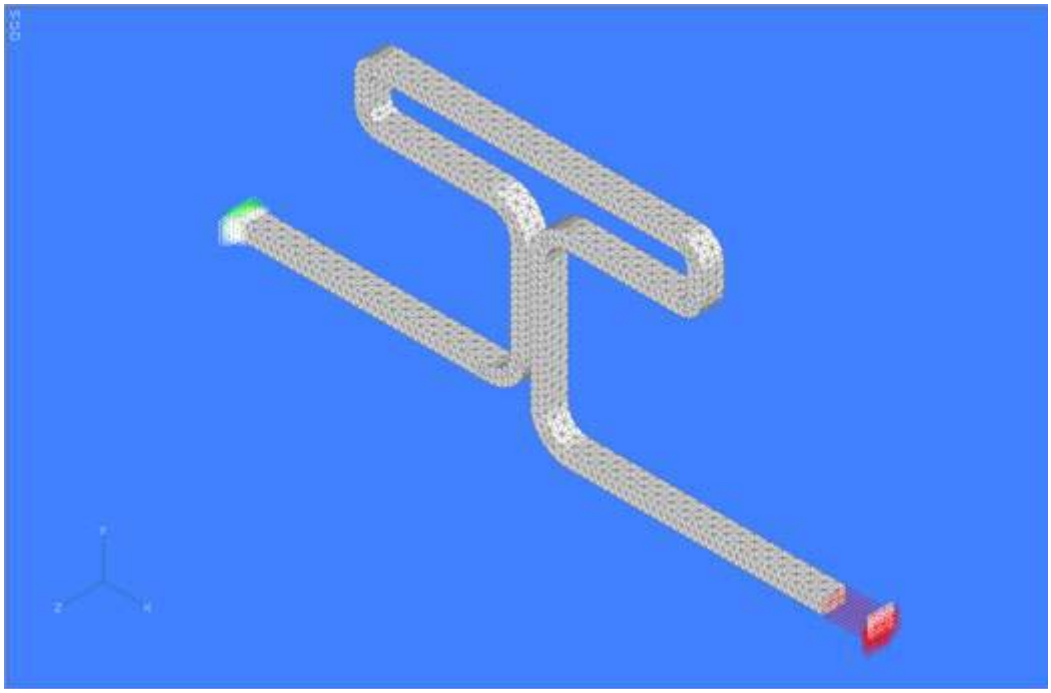

Figura 8 - Visão isométrica da malha do modelo da alça em T, sem ativação, com o engaste em sua porção posterior, a esquerda e seu deslocamento planejado em sua porção anterior, a direita

5 RESULTADOS

Os resultados qualitativos e quantitativos das tensões e deslocamentos obtidos nos modelos virtuais da alça em T confeccionada com os quatro diferentes materiais, após a sua ativação numa distância de 6 mm, foram apresentados, a seguir, por meio de uma escala de cores e valores, segundo o critério de von Mises. As tensões e a deformação foram medidas em Mega Pascal “MPa”.

Para análise pelo método dos elementos finitos as imagens tridimensionais dos resultados das tensões com e sem as respectivas deformações foram apresentadas sob as visões A - frontal e B - isométrica, para uma melhor visualização e divididas em quatro grupos distintos representando os diferentes materiais adotados nessa pesquisa: grupo 1 - Remanium; grupo 2 - Permachrome; grupo 3 - TMA e grupo 4 - Elgiloy Blue.

Tabela 3 - Resultados do materiais: Remanium, Permachrome,TMA e Elgiloy blue.

Grupo	***Módulo de elasticidade***	***Distância percorrida***	***Tensão***	***Tensão de desloca-mento***	***Força de superfí-cie***	***Área***	***Força de ativação***
Grupo I - Remanium	170.000MPa	6mm	3.330MPa	6,242MPa	15,53MPa	0,2742mm	434,50gf
Grupo II - Permachrome	196.500MPa	6mm	3.849MPa	6,242MPa	17,95MPa	0,2742mm	502,21gf
Grupo III - TMA	55.158MPa	6mm	1032MPa	6,242MPa	5,04MPa	0,2742mm	140gf
Grupo IV - Elgiloy Blue	189.600MPa	6mm	3.925MPa	6,242MPa	17,30MPa	0,2742mm	484,02gf

Grupo I - Remanium

A - FRONTAL

Figura 9 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Remanium.

Figura 10 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Remanium

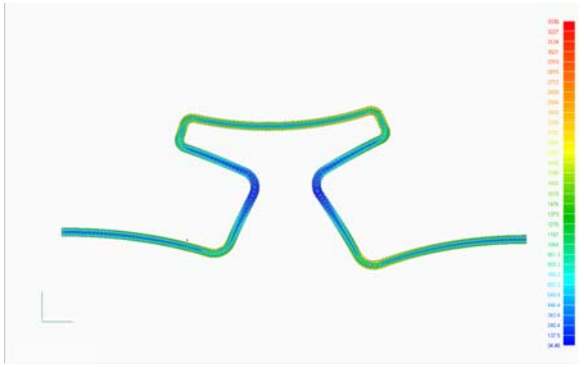

Figura 11 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Remanium.

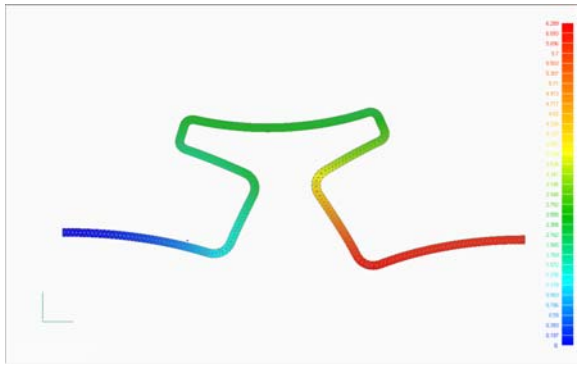

Figura 12 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Remanium.

B - ISOMÉTRICA

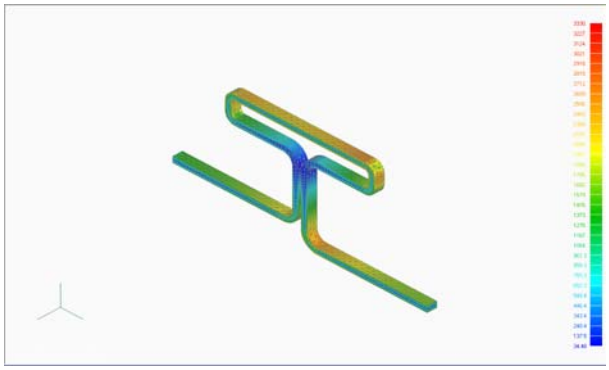

Figura 13 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Remanium.

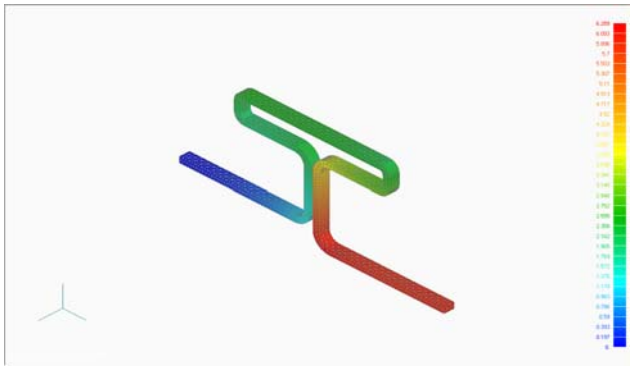

Figura 14 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Remanium.

Figura 15 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Remanium.

Figura 16 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Remanium.

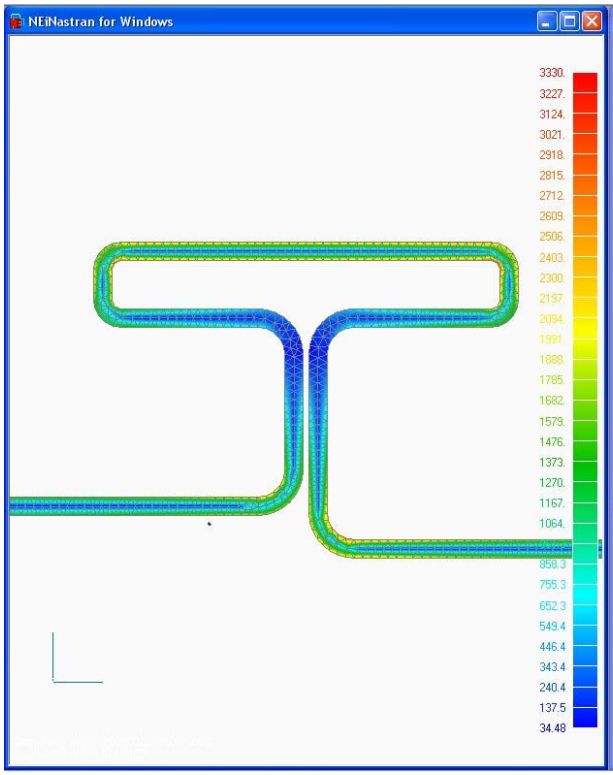

Figura 17 - Tensões de von Mises. Fio Remanium.

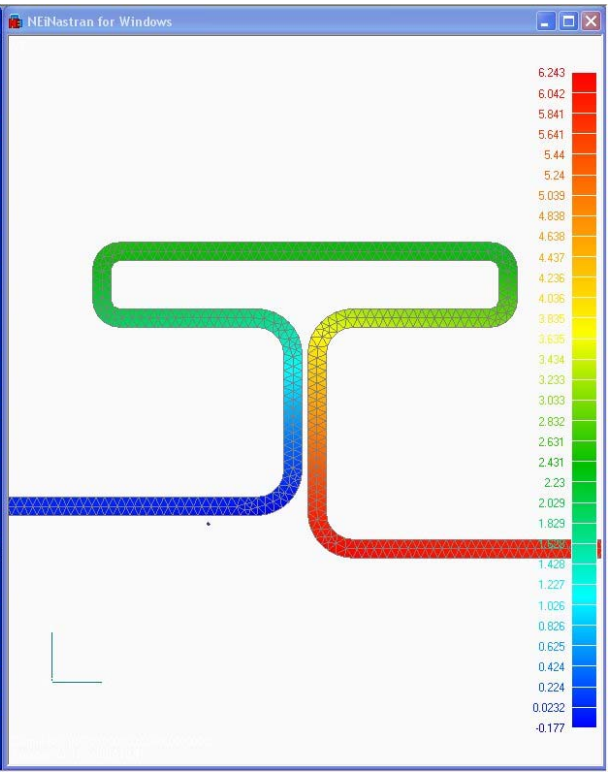

Figura 18 - Tensões de deslocamento. Fio Remanium.

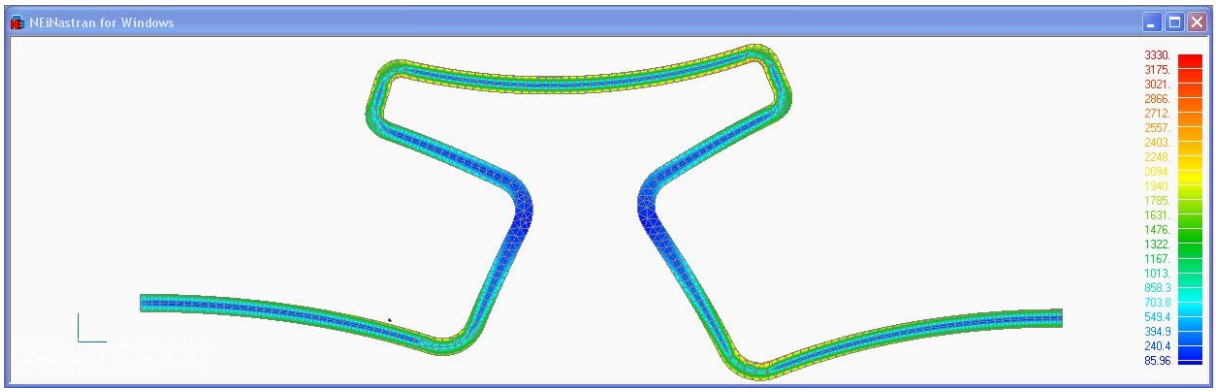

Figura 19 - Tensões de von Mises. Fio Remanium.

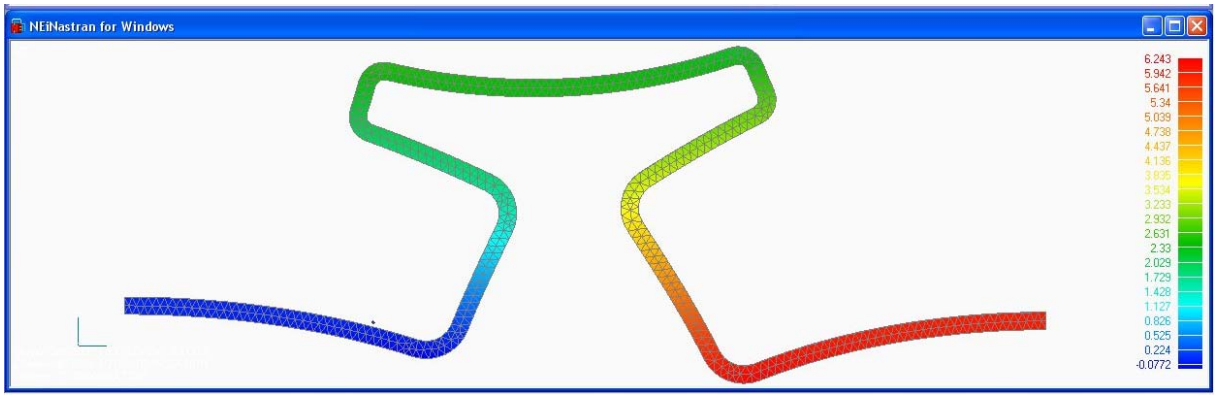

Figura 20 - Tensões de deslocamento. Fio Remanium.

Grupo II - Permachrome

A - FRONTAL

Figura 21 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Permachrome.

Figura 22 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Permachrome.

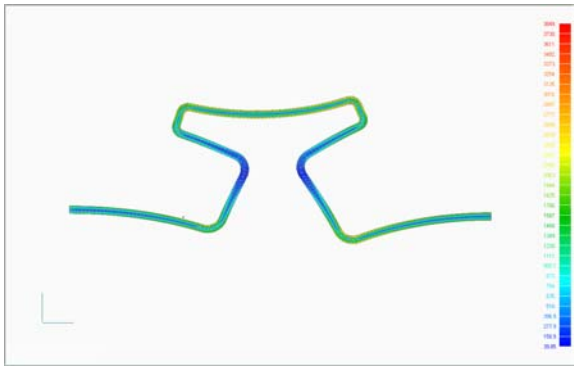

Figura 23 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Permachrome.

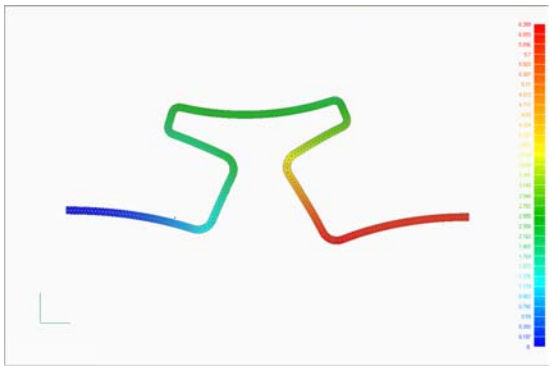

Figura 24 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Permachrome.

B - ISOMÉTRICA

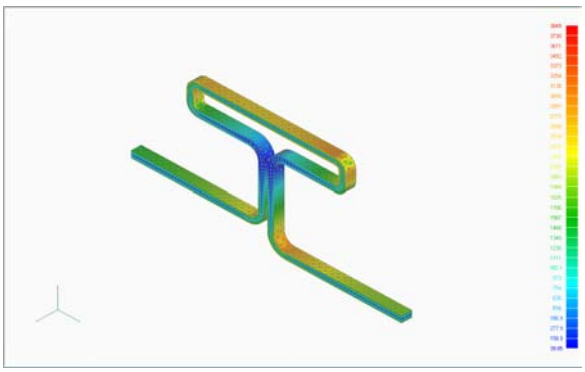

Figura 25 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Permachrome.

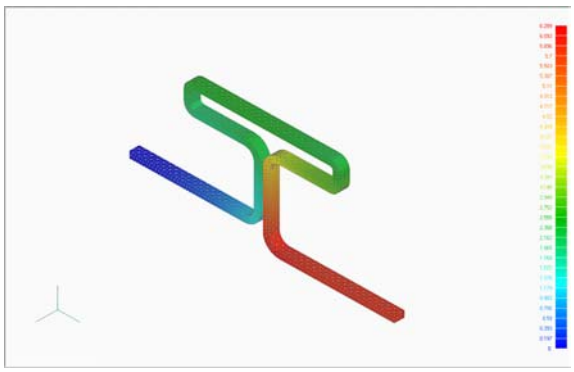

Figura 26 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Permachrome.

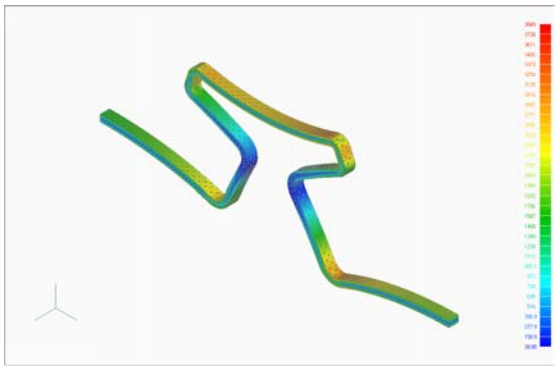

Figura 27 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Permachrome.

Figura 28 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Permachrome.

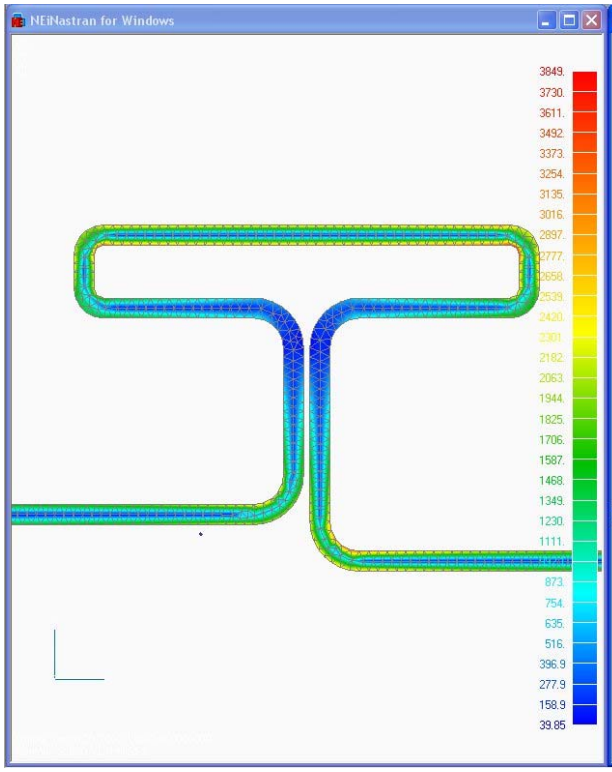

Figura 29 - Tensões de von Mises. Fio Permachrome.

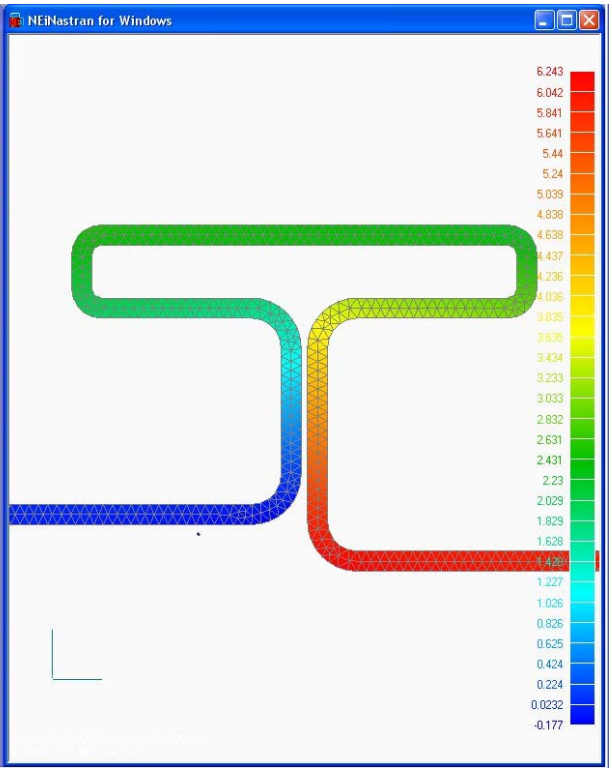

Figura 30 - Tensões de deslocamento. Fio Permachrome.

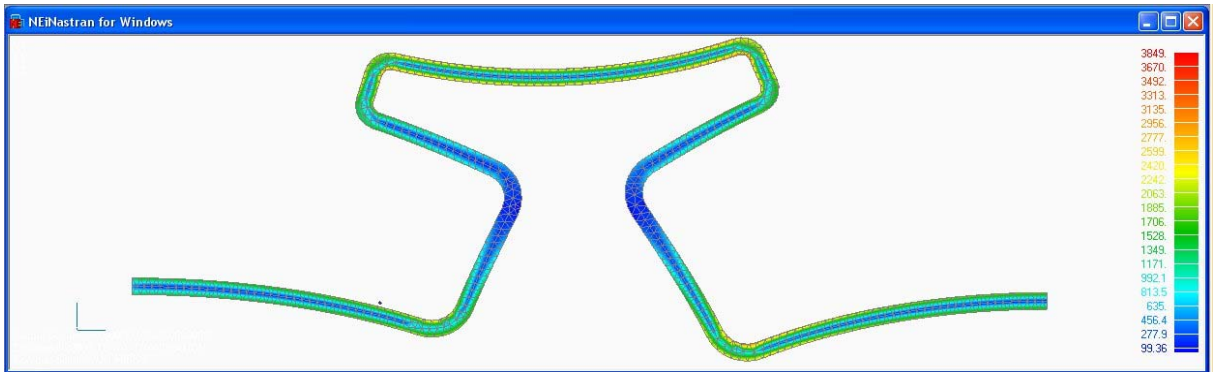

Figura 31 - Tensões de von Mises. Fio Permachrome.

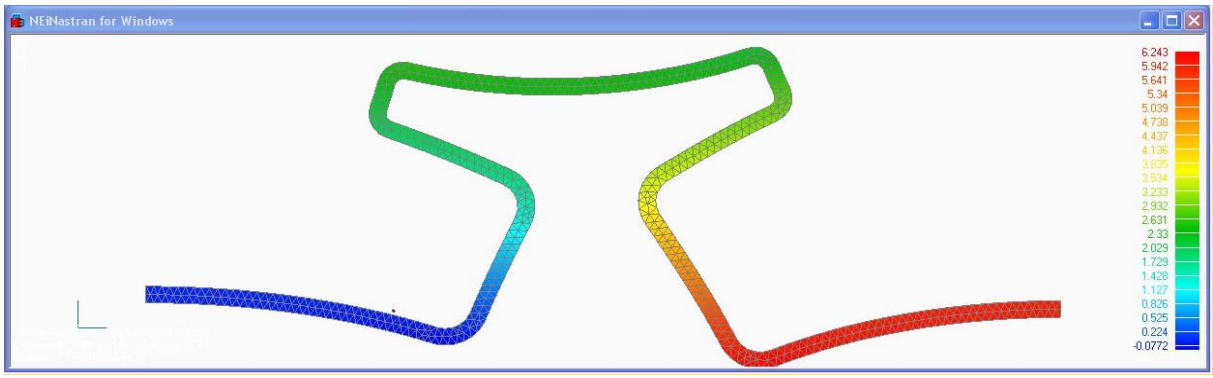

Figura 32 - Tensões de deslocamento. Fio Permachrome.

Grupo III - TMA

A - FRONTAL

Figura 33 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio TMA.

Figura 34 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio TMA.

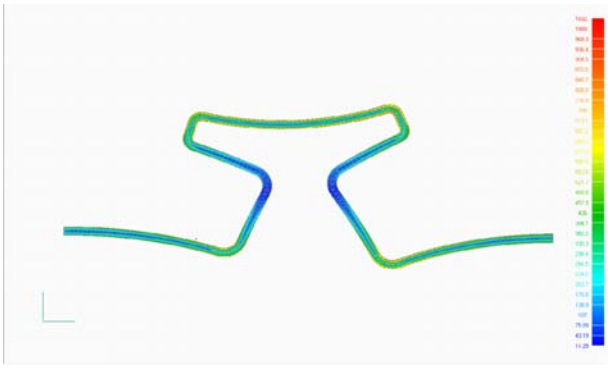

Figura 35 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio TMA.

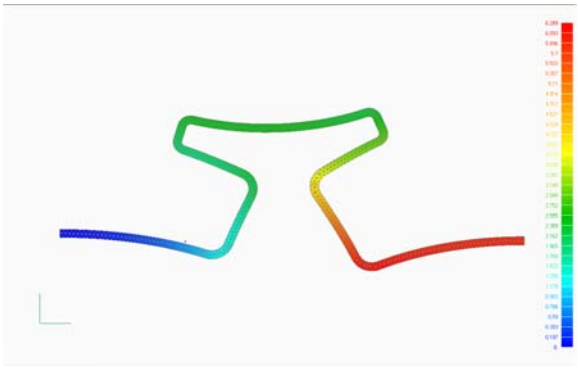

Figura 36 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio TMA.

B - ISOMÉTRICA

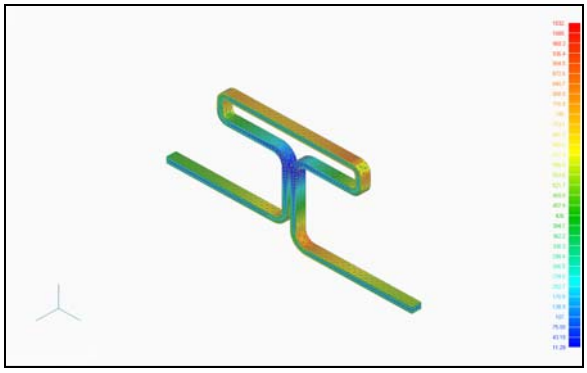

Figura 37 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio TMA.

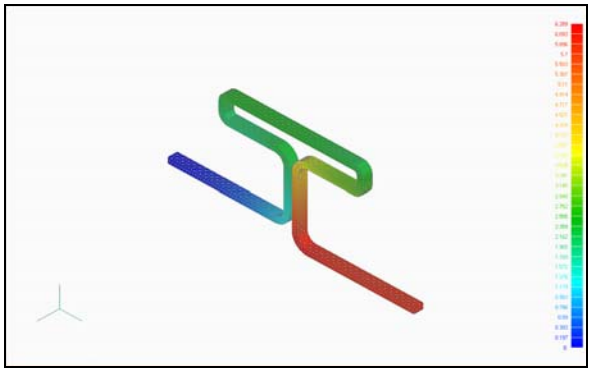

Figura 38 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio TMA.

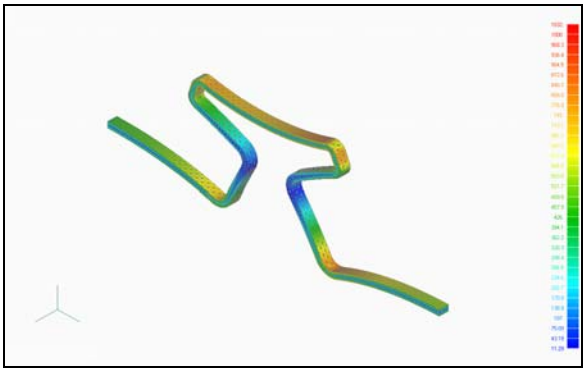

Figura 39 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio TMA.

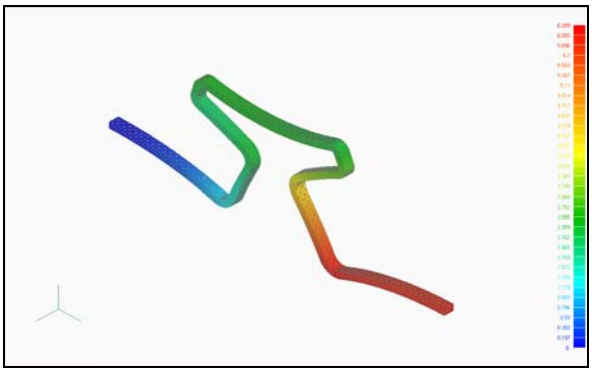

Figura 40 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio TMA.

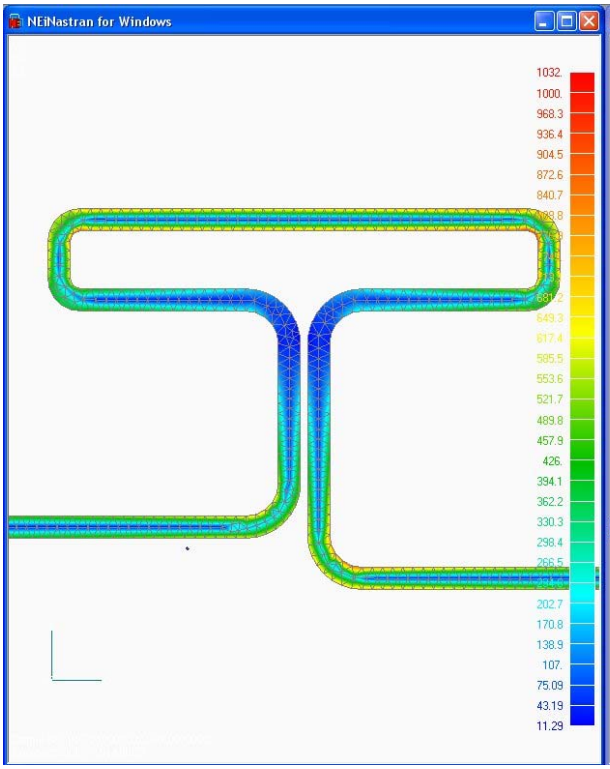

Figura 41 - Tensões de von Mises. Fio TMA.

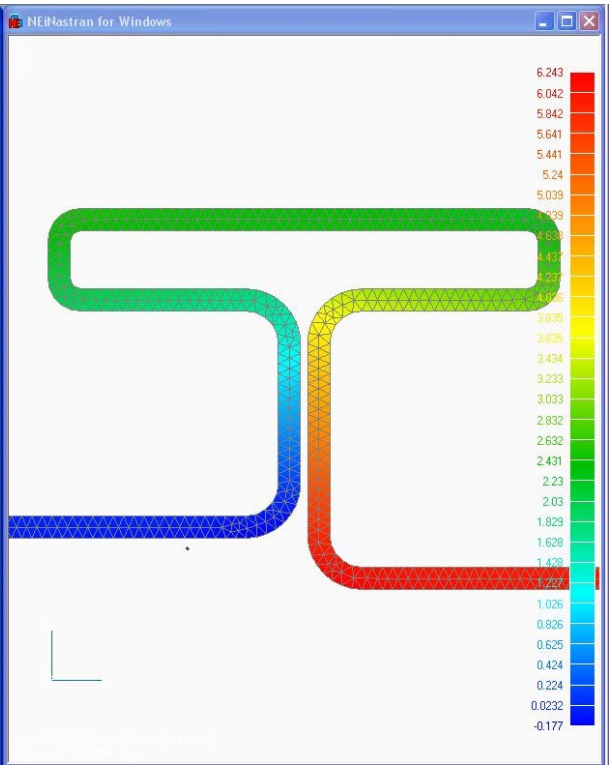

Figura 42 - Tensões de deslocamento. Fio TMA.

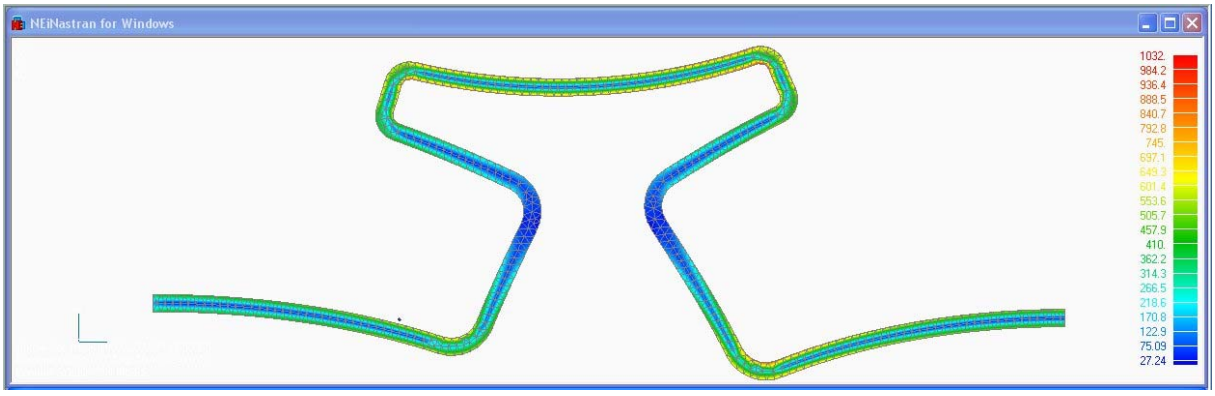

Figura 43 - Tensões de von Mises. Fio TMA.

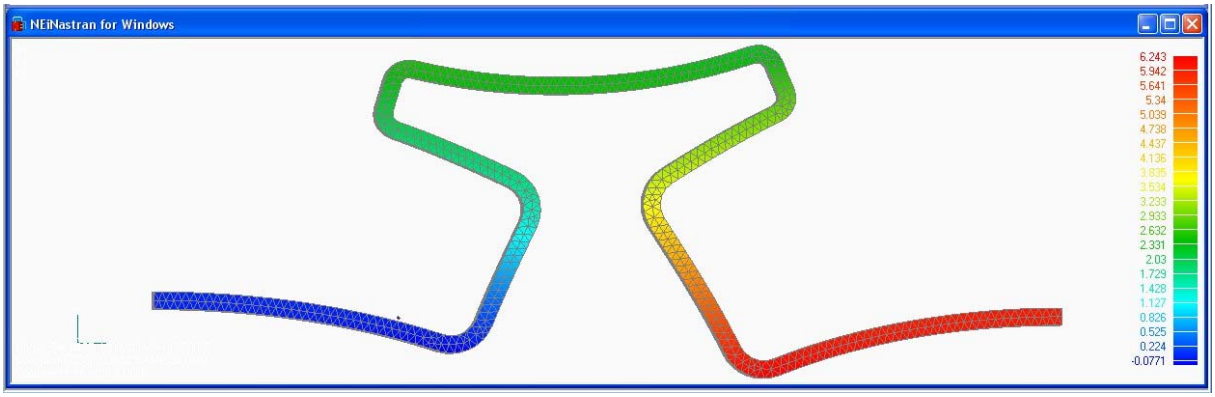

Figura 44 - Tensões de deslocamento. Fio TMA.

Grupo IV - Elgiloy blue

A - FRONTAL

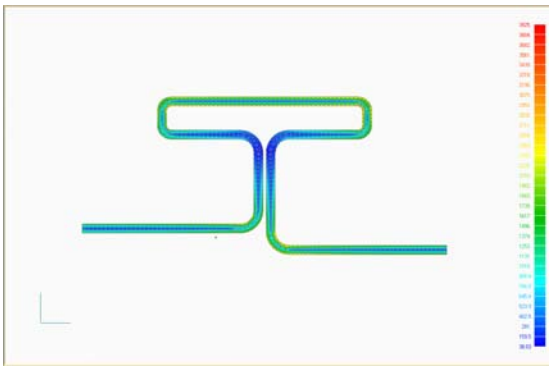

Figura 45 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Elgiloy Blue.

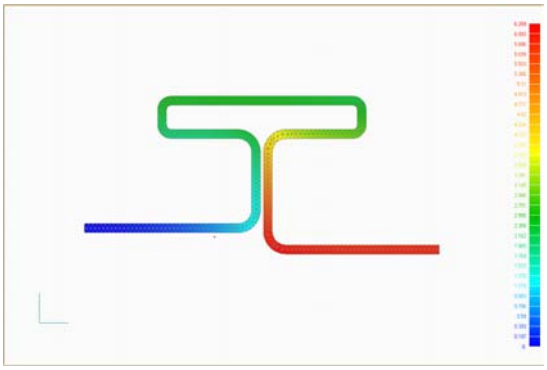

Figura 46 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Elgiloy blue.

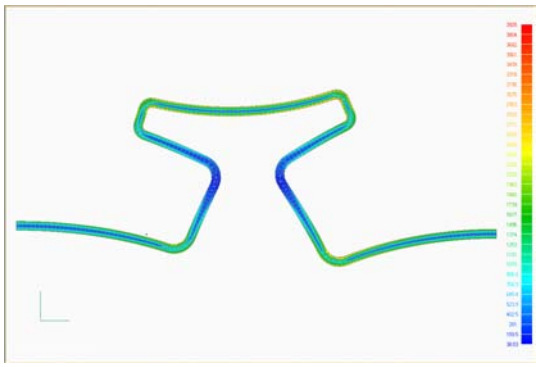

Figura 47 - Tensões de von Mises - modelo deformado. Fio Elgiloy Blue.

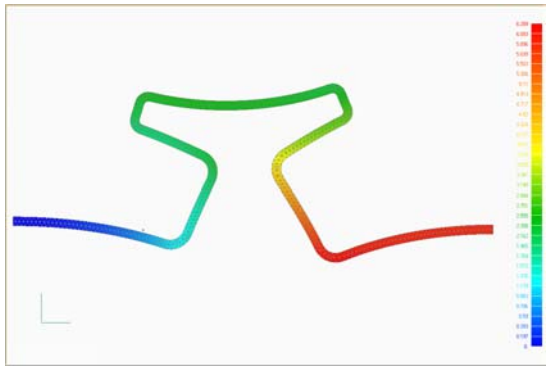

Figura 48 - Tensões de deslocamento - modelo deformado. Fio Elgiloy Blue.

B - ISOMÉTRICA

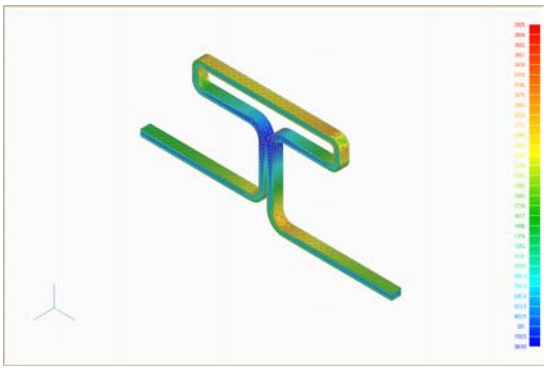

Figura 49 - Tensões de von Mises - sem deformação. Fio Elgiloy blue.

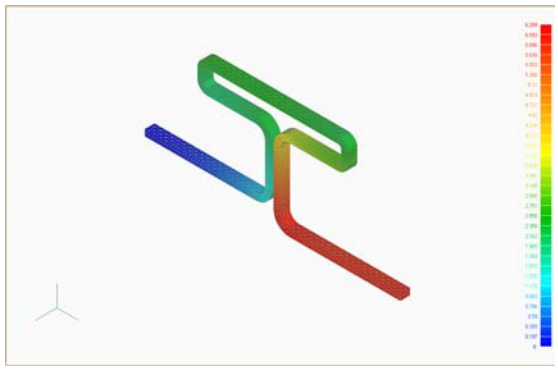

Figura 50 - Tensões de deslocamento - sem deformação. Fio Elgiloy Blue.

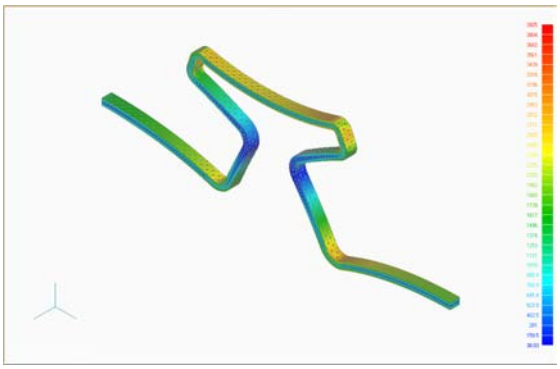

Figura 51 - Tensões de von Mises modelo deformado. Fio Elgiloy Blue.

Figura 52 - Tensões de deslocamento - modelo deformado., Fio Elgiloy Blue.

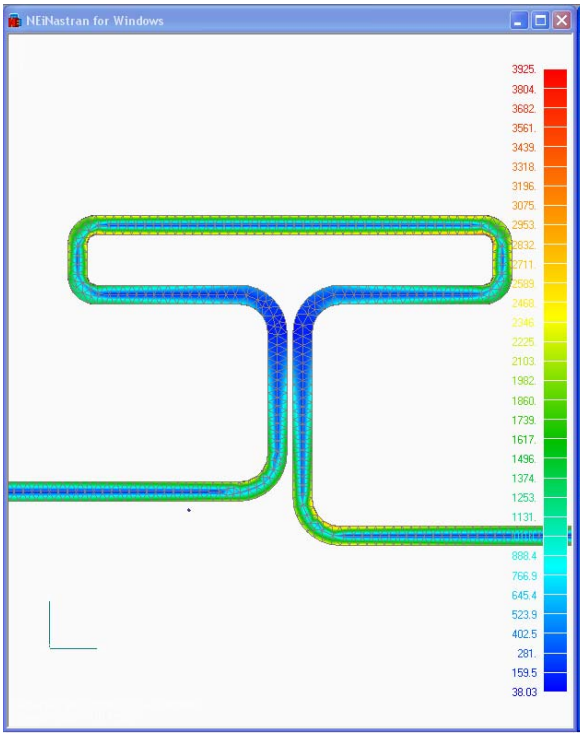

Figura 53 - Tensões de von Mises. Fio Elgiloy Blue.

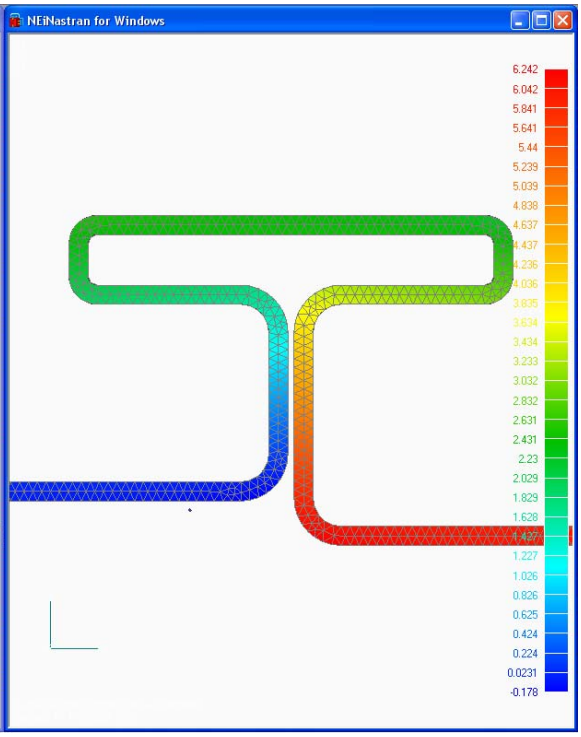

Figura 54 - Tensões de deslocamento. Fio Elgiloy blue.

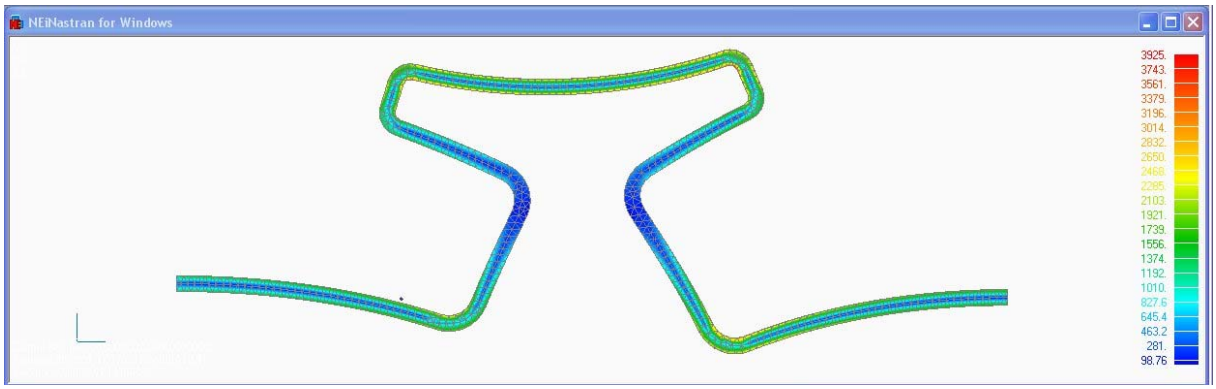

Figura 55 - Tensões de von Mises. Fio Elgiloy blue.

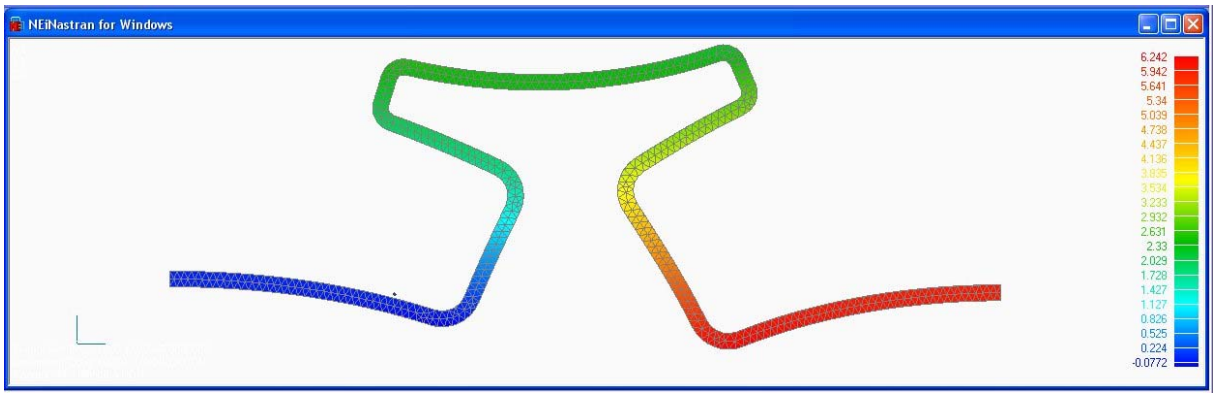

Figura 56 - Tensões de deslocamento. Fio Elgiloy blue.

Resultados das tensões desenvolvidas nos ângulos internos dos modelos tridimensionais das alças em T.

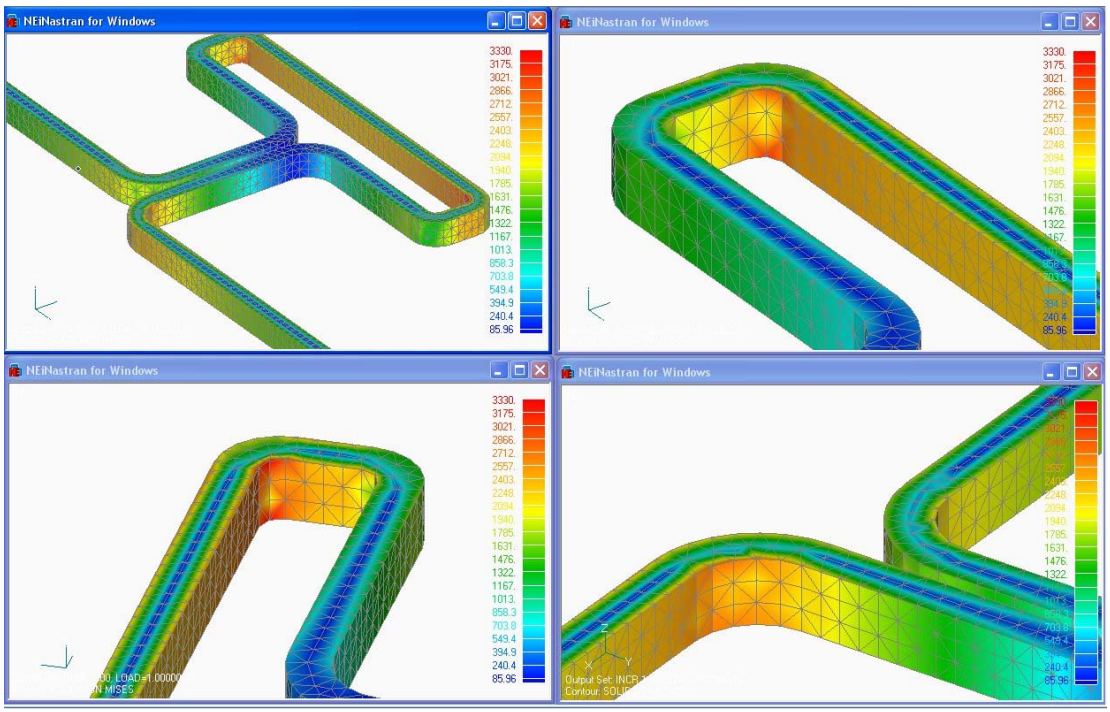

Figura 57 - Grupo I - Remanium

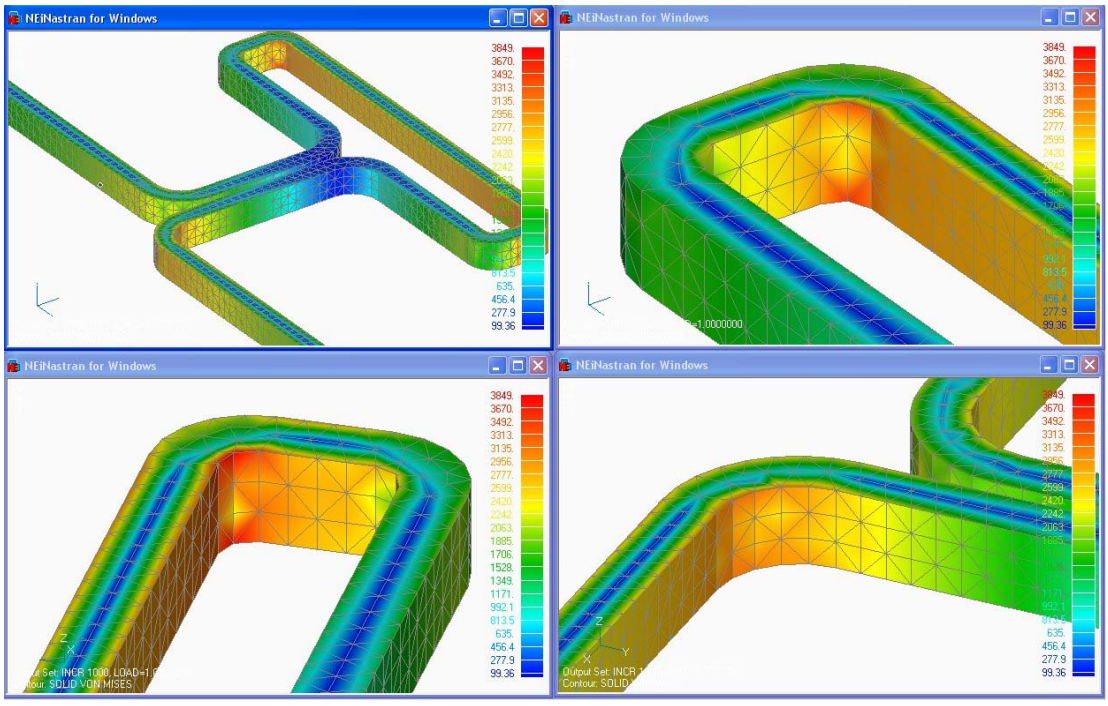

Figura 58 - Grupo II - Permachrome

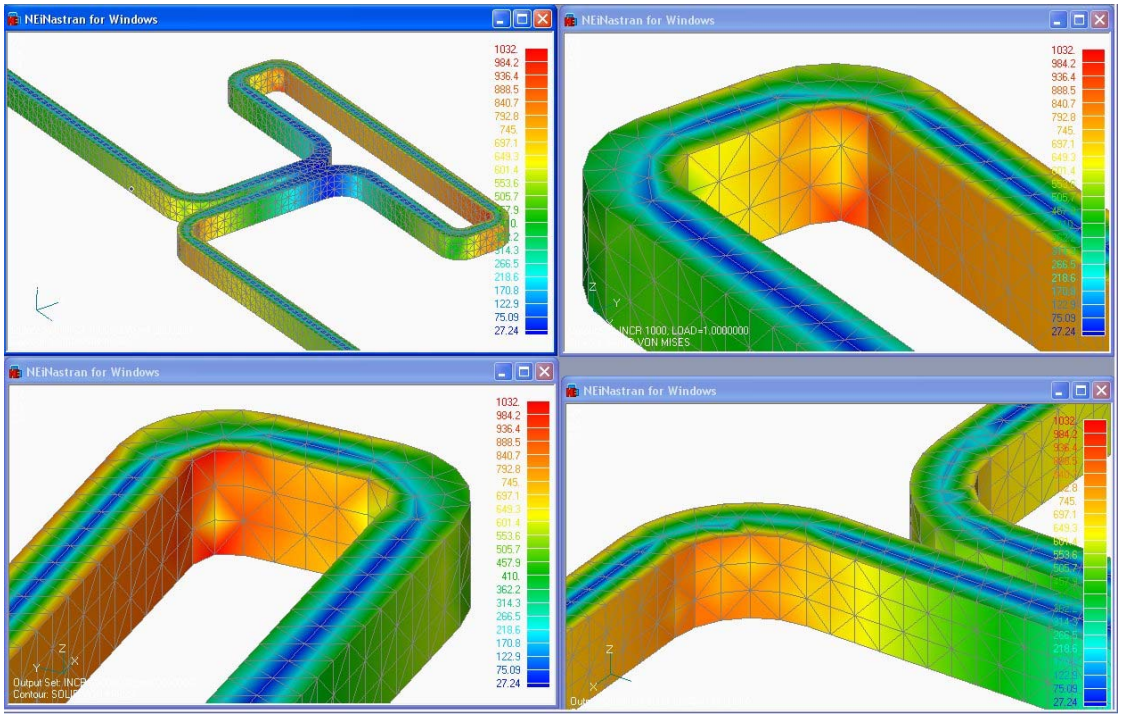

Figura 59 - Grupo III - TMA

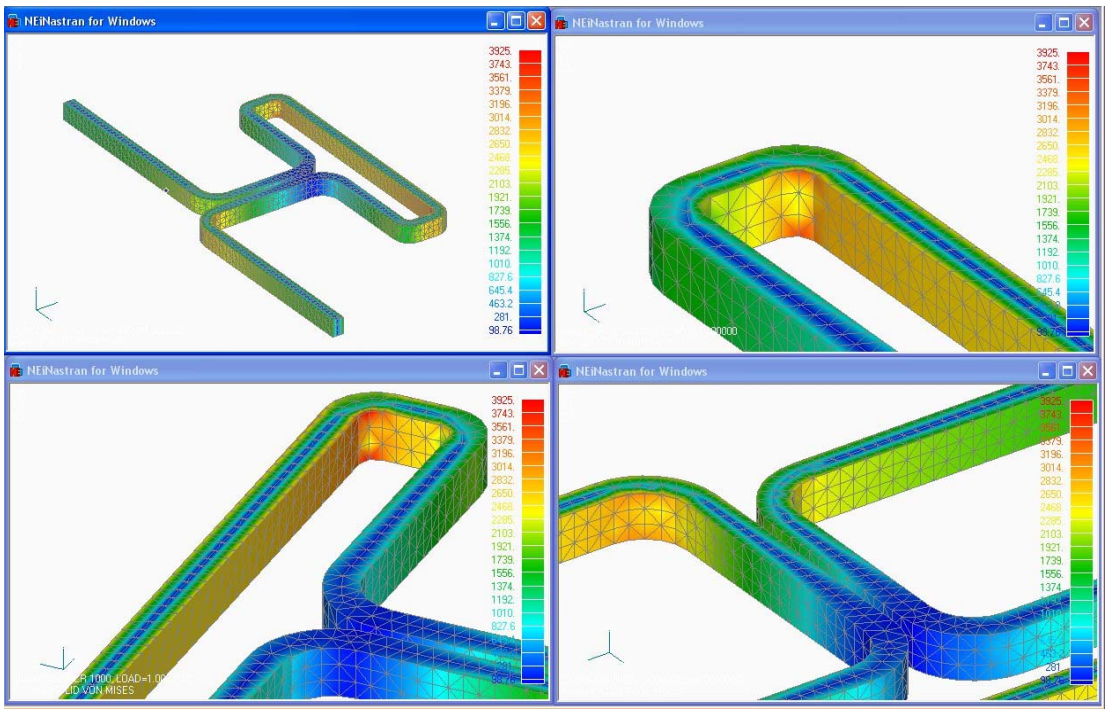

Figura 60 - Grupo IV - Elgiloy Blue

Os resultados quantitativos e qualitativos encontrados nos modelos virtuais pós-processados da alça em T, segundo a escala de von Mises, foram:

a) Grupo I - Remanium: a maior tensão alcançada foi de 3.330MPa a um deslocamento de 6,24mm para a distância percorrida de 6mm. Foi desenvolvida uma força de superfície de 15,53 MPa na área de 0,2742mm localizada na extremidade direita do fio, resultando numa força de ativação de 434,50 gf;

b) Grupo II - Permachrome: a maior tensão alcançada foi de 3,849MPa a um deslocamento de 6,24mm para a distância percorrida de 6mm. Foi desenvolvida uma força de superfície de 17,95MPa na área de 0,2742mm localizada na extremidade direita do fio, resultando numa força de ativação de 502,21 gf;

c) Grupo III - TMA: a maior tensão alcançada foi de 1.032MPa a um deslocamento de 6,24mm para a distância percorrida de 6mm. Foi desenvolvida uma força de superfície de 5,04MPa na área de 0,2742mm localizada na extremidade direita do fio e resultando numa força de ativação de 140 gf;

d) Grupo IV - Elgiloy Blue: a maior tensão alcançada foi de 3.925MPa a um deslocamento de 6,24mm para a distância percorrida de 6mm. Foi desenvolvida uma força de superfície de 17,30MPa na área de 0,2742 mm, localizada na extremidade direita do fio resultando numa força de ativação de 484,02 gf.

Os resultados demonstraram que, entre os materiais adotados, o Permachrome com o maior módulo de elasticidade entre eles - 196.500 MPa

necessitou da maior força de ativação de 502,21 gf. para alcançar a distância de 6mm pré-estabelecida e o TMA com o menor módulo de elasticidade - 55.158 MPa, desenvolveu a menor força de ativação de 140 gf.

O Remanium com módulo de elasticidade de 170.000 MPa e o Elgiloy Blue com 189.600 MPa, ao percorrem a mesma distância de 6mm desenvolveram uma força de ativação 434,50gf e 484,02gf respectivamente .

6 DISCUSSÃO

Os mecanismos para o fechamento de espaços remanescentes de exodontias requerem conhecimento das características apresentadas pelos dispositivos utilizados para que se possa alcançar todos os objetivos desta fase do tratamento.

A utilização da alça em “T” é recomendada Burstone & Koening (1976), Marcotte (2003) e bastante efetiva para a retração maior de caninos por preencher a maioria dos requisitos necessários para essa movimentação. É facilmente confeccionada e ajustada durante a consulta, tem baixo custo, é resistente à deformação e possui uma relação momento força (M/F) adequada para o controle da inclinação e translação dos dentes.

De acordo com Marcotte (2003), os critérios desejados em uma retração maior de caninos são: controle da posição de primeira ordem (rotação e posição vestíbulo lingual); centro de rotação no ápice radicular (inclinação controlada) ou no infinito (translação); acrescentando que, a razão ótima de movimento dentário é de 1 mm ou mais por mês; para um mínimo de desconforto para o paciente.

As magnitudes de força e de momento, gerados durante sua ativação, são características importantes de fechamento de espaços, com a utilização de alças Melsen et al. (1997), Kuhlberg et al. (1997), Shimizu et al. (2002). Para o deslize ideal do canino, após ter atingido sua posição verticalizada, serão necessários arcos mais rígidos e adaptação mais justa no *slot,* para que se possa promover um movimento controlado e evitar momentos indesejados (Farrant, 1977).

A secção transversal do fio 0,017” x 0,025” bastante utilizada na confecção de alças ortodônticas para retração de canino, possui uma relação M/F bastante satisfatória (Burstone, Koening, 1976; Burstone, 1984; Melsen et al., 1990; Shimizu, 2002), ou seja, proporciona os movimentos de inclinação controlada, translação e movimento radicular preenchendo esses requisitos.

Entretanto, segundo Burstone (1982), o sistema de força produzida pela mola do tipo alça em “T” depende de algumas variáveis como: tamanho do fio, material, forma e posição da mola (pré ativação e ativação). Já Kapila & Sachdeva (1989), verificaram que, as características desejáveis de um fio ortodôntico são: a grande memória, baixa dureza, boa formabilidade, biocompatibilidade e estabilidade ambiental, baixa fricção de superfície e a capacidade de ser soldado ou soldar auxiliares.

Entretanto, para o entendimento das particularidades de cada fio, torna-se fundamental o conhecimento das propriedades das ligas metálicas utilizadas e suas reações mediante as variáveis apresentadas. Conhecendo-se um determinado fio, pode se avaliar, por exemplo, por meio de seu módulo de elasticidade, quanto de tensão será liberado para cada milímetro de ativação, bem como seu limite de elasticidade, ou seja, quanto suportará de deflexão sem sofrer deformação permanente, compreendendo a razão da tensão pela deformação em qualquer segmento da fase elástica (Gurgel, 2001).

Para tanto, a metodologia dos elementos finitos atende esses requisitos, pois segundo a pesquisadora (Santos, 1995, 2000), este tipo de análise permite a simulação da geometria e das propriedades físicas das estruturas analisadas, possibilitando assim, a resolução de um número enorme de equações, com o intuito de se realizar uma análise das tensões, após a aplicação de forças no modelo.

Embora a alça T possa ser utilizada em diferentes tipos de materiais seu sucesso dependerá, dentre os vários fatores apresentados, do tipo de material empregado, devido as suas propriedades específicas.

Os fios de aço de Cromo-Cobalto são populares por apresentar formabilidade, biocompatibilidade, estabilidade, dureza, resiliência e baixo custo, e estão comercialmente disponíveis como fio Elgiloy. São fabricados em quatro têmperas: macio (azul), flexível (amarelo), semi-resiliente (verde) e elástico (vermelho), sendo o Elgiloy Blue (azul) o mais macio dos quatro, e mais recomendado para quando o uso de dobras consideráveis são requeridas (Kapila, Sachdeva, 1989).

Os fios de beta-titânio (TMA) possuem uma combinação de memória adequada, dureza comum, boa formabilidade e pode ser soldado à auxiliares (KAPILA & SACHDEVA, 1989).

Os resultados encontrados nessa pesquisa demonstram que ao ativar a alça T dos modelos virtuais pós-processados o fio de aço Permachrome com maior módulo de elasticidade 196.500 MPa necessitou de força de ativação de 502,21 gf enquanto o fio de TMA com o menor módulo de elasticidade 55.168MPa necessitou de uma força de ativação de 140gf.

Esses resultados corroboram estudo realizado por Melsen (1997), no qual comparou o coeficiente de regressão de um fio de aço e um fio de TMA utilizando alças “T” através da metodologia do elemento finito, ambos os fios com secção 0,017” x 0,025” e concluiu que o fio de TMA possui módulo de elasticidade duas à três vezes menor do que o fio de aço. Helicóides, que são geralmente usados com fios de aço para baixar a taxa de C/D pode não ser necessário com os fios de TMA em função do seu baixo módulo de elasticidade e alta memória, ajudando a

simplificar o design da alça. Isto faz o uso do fio de TMA ideal em situações na qual forças menores do que o aço são necessárias.

O fio Elgiloy Blue com módulo de elasticidade de 189.600 MPa necessita de força de ativação de 484,02 gf e o fio Remanium com módulo de elasticidade de 170.000 MPa necessita de força de ativação de 434,50 gf. Esses resultados confirmam os resultados de Kapila & Sachdeva (1989), quando verificaram que, as propriedades mecânicas dos fios Elgiloy são parecidas com as dos fios de aço. O alto módulo de elasticidade dos fios Elgiloy e dos fios de aço sugerem que estes fios distribuem forças quatro vezes maior que os fios de TMA com quantidade igual de ativação. A resultante dos vetores de forças indesejadas são maiores com os fios Elgiloy e aço do que com fios TMA. Clinicamente, isto pode produzir taxas mais rápidas de movimentação mesial dos dentes posteriores, colocando maiores demandas na ancoragem intra e extraoral.

Esses resultados mostraram que a força de ativação resultante está diretamente relacionada ao módulo de elasticidade do material utilizado pois, para a mesma distância percorrida pela alça nos quatro diferentes tipos de materiais o que possui o menor módulo de elasticidade, necessitou a menor força e desenvolveu a menor tensão de von Mises que os demais. E assim, qualquer que seja a distância percorrida pelos fios das alças em “T”, na direção horizontal, a força de ativação desenvolvida será diretamente relacionada ao módulo de elasticidade dos mesmos.

Portanto, quanto maior o módulo de elasticidade do material maior será a força de ativação necessária para percorrer a distância entre os bráquetes.

A localização de maior tensão foram encontrados nos ângulos internos (helicóides) dos fios principalmente na haste vertical direita, concordando com Ferreira et al. (2004), que ao comparar fios de TMA 0,016” x 0,022” e 0,0175” x

0,0175” em uma alça T, observou que as regiões que se mostraram mais críticas pela tensão foram também nos helicóides.

Sendo assim, nos estágios intermediários do tratamento ortodôntico, onde pode ser necessário molas de fechamento, dobras e anexos, os fios de beta-titânio conhecem estas demandas enquanto provem maior gama de ativação do que os fios de aço ou Elgiloy. A dureza dos fios de aço e Elgiloy excedem muito esses fios de titânio, no entanto fazendo assim destas ligas os fios de escolha para finalização.

Embora a alça T seja bastante utilizada em diferentes tipos de materiais com sucesso, é importante ressaltar que é de suma importância somar estes resultados à novas pesquisas, afim de estar sempre aprimorando a aplicação clínica dos diferentes tipos de materiais comercializados.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos permitem concluir que:

a) o fio Permachrome com o maior módulo de elasticidade necessitou de maior força de ativaçãode 502,21gf enquanto o TMA com menor módulo de elasticidade necessitou de força de ativação de 140gf. Os fios Elgiloy blue 484,02gf e o Remanium 434,50gf apresentaram valores intermediários;

b) a força de ativação resultante está diretamente relacionada ao módulo de elasticidade do material utilizado, pois para a mesma distância percorrida pela alça T nos quatro tipos de materiais o que possui menor módulo de elasticidade, requereu a menor força e desenvolveu a menor tensão de von Mises que os demais.

REFERÊNCIAS[1]

Angle EH. Evolution of orthodontia - recent developments. Dent Cosmos. 1912 Aug;54(8):853-67.

Angle EH. The latest and best in orthodontic mechanism. Dent Cosmos. 1928 Dec;70(12):1143-58.

Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson Junior MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992 Aug;102(2):127-133.

Baeten LR. Canine retraction: a photoelastic study. Am J Orthod. 1975 Jan;67(1):11-23.

Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1976 July;70(1):1-19.

Burstone CJ, van Steenbergen E, Hanley KJ. Modern edgewise mechanics & the segmented arch technique. Farmington: University of Connecticut Health Center; 1995. p. 23-30.

Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. Am J Orthod. 1962 Nov;48:805-22.

Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch technique. Angle Orthod. 1966;36:99-120.

Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod. 1982 Nov;82(5):361-78.

Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1974 Mar;65(3):250-259.

Charles CR, Jones ML, Canine retraction with the edgewise appliance some problems and solutions. Br J Orthod. 1982 Oct;9(4):194-202.

Coimbra ME, Penedo ND, Gouvêa JP, Elias CN, Souza Araújo MT, Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic tear drop loop. Am J Orthod Dento Facial Orthop. 2008 Feb;133(2):188-9-13.

Dinçer M, Iscan HN. The effects of different seccional arches in canine retraction. Eur J Orthod. 1994 Aug;16(4):317-23.

Farrant SD. An evaluation of different methods of canine retraction. Br J Orthod. 1977 Apr;4(1):5-15.

[1] De acordo com o Manual de Normalização 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

Ferreira MA, Ignácio SA, Luersen MA. Efeito da secção transversal num protótipo de alça de retração ortodôntica de geometria complexa pelo método dos elementos finitos. Rev Clin Pesqui Odontol. 2004 out-dez;1(2):25-29.

Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial. 2001 jul-ago;6(4):103-14.

Jien C, David LM, Thomas RK. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. Angle Orthod. 1999 Feb;70(1):48-51.

Joule WP. The Bull technique. Am J Orthod. 1960 Apr;46(4):245-52.

Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod. 1989 Aug;96(2):100-9.

Kojima Y, Mizuno T, Umemura S, Fukui H. A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. Dent Mater. 2007 July;26(4):561-7.

Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997 July; 112(1): 12-8.

Marcotte MR. Biomecânica em ortodontia. 2a ed. São Paulo: Santos; 2003. cap. 2. Desenho das alças. p.23-60.

Mazza D, Mazza M. Specialized spring design in segmented edgewise orthodontics: further verification of dedicated software. Angle Orthod. 2000 Feb;70(1):52-62.

Melsen B, Konstantellos V, Lagoudakis M et al. Combined intrusion and retraction generated by cantilevers with helical coils. J Orofac Orthop. 1997;58(4):232-41.

Okuno E. Mecânica clássica: forces - aplicações no corpo humano. São Paulo: Harbra; 1986. cap. 1. Física para ciências biológicas e biomédicas. p.406-20.

Rinaldi TC, Johnson BE. An analytical evaluation of forces in orthodontics. Angle Orthod. 1995 Sept;65(3):187-98.

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: Universidade de São Paulo; 2000.

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

Shimizu RH. Desempenho Biomecânico da alça T, construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial. 2002 nov-dez;7(6):49-61.

Storey E, Smith R. Force in Orthodontics and its relation to tooth movement. Aust J Dent. 1952;56:11-8.

Tweed CH. The application of the principle of the edgewise arch in the treatment of class II, division I, malocclusions. Part II: A discussion of extraction in the treatament of marked-double protusion cases. Angle Orthod. 1936 Oct;4(4):255-257

Tweed CH. The application of the principles of the edgewise arch in the treatment of malocclusion II. Angle Orthod. 1941;11:12-67.

Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differencial space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 May;129:48-53.

Zienckiewicz OC. The finite element method. 3rd ed. Ule: McGraw Hill; 1977.

ANEXO A – FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Aprovado pelo CEP

Campinas, 22 de Julho de 2005.

A(o)
C. D. Mara Lúcia Ricarde Leme
Curso: Mestrado em Ortodontia

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria "Análise das tensões geradas na alça "T" durante o movimento de translação do canino pelo método dos elementos finitos".
Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a) Vânia M Aranha dos Santos
Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 15/07/2005, com número de protocolo nº 05/288, foi APROVADO pelo Comitê de Ética e Pesquisa instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 /1.996 do CNS - Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 20/07/2005.

Cordialmente

Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall