



Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara



ROBERTO SOARES DA SILVA JÚNIOR

Relaxamento de Tensão em Molas T de Beta-Titânio: Avaliação e uma possível solução

Araraquara

2014



Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara



ROBERTO SOARES DA SILVA JÚNIOR

Relaxamento de Tensão em Molas T de Beta-Titânio: Avaliação e uma possível solução

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas – Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Unesp, para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Araraquara

2014

Silva Júnior, Roberto Soares da
Relaxamento de tensão em mola T de beta-titânio: avaliação e
uma possível solução / Roberto Soares da Silva Júnior.--
Araraquara: [s.n.], 2013.
82 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia
Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

1. Ortodontia 2. Biomecânica 3. Titânio I. Título

ROBERTO SOARES DA SILVA JÚNIOR

**Relaxamento de Tensão em Molas T de Beta-Titânio:
Avaliação e uma possível solução**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

2º Examinador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

3º Examinador: Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka

Araraquara, 24 de janeiro de 2014.

DADOS CURRICULARES

Roberto Soares da Silva Júnior

Nascimento: 08/09/1988 – Diamantino/MT

Filiação: Roberto Soares da Silva

Francisca Silva Lima

2006-2010: Curso de Graduação em Odontologia na Universidade Estadual Paulista – FOAr/ UNESP

2010: Curso de Aperfeiçoamento em Ortodontia Preventiva no Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços – GESTOS

2011-2014: Curso de Especialização em Ortodontia no Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços – GESTOS

2011-2014: Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, nível Mestrado – Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP



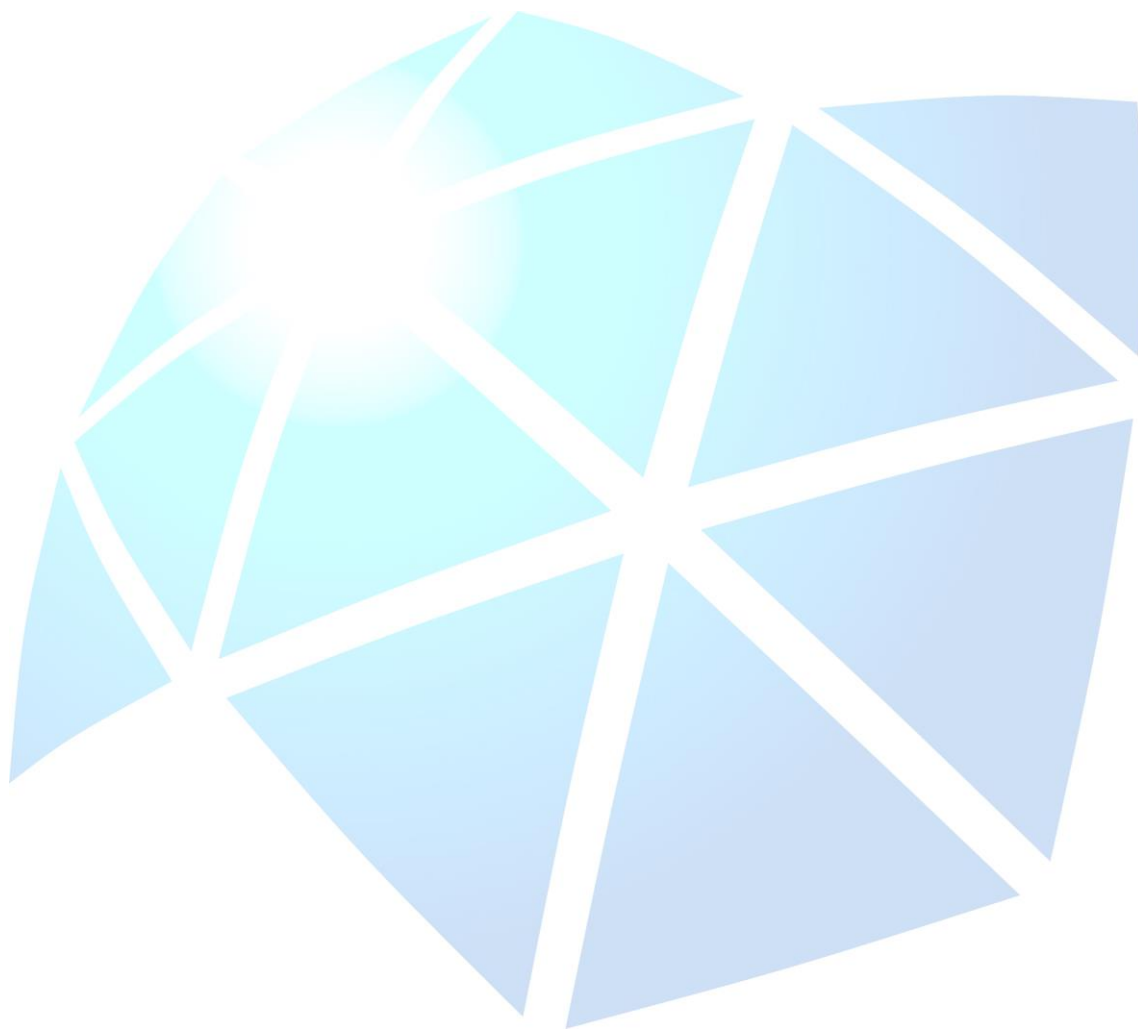
Dedicatória

DEDICATÓRIA

A **Deus**, que por sua bondade me concedeu a vida e por me dar forças para superar as dificuldades na busca de meus ideais. Sem Ele, nada disso seria possível.

A meus pais **Roberto Soares da Silva e Francisca Silva Lima**, por seus ensinamentos, apoio e por sempre acreditarem em mim.

Se hoje estou concluindo mais essa etapa de vida, devo isso a vocês. Agradeço por ter tido pais que sempre prezaram para a importância dos estudos, a única coisa que coisa que ninguém pode me tirar. Apesar dos contratempos da vida ou distâncias que possam nos separar, os amo muito. Que de hoje em diante se sintam também um pouco mestres, porque essa conquista também é de vocês.



Agradecimientos Especiais

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A minha orientadora Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins por compreender os meus anseios e me dar o incentivo necessário para atingir os meus objetivos, pela constante orientação científica, profissional e pessoal. Uma mulher de garra, apaixonada pela família e pela profissão, obrigado pelos momentos de convívio e por fazer parte desta conquista tão importante.

À meu coorientador Prof. Dr. Renato Parsekian Martins, o grande idealizador deste trabalho, por não medir esforços para que este trabalho fosse concluído. Suas palavras e os momentos de convívio foram ensinamentos que sempre levarei comigo.

Aos meus grandes amigos Alexandre Antônio Ribeiro e Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas. Foram meu primeiro contato com a pós-graduação em Ortodontia, e desde o primeiro momento confiaram em mim e me deram todo o apoio necessário para concluir mais esta etapa. Obrigado pela amizade, ensinamentos, estímulo. Conviver com vocês aumentou ainda mais minha paixão por ciência e ortodontia.



Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na presença de seu Magnífico Reitor Júlio Cezar Durigan.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na pessoa de sua Diretora Profa. Dra. Andreia Affonso Barreto Montandon e de sua vice-diretora Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato.

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, representados pelo Chefe de Departamento Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani e pela vice-chefe Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, coordenado pela Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior e Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins, pela oportunidade de ser aluno deste programa.

Aos docentes da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto, Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli, Prof. Dr. João Roberto Gonçalves, Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins, Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior e Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima, pela convivência e contribuição à minha formação profissional.

Aos amigos de turma do curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, Nível Mestrado da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Daniela Cristina Kameyama, Fernando José Lopes de Campos Carvalho, Guilherme Machado da Porciúncula, Rachel Figlioli de Mendonça, pela amizade e convivência não somente nas atividades científicas, mas em todos os momentos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudo concedida durante todo o curso.

Ao Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz, meu primeiro orientador e amigo, por despertar meu interesse pela pesquisa científica e pela carreira acadêmica.

Aos meus irmãos Adriano Lima Soares e Fernanda Lima Soares, que apesar da distância sempre estiveram presentes.

A esposa do meu pai, Jaíla de Oliveira Melgaço Soares, que hoje já faz parte da família e sempre fez de tudo que fosse necessário, colaborando com minha educação e bem estar para que este dia enfim chegasse.

A minha namorada Mariana Biancheze de Alencar, que sempre me apoiou e me ajudou no que fosse possível, e acima de tudo, me compreendeu quando necessário. Seu amor me inspirou a chegar até aqui. Te amo.

À todos os meus familiares, por sempre acreditarem em mim, pelo valioso incentivo, harmonia e amor permutado.

À todos os amigos que fiz em 8 anos de Araraquara. Os amigos da república, amigos da graduação, amigos da pós-graduação. É impossível citar todos, mas com certeza todos serão sempre lembrados com muito carinho. Vocês foram minha família aqui.

Aos grandes amigos de Goiânia, que mesmo longe sempre cultivaram uma grande amizade. O carinho por vocês foi um estímulo a mais nesta fase.

À todos aqueles que de alguma forma colaboraram com a realização deste trabalho.

"Se enxerguei mais longe, foi
porque estava sobre os
ombros de gigantes."

Isaac Newton



Resumo

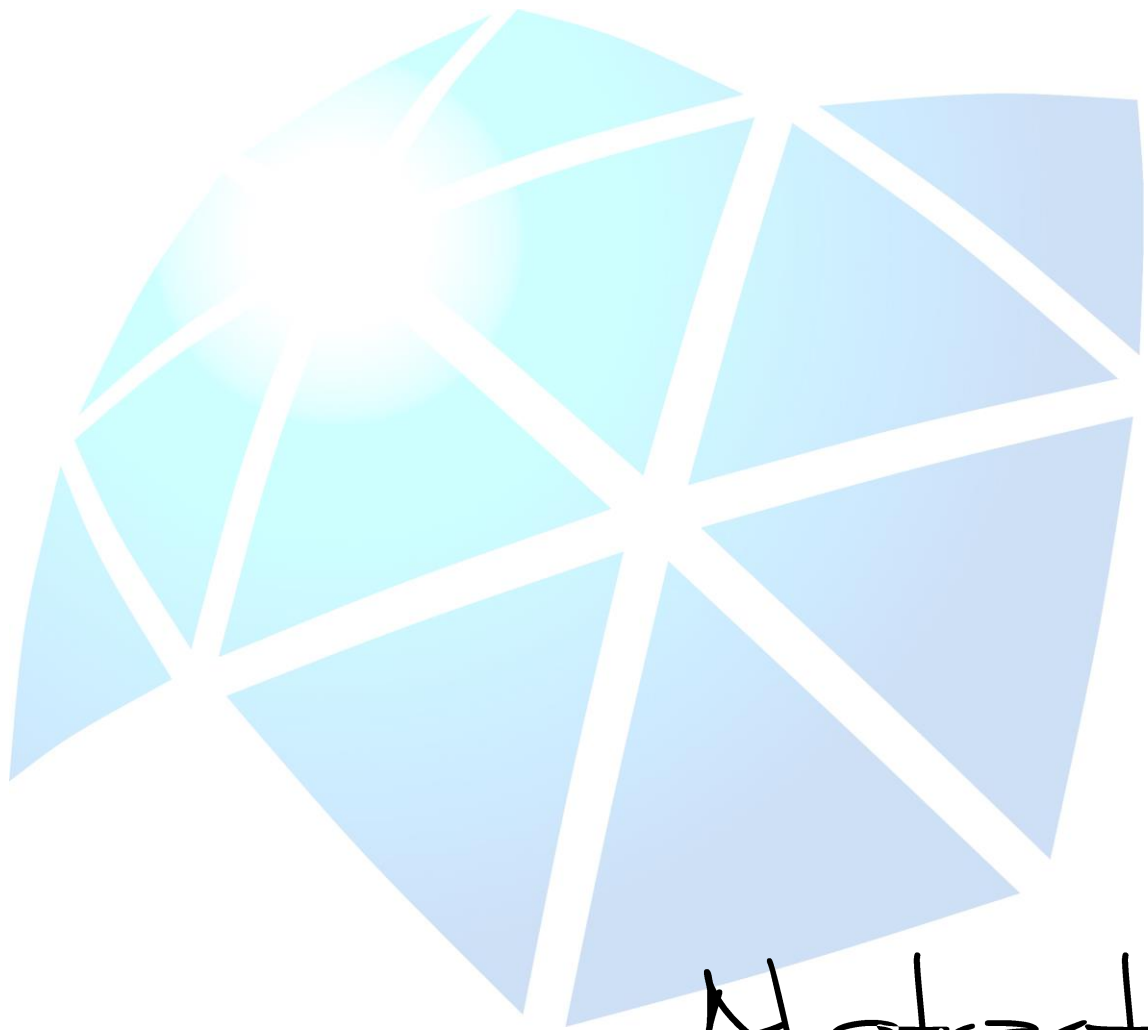
Silva-Júnior RS. Relaxamento de tensão em molas T de beta-titânio: avaliação e uma possível solução [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

RESUMO

Objetivo: Avaliar o relaxamento de tensão de molas T de β -Ti em 12 semanas pela mensuração de seus ângulos e avaliar a modificação do sistema de força em molas T com helicoides em áreas de alta tensão após 48 horas. **Materiais e Métodos:** Dois capítulos foram elaborados, sendo um para cada objetivo proposto. **Resultados:** O tempo influenciou as angulações mensuradas ($p < 0,001$), sendo que o grupo imediato foi diferente dos demais grupos avaliados. Houve diferenças entre os ângulos ($p < 0,001$), pois cada um corresponde a uma região da mola. O tempo teve uma interação significativa com a deformação dos ângulos das molas ($p < 0,001$). A avaliação do sistema de força das molas T com helicoides foi observado que houve interação entre o tempo e os grupos para os momentos ($p < 0,001$), forças ($p = 0,018$) e M/F ($p < 0,047$), bem como ambos interagiram na desativação das molas nos momentos ($p < 0,001$) e M/F ($p = 0,006$) mas não na força ($p = 0,14$). Os helicoides diminuíram os momentos ($p < 0,001$) e forças ($p < 0,001$), aumentando a M/F ($p < 0,001$), bem como interagiu na desativação das molas, diminuindo a proporção carga-deflexão dos momentos ($p < 0,001$) e forças ($p < 0,001$) produzidos, alterando a M/F ($p < 0,009$). **Conclusão:** As molas T apresentaram relaxamento de tensão e foram identificadas duas áreas com maior deformação, uma nas dobras entre as hastes verticais e horizontais das molas (ângulos 5 e 6) e outra nas dobras realizadas na haste horizontal (ângulos 8 e

9). A adição de helicoides reduziu a força horizontal e proporção carga/deflexão das molas; o momento produzido assim como a perda de momento por desativação, também foram reduzidos; a proporção momento/força aumentou e se tornou mais estável durante a desativação da alça.

Palavras-chave: Ortodontia; biomecânica; titânio.



Abstract

Silva-Júnior RS. Stress Relaxation in beta-titanium T-loop springs: evaluation and a possible solution [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia – UNESP; 2014.

ABSTRACT

Objective: Evaluate the stress relaxation of T-loop springs over 12 weeks and evaluate the modification in force system T-loop springs with helices added in areas of higher stress after 48 hours. **Materials and Methods:** Two research papers were prepared and used for the evaluation of aims presented. **Results:** The time influenced the measured angles ($p < .001$), and the group immediate was different from the other groups evaluated. There were differences between the angles ($p < .001$), as each corresponds to a region of the spring. Time was a significant interaction with the deflection angles of the springs ($p < .001$). The evaluation of system force of T-loop springs with helix was observed that there was an interaction between time and groups for moment ($p < .001$), force ($p = .018$) and M/F ($p < .047$), and both interacted in the deactivation of the springs in moment ($p < .001$) and M/F ($p = .006$) but not in force ($p = 0.14$). The helix moments decreased ($p < .001$), and forces ($p < .001$) by increasing the M/F ($p < .001$) and interacted in the deactivation of the springs, reducing the proportion of load-deflection moment ($p < .001$) and force ($p < .001$) produced by changing the M/F ($p < .009$). **Conclusion:** T-loop springs showed stress relaxation and two areas were identified with greater deformation, one in bends between the vertical and horizontal segments (angles 5 and 6) and another in bends made in the other horizontal segment (angle 8 and 9). The addition of helix reduced horizontal force ratio and load-deflection of the springs, the

moment produced as well as loss of time for deactivation were also reduced, the M/F ratio increased and became more stable during the deactivation the spring.

Key words: Orthodontics; biomechanics; titanium.



Sumário

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2	PROPOSIÇÃO.....	28
3	CAPÍTULOS	
3.1	CAPÍTULO 1 AVALIAÇÃO DA RELAXAMENTO DE TENSÃO EM MOLAS T DE BETA-TITÂNIO.....	31
3.2	CAPÍTULO 2 ESTUDO DE UMA SOLUÇÃO PARA RELAXAMENTO DE TENSÃO DE MOLAS T DE BETA-TITÂNIO.....	48
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS	77
5	REFERÊNCIAS.....	79



1 Introdução

1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

Tratamentos que envolvem extrações fazem parte da ortodontia, e com isso surge a necessidade de se utilizar mecânicas para o fechamento dos espaços, com o adequado controle, para a correção da má oclusão.

Para essa etapa do tratamento ortodôntico, pode-se aplicar algumas técnicas, como a do arco contínuo ou do arco segmentado³⁰. A Técnica do Arco Segmentado apresenta algumas vantagens em relação à mecânica de deslizamento, como: ausência de atrito, capacidade de produzir movimento do dente por translação, aumento da distância interbraquete ocasionando uma proporção carga/deflexão diminuída e uma maior segurança no posicionamento dos acessórios^{3, 29}. Contudo, independente da mecânica a ser utilizada no fechamento de espaços, é importante conhecer o sistema de força, uma vez que este determinará como o dente irá movimentar.

A Técnica do Arco Segmentado, idealizada em 1962³, consiste na aplicação da biomecânica científica à ortodontia clínica por meio de uma sequência de procedimentos ortodônticos baseados em conceitos mecânicos suportados pelos princípios da física e preconiza a utilização de alças pré-calibradas, desenvolvendo tabelas de forças, para que fossem ativadas dentro dos padrões estabelecidos, para o emprego da filosofia de estresse diferencial no fechamento de espaços.

As alças de retração pré-calibradas devem apresentar três características: o momento gerado no segmento anterior, o momento no

segmento posterior e a força horizontal produzida. A proporção M/F influencia o tipo de movimento a ser realizado. Sendo assim, proporções M/F de 7:1mm resultam em inclinação controlada, 10:1mm em movimento de translação e valores de 12:1mm em movimento radicular. Esses valores são baseados em suposições que o comprimento radicular é de 12mm, a distância entre a canaleta do braquete e a crista óssea alveolar é de 5mm, o osso alveolar se apresenta em condição normal, a inclinação axial do dente é normal, e o centro de resistência está localizado apicalmente a uma distância de 0,4 vezes do comprimento radicular mensurado a partir da crista óssea ao ápice²⁴.

Quando se trata de alças ortodônticas, dobras agudas são realizadas para dar forma ao fio. Estas dobras concentram o estresse e causam espaçamentos e deslocamentos instáveis na estrutura cristalina do fio, gerando pontos de alta tensão³⁴. Uma das formas de se superar este problema é aplicar tratamento térmico em fios de aço inoxidável, para promover a reorganização da estrutura cristalina, por alívio de tensão^{19, 21, 26}. Outra forma utilizada é a de aplicar o efeito Bauschinger⁷, que consiste em sobre ativar o fio e realizar simulações de ativações, até que o fio adote a forma desejada para a aplicação do sistema de força.

O desenho convencional de molas T foi apresentado em 1976⁷, a partir da alça vertical, produzida inicialmente em aço inoxidável e é caracterizada por uma maior quantidade de fio na porção cervical. A mola T apresenta a possibilidade de poder ativá-la de maneiras diferentes^{4, 17, 22, 25, 33}, fazendo com que a mesma produza momentos simétricos ou assimétricos em suas extremidades²², de acordo com a necessidade de cada caso.

Atualmente, as molas T são confeccionadas com liga de titânio-molibdênio, também conhecida como beta-titânio (β -Ti), e é a mola de escolha para o fechamento de espaços na Técnica do Arco Segmentado. Por apresentar maior quantidade de fio na porção cervical, possui baixa relação carga/deflexão e um limite elástico alto, favorecidos pela liga de β -Ti^{5, 6, 27}.

A liga de β -Ti apresenta uma moderada memória de forma, entre o aço e o NiTi, ou seja, capacidade do fio retornar a sua forma e estrutura original, dispersando a energia (estresse) acumulada^{6, 15}. Sendo assim, é necessário simular a ativação de molas T de β -Ti para que os estresses incorporados ao fio durante a confecção das dobras sejam liberados antes de sua instalação, fazendo com que os sistemas de forças gerados sejam adequados para a movimentação dentária desejada. A simulação de ativação consiste em posicionar a mola em posição neutra, ou seja, simular sua instalação nas canaletas dos braquetes, colocando as duas extremidades da mola em posições paralelas, antes de qualquer ativação horizontal. A partir deste ponto, ainda fora da boca do paciente, aplica-se uma força horizontal de forma que as hastas verticais da mola fiquem abertas 5mm^{9, 25}.

Entretanto, mesmo realizando a simulação de ativação, as molas T (ou qualquer outro tipo de alça) continuam apresentando algum grau de estresse residual que tende a ser liberado ao longo do tempo, o que faz com que a mola possa perder parte de suas pré-ativações, alterando assim o sistema de força original. Esse efeito é conhecido como relaxamento de tensão, que é a deformação estrutural das molas quando sujeitas a uma força, dentro de seu limite elástico, durante um certo período de tempo. O relaxamento de tensão é

mais intenso em locais de acúmulo de estresse. Esse efeito foi demonstrado na literatura em fios retos^{8, 15, 16, 18, 23, 32} e mais recentemente em alças^{10, 20}.

Sendo assim, é fundamental conhecer em quais locais da mola T o estresse se concentra e o relaxamento de tensão é mais intenso, para que possam ser avaliadas possíveis soluções, compensando esses efeitos, para que as forças e as M/F sejam ideais para o fechamento de espaço.

A literatura apresenta estudos que visam aprimorar o formato e o sistema de força das alças T^{14, 28, 31, 33}. Dentre essas tentativas, a adição de helicoides nas extremidades superiores da alça com o objetivo de obter uma menor C/D foi avaliada, tendo como resultado dessa alteração pouco efeito sobre a força, momento e M/F, não sendo clinicamente relevante^{7, 14, 31}. Entretanto, a adição de helicoides em locais específicos para diminuir a concentração do estresse nesses locais ainda não foi avaliada.

Quando se trata da avaliação mecânica das molas T, tem se tentado desenvolver tecnologias que permitam uma avaliação aprimorada dos sistemas de forças envolvidos durante as mecânicas ortodônticas sem envolvimento de seres humanos de maneira exagerada^{1, 2, 13}. Além disso, tem se procurado avaliar os sistemas ortodônticos tridimensionalmente (3D), deixando de avaliar apenas no sentido méso-distal. Clinicamente, as mecânicas ortodônticas atuam nos três eixos X (méso-distal), Y (ocluso-cervical) e Z (vestíbulo-lingual). Uma das formas de realizar a avaliação tridimensional dos sistemas de força é por meio do dispositivo Orthodontic Force Tester, que se utiliza de dois nanotransdutores Nano para tal mensuração¹¹⁻¹³.

Dessa forma, o objetivo do trabalho é avaliar o relaxamento de tensão das molas T confeccionadas com fios de dimensão 0.017" x 0.025" de β -Ti pré-ativadas por dobra em diferentes períodos e avaliar o efeito da adição de helicoides como solução para a concentração de estresse em uma das regiões afetadas, bem como determinar as modificações no sistema de força.



2 Proposição

2 PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o relaxamento de tensão das molas T pré-ativadas por dobra, confeccionadas com fios de β -Ti; avaliar o relaxamento de tensão em molas T com helicoides em áreas de acúmulo de estresse e identificar modificações no sistema de força.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

CAPÍTULO 1 Avaliação do Relaxamento de Tensão em Molas T de Beta-Titânio

CAPÍTULO 2 Estudo de uma Solução para o Relaxamento de Tensão de Molas T de Beta-Titânio



3 Capítulos



Capítulo 1

Avaliação do Relaxamento de Tensão em Molas T de Beta-Titânio*

RESUMO

Objetivo: Avaliar quais regiões da mola T são mais acometidas pelo relaxamento de tensão ao longo de 12 semanas. **Materiais e Métodos:** Cinquenta molas T de beta-titânio pré-ativadas por dobras foram divididas em cinco grupos de 10 molas, de acordo com o período de avaliação: imediato (G0), 24 horas (G1), 48 horas (G2), 1 semana (G3) e 12 semanas (G4). Os grupos de 1 a 4 foram encaixados em um suporte simulando uma situação clínica onde as molas permaneciam ativadas por 5mm. Após os respectivos períodos, as molas foram digitalizadas para a mensuração dos seus ângulos. A análise estatística foi realizada por meio de análise de variância de dois níveis e pós teste de Tukey ($\alpha=5\%$). **Resultados:** O tempo influenciou as angulações das molas ($p<0,001$). O G0 ($84,1^\circ$) mostrou um perfil diferente, enquanto os G1 ($90,2^\circ$), G2 ($90,7^\circ$) e G3 ($91,1^\circ$) obtiveram perfis iguais entre si, sendo que o G4 ($92,6^\circ$) mostrou uma média diferente dos demais grupos. Foi detectada uma interação significativa entre o tempo e a deformação dos ângulos das molas ($p<0,001$). **Conclusão:** Houve relaxamento de tensão das molas T de beta-titânio, que ocorreu com maior intensidade em 24 horas e aumentou de forma gradual até o período de 12 semanas, sendo as dobras entre as hastes verticais e horizontais das molas (ângulos 5 e 6) e as dobras realizadas na haste horizontal (ângulos 8 e 9) os locais que sofreram maior relaxamento.

PALAVRAS-CHAVE: Ortodontia, biomecânica, titânio.

*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

INTRODUÇÃO

O fechamento de espaços ortodôntico pode ser realizado por alças ou por deslizamento. A mecânica de alças apresenta certas vantagens, quando comparada com a de deslizamento, como a ausência de atrito e a possibilidade de uma melhor manipulação da proporção momento-força (M/F), que resultam em um maior controle durante o fechamento de espaço. Dentre as alças normalmente utilizadas, a mola T produzida com liga de beta-titânio (β -Ti) é tida como uma das melhores, pois produz uma maior M/F e uma proporção carga-deflexão menor quando comparada a outras alças verticais convencionais².

Entretanto, quando a mola T é encaixada ao aparelho, ela é submetida a uma tensão constante, da mesma forma que todas as outras alças. Essa tensão constante, quando aplicada ao longo do tempo, pode levar a uma mudança do formato original da alça, causando uma modificação no seu sistema de forças inicialmente planejado⁴. A esse fenômeno é dado o nome de relaxamento de tensão, que é a tentativa da estrutura cristalina da liga metálica se reorganizar após a concentração do estresse⁵. Esse tipo de relaxamento tem características bem definidas, sendo mais significativa nas primeiras 24 horas da aplicação da tensão^{4, 12}, e foi observado tanto em fios ortodônticos de diversas ligas^{1, 3, 10-12, 14, 18} quanto em molas T^{4, 13}.

Contudo, os locais específicos onde o relaxamento de tensão ocorre em molas T ainda não foram identificados, mas suspeita-se que sejam nos locais onde há uma maior concentração de tensão. Através do Loop Software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia), que é um programa que permite o

desenho e avaliação de alças ortodônticas com uma previsão das forças, momentos e M/F produzidos⁹, pode-se realizar uma simulação da ativação de uma mola T e observar a distribuição de tensão ao longo de suas diferentes regiões. Numa simulação deste tipo ocorrem diferentes quantidades de tensão ao longo da mola, com uma maior concentração em dois locais: na região da dobra entre as hastes horizontais e verticais da mola e nas dobras de pré-ativação realizadas na haste horizontal da mola (Figura 1). Sendo assim, existe a possibilidade de que sejam estes os locais responsáveis pelo maior relaxamento de tensão da mola T.

O objetivo desse estudo, portanto, foi avaliar quais regiões da mola T de β -Ti são mais acometidas pelo relaxamento de tensão, através de mensurações da modificação estrutural das molas ao longo de 12 semanas.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi constituída de 50 molas T de dimensão 6mm x 10mm confeccionadas por um mesmo operador a partir de fios retos de β -Ti 0,017" X 0,025" (TMA®, Ormco Co., Glendora, EUA), utilizando um alicate de Marcotte (no. 678-316, Hu-Friedy Dental Instruments, Chicago, EUA). Para a padronização da confecção e pré-ativação das molas foram utilizados templates desenvolvidos no Loop software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) (Figura 2) e impressos em escala real.

As molas foram aleatoriamente divididas em cinco grupos, com 10 molas por grupo, de acordo com o período da avaliação. Para o grupo de avaliação imediata (G0), as molas foram pré-ativadas de acordo com o template,

submetidas a uma simulação de ativação e imediatamente digitalizadas em um *scanner* HP Scanjet 3670 (Hewlett-Packard, Palo Alto, EUA) com alta resolução (600dpi) para que cada um de seus 9 ângulos fossem mensurados (Figura 3). Os grupos de 1 a 4 foram encaixados em um suporte de aço simulando uma situação clínica (Figura 4), onde a distância interbraquete (DIB) era de 23mm e as molas permaneciam centralizadas e ativadas 5mm (por 24 horas no G1, por 48 horas no G2, por 1 semana no G3 e por 12 semanas no G4). Para o correto posicionamento das molas e para a padronização da ativação, foram realizadas marcações no fio nas suas extremidades horizontais com caneta hidrográfica de ponta fina a uma distância de 9mm do centro da mola. Após a pré-ativação, elas eram ativadas até que as marcações se localizassem na entrada dos tubos do suporte (Figura 5). Após o respectivo período de tempo, as molas de cada grupo foram digitalizadas para a mensuração dos ângulos.

O software Screen Protractor 4.0 (Iconico, Inc., Nova York, EUA) foi utilizado para mensuração das angulações de todos os grupos. Cada ângulo de cada mola foi mensurado duas vezes com 7 dias de diferença, por um único operador, para o cálculo dos erros casuais e sistemáticos. O teste de Dahlberg encontrou uma variação de erros casuais entre $0,001^\circ$ a $2,23^\circ$ e o teste t pareado não encontrou diferenças sistemáticas entre as duas mensurações ($p=0,152$), assim sendo, a média das mensurações foi utilizada na análise estatística.

A análise estatística foi realizada através do software para Windows IBM SPSS Statistics, v.22.0 (IBM Co., Armonk, Nova York, EUA). Como os dados estavam normalmente distribuídos, uma análise de variância (ANOVA) de dois

níveis, com nível de significância de 5%, foi utilizada para averiguar diferenças entre os ângulos e os períodos, bem como a interação entre esses fatores. O teste *post hoc* de Tukey, ao nível de significância de 5%, foi utilizado para identificar as diferenças onde elas foram detectadas.

RESULTADOS

O tempo influenciou de forma significativa as angulações das molas ($p < 0,001$) (Tabela 1). O G0 mostrou um perfil de angulação diferente dos demais grupos, com um total de $84,1^\circ$, enquanto os G1, G2 e G3 obtiveram perfis de angulação iguais entre si, com médias de $90,2^\circ$, $90,7^\circ$ e $91,1^\circ$, respectivamente. O G4 mostrou um perfil de angulação diferente dos demais grupos ($92,6^\circ$) (Tabela 2).

Houve diferenças entre os ângulos medidos ($p < 0,001$) (Tabela 1). Os ângulos 1 e 2 foram iguais ($19,8^\circ$ e $21,0^\circ$), mas diferentes dos ângulos 3,4 e 7 ($93,3^\circ$, $93,1^\circ$ e $92,9^\circ$), os quais foram iguais entre si. Estes últimos, por sua vez, foram diferentes dos ângulos 5 e 6 ($100,2^\circ$ e $100,2^\circ$) que foram iguais entre si. Finalmente, todos os ângulos supracitados foram diferentes dos ângulos 8 e 9 ($143,4^\circ$ e $144,0^\circ$), esses iguais entre si (Tabela 3).

Foi detectada uma interação significativa entre o tempo e a deformação dos ângulos das molas ($p < 0,001$) (Tabela 1 e Figura 6).

DISCUSSÃO

Após 24 horas houve um aumento significativo das angulações mensuradas, fazendo com que as dobras de maneira geral se desfizessem. Isso se deu devido ao relaxamento de tensão sofrido pelas molas mantidas sob

tensão constante. Um material metálico submetido a uma tensão constante dentro de seu limite elástico por um certo período de tempo pode ter sua estrutura cristalina alterada, a qual tenta se reorganizar pelo relaxamento de tensão modificando seu formato⁵. Esse efeito já foi demonstrado em fios retos de aço inoxidável^{1, 3, 10, 11}, elgiloy^{11, 18}, em níquel titânio^{3, 10-12, 14}, em β -Ti^{10, 12}, em “clips” de braquetes autoligáveis¹⁷ e mais recentemente em molas de β -Ti^{4, 13}. Como é característico desse fenômeno^{11, 14, 18}, o efeito de relaxamento de tensão foi gradual em nosso estudo, ocorrendo com maior intensidade nas primeiras 24 horas e aumentando gradativamente durante as 12 semanas restantes. A literatura sugere que, para avaliações de relaxamento de tensão em fios, apenas um período 24 horas seria o suficiente¹², entretanto foi mostrado que mesmo após as primeiras 24 horas ocorrem mudanças significativas. Clinicamente, o que pode acontecer em função dessa deformação sofrida nas primeiras 24 horas é uma menor produção de forças e momentos.

Houve diferença de deformação entre os ângulos mensurados, o que era esperado, pois os diferentes ângulos foram submetidos a diferentes tensões. Os ângulos que mais sofreram relaxamento foram os pares 5 e 6, e 8 e 9 (menciona-se pares pois esses são ângulos contralaterais de mesma localização), os quais são locais de dobras localizadas e agudas, mais propensos a absorção de tensões¹⁵. Apesar de existirem na literatura trabalhos que observaram deformações¹³ e modificações no sistema de forças de molas T de β -Ti⁴ ao longo do tempo, nenhum deles localizou onde o relaxamento de tensão se encontrava nas molas, o que impossibilita uma discussão mais ampla desses resultados.

Foi observada uma interação significativa entre o tempo e os ângulos mensurados, portanto pode-se dizer que houve diferença de comportamento entre eles quando submetidos à pressão constante ao longo do tempo. A região das extremidades superiores da mola T (ângulos 1 e 2) se mantiveram relativamente constantes durante os períodos avaliados, mostrando que no formato convencional de mola T esta é a região mais estável, o que era suspeitado pois nessa região há pouca tensão (Figura 1). A deformação das molas se concentrou nos ângulos 5, 6, 7, 8 e 9, que compreendem a região das hastes horizontais da mola, sendo estes os locais mais afetados pelo relaxamento de tensão. Provavelmente estas regiões sofreram uma maior deformação por serem os locais onde a tensão mais se concentrou durante a ativação das molas.

As mensurações de ângulos, as quais são insensíveis a variações de dimensões que podem ser causadas durante o processo de digitalização, foram realizadas utilizando o software Screen Protractor 4.0 (Iconico, Inc., Nova York, EUA). Esse software foi utilizado para realizar mensurações angulares em diferentes áreas biológicas^{6-8, 16} e no nosso trabalho mostrou-se válido, conforme demonstrados pelos relativamente baixos erros randômicos detectados no teste de Dahlberg e pelo erro sistemático inexistente conforme mostrado pelo teste T pareado.

CONCLUSÃO

Para os grupos de molas avaliados foi possível concluir que:

1. Houve relaxamento de tensão das molas T de β -Ti;

2. O relaxamento de tensão ocorreu com uma maior intensidade em um período de 24 horas e de forma gradual até o período de 12 semanas;
3. Foram identificadas duas áreas onde ocorreu maior deformação, uma nas dobras entre as hastes verticais e horizontais das molas (ângulos 5 e 6) e outra nas dobras realizadas na haste horizontal (ângulos 8 e 9).

REFERÊNCIAS

1. Birkenkamp S, Pancherz H. Comparison of three brands of round stainless steel wires used in the Begg and tip-edge techniques. *Aust Orthod J*. 2004;20(2):65-9.
2. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1976;70(1):1-19.
3. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1985;87(6):445-52.
4. Caldas SG, Martins RP, Viecilli RF, Galvao MR, Martins LP. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(2):e85-92.
5. Callister Jr WD. *Materials Science and Engineering: An Introduction*. NJ: Wiley; 2006.
6. Cuff DJ, Pupello DR. Prospective randomized study of arthroscopic rotator cuff repair using an early versus delayed postoperative physical therapy protocol. *J Shoulder Elb Surg*. 2012;21(11):1450-5.
7. Dunn SP, Meyer J. Displacement of the anterior process of the calcaneus after Evans calcaneal osteotomy. *J Foot Ankle Surg*. 2011;50(4):402-6.
8. Ghalwash AM, El-Shennawy SAW, Abd-Elwahab MS. Efficacy of adhesive taping in controlling genu recurvatum in diplegic children: A pilot study. *The Egyptian Journal of Medical Human Genetics*. 2013;14(2):183-8.
9. Halazonetis OJ. Design and test orthodontic loops using your computer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(3):346-8.
10. Hanyuda A, Nagasaka S, Yoshida T. Long-term time effect on load-deflection characteristics of orthodontic wires. *Orthodontic Waves*. 2006;65(4):155-60.
11. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1984;86(5):396-402.
12. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod*. 1989;60(4):283-8.
13. Keng FY, Quick AN, Swain MV, Herbison P. A comparison of space closure rates between preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy T-loops: a randomized controlled clinical trial. *Eur J Orthod*. 2012;34(1):33-8.
14. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1979;75(5):569-75.
15. Nagasekhar AV, Tick-Hon Y, Seow HP. Deformation behavior and strain homogeneity in equal channel angular extrusion/pressing. *J Mater Process Tech*. 2007;192-193(0):449-52.
16. Oon Tan C, Botha C, Weinberg L, Story DA, McNicol L. Computerized tomographic anatomic relationships of the thoracic paravertebral space. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2013;27(6):1315-20.
17. Pandis N, Bourauel C, Eliades T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(6):834-7.
18. Twelftree CC, Cocks GJ, Sims MR. Tensile properties of orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1977;72(6):682-87.

TABELAS E FIGURAS

Tabela 1 – Análise de variância avaliando a influência do tempo e ângulo nas angulações das molas ($\alpha = ,05$).

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Tempo	3864,67	4	966,16	40,20	p<0,001
Ângulo	784845,78	8	98105,72	4082,36	p<0,001
Tempo x Ângulo	5527,16	32	172,72	7,18	p<0,001

Tabela 2 – Médias e desvio padrão das angulações (em graus) de cada grupo (letras diferentes indicam grupos diferentes).

Tempo	Angulação (DP)
G0	84,1 ^A (40,9)
G1	90,2 ^B (42,4)
G2	90,7 ^{BC} (42,9)
G3	91,1 ^{BC} (42,9)
G4	92,6 ^C (42,8)

Tabela 3 – Médias e desvio padrão das angulações (em graus) de cada ângulo mensurado (letras diferentes indicam grupos diferentes).

Ângulo	Angulações (DP)
1	19,8 ^A (2,9)
2	21,0 ^A (2,1)
3	93,3 ^B (3,0)
4	93,1 ^B (2,8)
5	100,2 ^C (5,8)
6	100,0 ^C (5,2)
7	92,9 ^B (15,2)
8	143,4 ^D (6,7)
9	144,0 ^D (4,8)

FIGURA 1

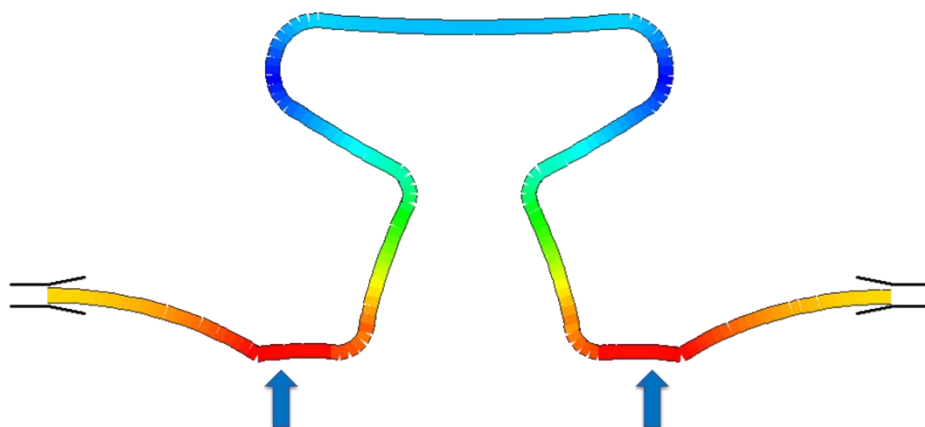


Figura 1 – Simulação da ativação de uma mola T pré-ativada por dobra mostrando uma maior concentração de tensão, indicada pelas setas, nas dobras presentes nas hastes horizontais.

FIGURA 2

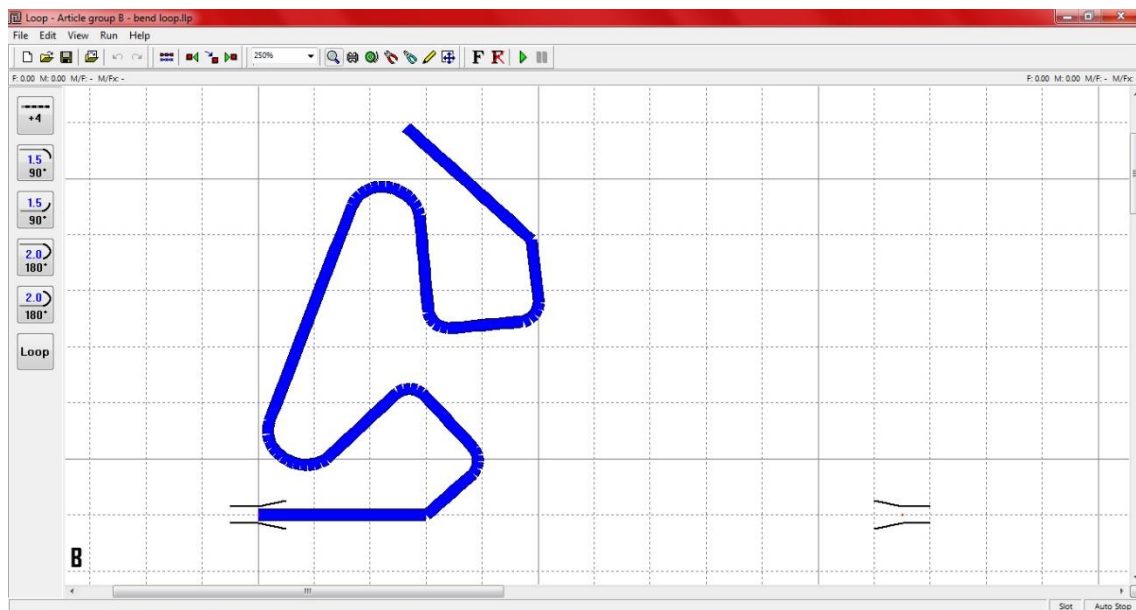
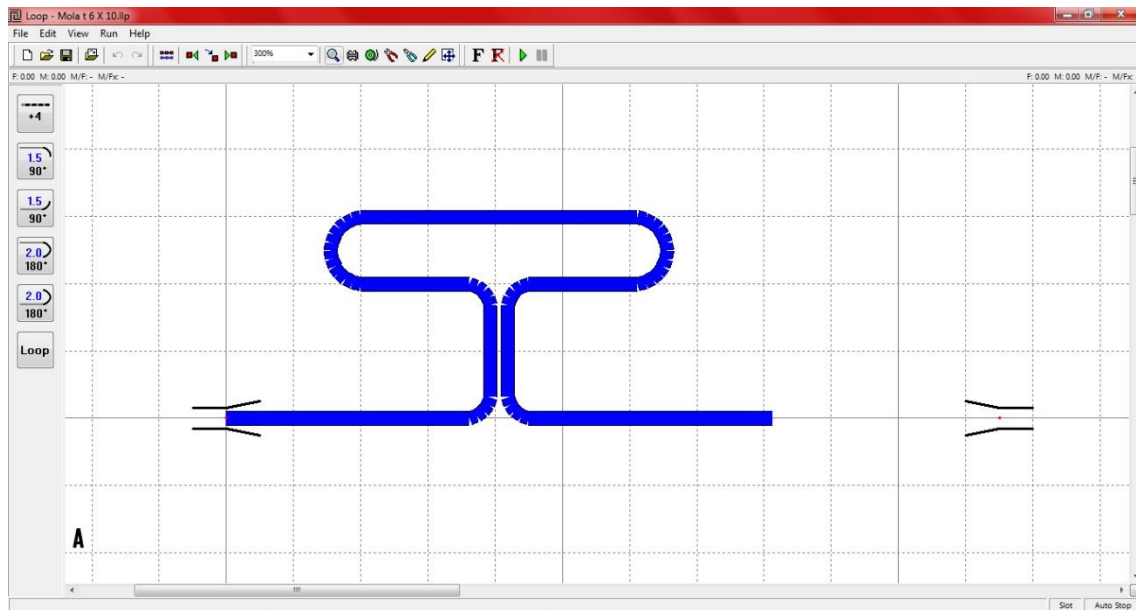


Figura 2 – Template desenvolvido no Loop software para: A) Confeção das molas; B) Pré-ativação das molas. O software permite que o template seja impresso em tamanho real (proporção 1:1).

FIGURA 3

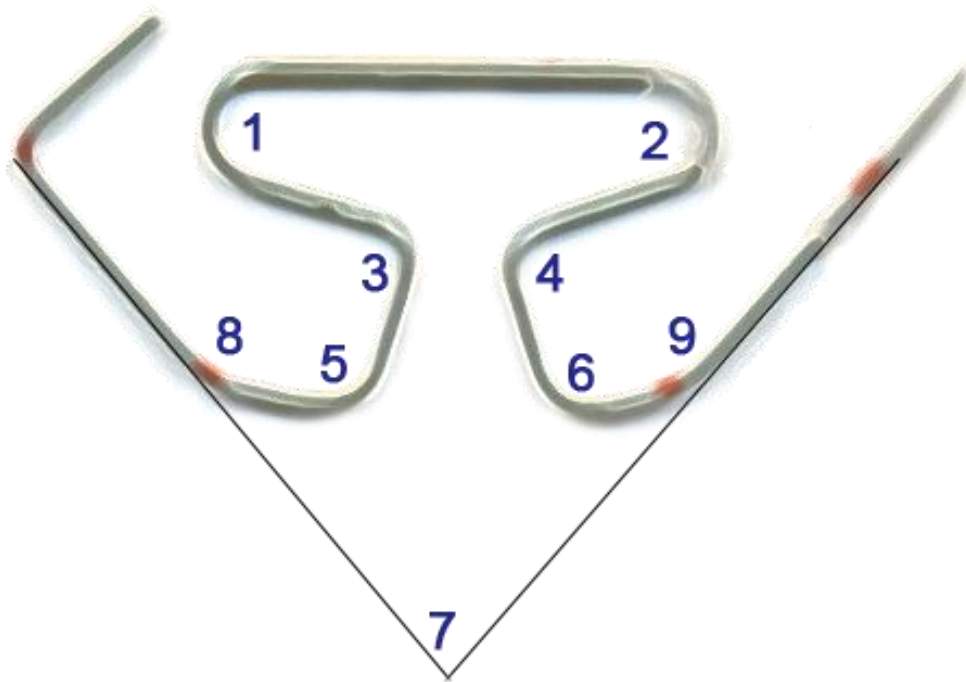


Figura 3 – Mola T pré-ativada por dobra com seus ângulos a serem mensurados, enumerado de 1 a 9.

FIGURA 4



Figura 4 – Suporte utilizado para adaptação das molas nos diferentes tempos avaliados.

FIGURA 5

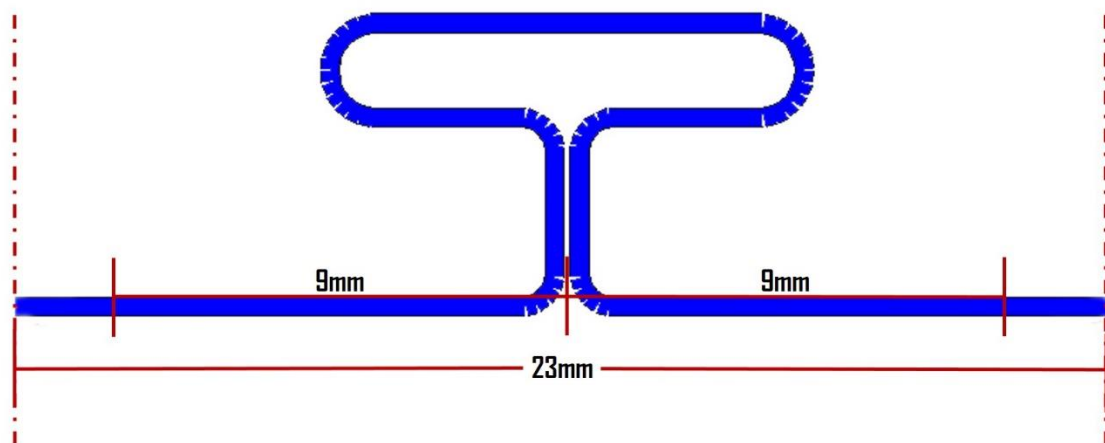


Figura 5 – Mola T com a DIB de 23mm e marcações nas extremidades horizontais para realizar pré-ativação.

FIGURA 6

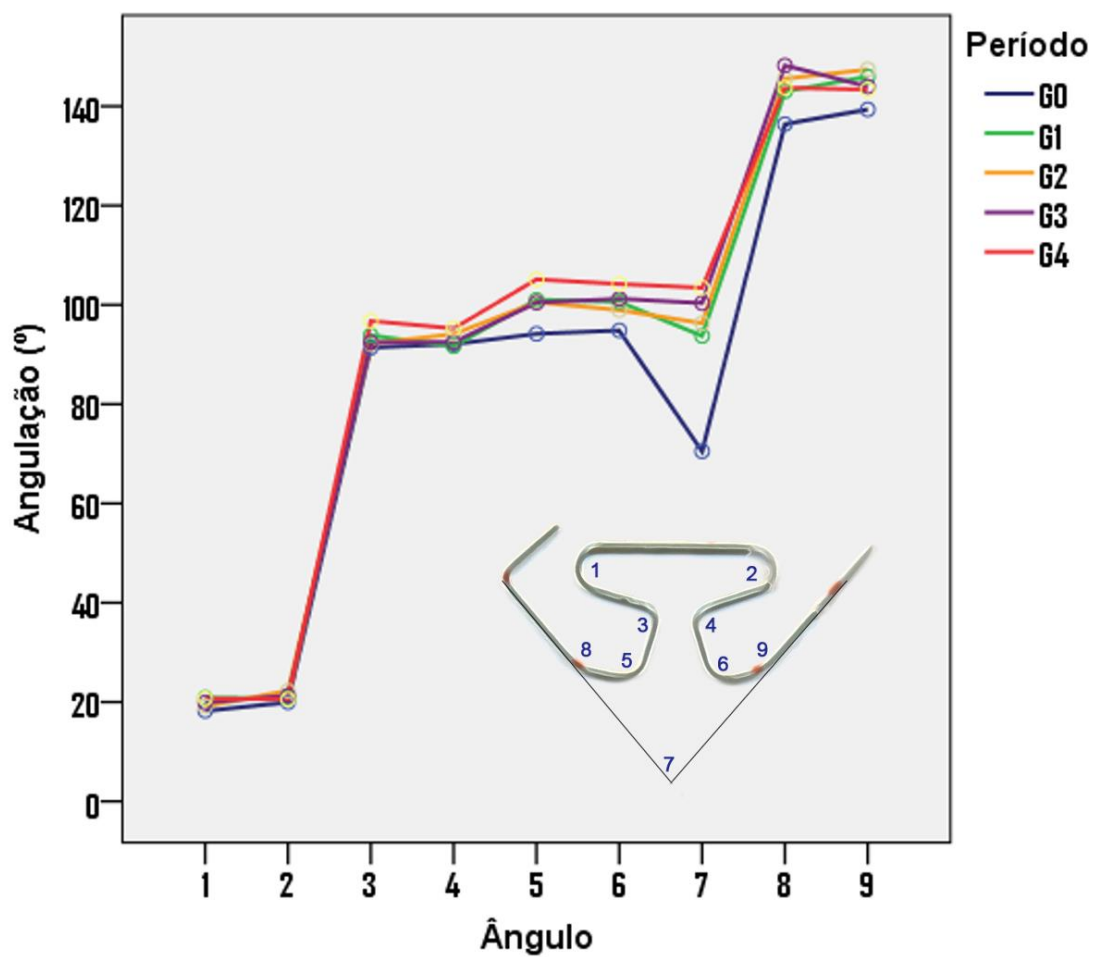


Figura 6 – Gráfico mostrando a variação de cada ângulos nos 5 períodos avaliados.



Capítulo 2

Estudo de uma Solução para o Relaxamento de Tensão de Molas T de Beta-Titânio*

RESUMO

Objetivo: Avaliar o relaxamento de tensão em molas T com helicoides em áreas de tensão e identificar modificações no sistema de força. **Materiais e Métodos:** Quarenta molas T feitas com fio 0,017"X0,025" de beta-titânio foram divididas em dois grupos: um de molas T com helicoides (helicoides) (n=20) e outro de molas T convencionais (convencional) (n=20). Os grupos foram divididos em dois subgrupos, para avaliação imediata (T0) e após 48 horas (T1) de as molas serem mantidas ativadas. O Orthodontic Force Tester foi utilizado para registrar as forças e momentos produzidos (F_y e M_x) a cada 0,5mm de desativação e as proporções momento-força (M/F) foram calculadas. Uma ANOVA de dois níveis para medidas repetidas ($p=0,05$) foi utilizada para avaliar a influência do tempo, dos grupos e de suas desativações e também possíveis interações. **Resultados:** Houve interação entre o tempo e os grupos para os momentos ($p<0,001$), forças ($p=0,018$) e M/F ($p<0,047$). Ambos interagiram na desativação das molas nos momentos ($p<0,001$) e M/F ($p=0,006$), mas não na força ($p=0,14$). Os helicoides diminuíram os momentos ($p<0,001$) e forças ($p<0,001$), aumentando a M/F ($p<0,001$), bem como interagiram na desativação das molas, diminuindo a proporção carga-deflexão dos momentos ($p<0,001$) e forças ($p<0,001$) produzidos, alterando a M/F ($p<0,009$). **Conclusão:** Adição de helicoides em molas T resultou em maiores diferenças em momento, força e M/F ao longo do tempo e causou alterações em momento, força e M/F comparada as molas convencionais.

*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

PALAVRAS-CHAVE: Ortodontia, biomecânica, titânio.

INTRODUÇÃO

A mola T para fechamento de espaços foi apresentada na ortodontia como um aperfeiçoamento da alça vertical. Ao inserir-se uma maior quantidade de fio na porção cervical³, ocorre um aumento na proporção momento-força (M/F) e uma diminuição na proporção carga-deflexão (C/D), possibilitando um melhor controle de inclinação dos dentes e permitindo uma maior amplitude de ativação^{1-3, 13}. Adicionalmente, ao confeccionar-se essa mola com fios de beta-titânio (β -Ti), a C/D torna-se ainda menor, que permite ainda maiores amplitudes de ativação².

Apesar de suas vantagens, ela possui uma limitação que é característica de qualquer alça ortodôntica que permanece sob deflexão constante por um longo período de tempo. Ao encaixar-se a alça ao aparelho ortodôntico, ela é submetida a uma tensão constante e isso pode alterar a estrutura cristalina de sua liga metálica, que tenta se reorganizar pelo relaxamento de tensão mudando o seu formato original. Como o relaxamento de tensão pode modificar o formato da alça e suas pré-ativações, por consequência, o sistema de forças inicialmente planejado pode se alterar, principalmente nas primeiras 24 horas⁶.¹². Embora a literatura tenha demonstrado esse efeito em molas T^{6, 13}, ainda não foram determinados quais são os locais críticos de acúmulo de tensão e que talvez seriam os maiores responsáveis pelo relaxamento da mola T.

O Loop Software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia)⁹ é uma ferramenta que pode criar, avaliar e alterar molas ortodônticas de uma maneira confiável e mais simplificada que um modelo de elementos finitos^{15, 24}. Através dele pode-se fazer uma simulação de uma mola T pré-ativada por dobras e

identificar quais são as áreas de maior acúmulo de tensão, para que conseqüentemente tente-se resolver o problema do relaxamento de tensão. Na figura 1, percebe-se que há duas áreas de grande acúmulo de tensão e que podem ser as maiores responsáveis pelo relaxamento. A primeira dessas áreas está localizada entre as hastes verticais e horizontais da mola, enquanto a outra área fica localizada nas pré-ativações das hastes horizontais

A adição de helicoides pode ser uma maneira de se eliminar a tensão em regiões que apresentam um acúmulo de estresse. Apesar da literatura demonstrar várias situações onde helicoides podem ser incorporados^{3, 7, 8, 18, 20-22}, essa adição é feita na tentativa de se diminuir a $C/D^{3, 8, 22}$, ou de se modificar o vetor das forças¹⁷, e não para se reduzir o estresse localizado, o qual pode causar o relaxamento de tensão. Entretanto, essa adição pode causar modificações ao sistema de forças das molas, alterando a força horizontal, a M/F ou a $C/D^{3, 8, 22}$, e isso tem que ser ponderado para que o custo benefício dessa adição seja adequado.

Portanto, o objetivo desse trabalho foi adicionar helicoides como solução para a concentração de estresse em uma das regiões afetadas, avaliar o relaxamento de tensão dessas molas ao longo de 48 horas, além de determinar as modificações no sistema de força.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra utilizada consistiu de 40 molas T com 7x10mm de dimensão, confeccionadas por um mesmo operador, a partir de fios retos de β -Ti (TMA[®],

Ormco Corporation, Glendora, EUA) com espessura de 0,017" X 0,025". Vinte dessas molas foram confeccionadas seguindo a configuração convencional (grupo convencional) e 20 tiveram a adição de dois helicoides em áreas específicas de acúmulo de estresse, entre as hastes verticais e horizontais (grupo helicóide).

Quatro templates foram desenvolvidos no Loop Software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) para a padronização da confecção e pré-ativação das molas, de forma que fossem preservadas as mesmas angulações para ambos os grupos (Figura 2).

As molas de cada grupo foram aleatoriamente divididas em dois subgrupos de dez molas, um para avaliação imediata (T0) e outro para avaliação após 48 horas (T1) das molas serem mantidas centralizadas e ativadas 5mm em um dispositivo, a uma distância interbraquete de 23mm (Figura 3). Para a correta posição da mola e ativação, foram realizadas marcações no fio nas suas extremidades horizontais a uma distância de 9mm do centro da mola, antes de sua pré-ativação. Assim, a mola era ativada até que as marcações se localizassem na entrada dos tubos do suporte.

O Orthodontic force tester (OFT) foi utilizado para o registro das forças e momentos das molas. O OFT consiste em duas células de carga (Multi-axis force/torque Nano17, ATI Industrial Automation, Apex, EUA), com intervalos de mensuração de força de 0–20N e de 0–100Nmm para os momentos. Cada uma das células de carga teve um braquete autoligável 0,018" de primeiro pré-molar superior (In-ovation R, Dentsply GAC Internacional Inc., York, EUA) soldado a uma extensão. As células de carga foram calibradas para que o sistema de

coordenadas utilizado tivesse sua origem no centro dos braquetes (Figura 4) e o OFT era zerado antes da inserção de cada mola.

Para os testes, as molas T eram posicionadas centralizadas e ativadas numa distância de 23mm, com a ajuda das marcações já feitas. A cada 0,5mm de desativação, checado com um paquímetro digital Absolute (Mitutoyo Co., Illinois, EUA), os valores de força e momentos (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y e M_z) eram registrados por um software dedicado, e salvos por ele em uma planilha compatível com o Excel 2010 (Microsoft Office, Microsoft, Redmond, EUA). Apesar do registro do OFT ser tridimensional, somente os valores de força horizontal (F_y) e momentos no plano antero-vertical (M_x) foram utilizados. Com esses dados coletados foram calculados os valores da M/F.

Como as molas estavam centralizadas entre os dois transdutores, a média de ambos os registros foi utilizada para a análise estatística, realizada com o *software* IBM SPSS Statistics para Windows, v.22.0 (IBM Corp., Armonk, Nova York, EUA). Como os dados coletados estavam normalmente distribuídos, foi utilizada uma análise de variância de dois níveis para medidas repetidas, com significância de 5%, para detectar-se diferenças nas variáveis força, momento e M/F entre os grupos, entre as desativações e o tempo de avaliação, bem como detectar interações entre esses fatores. Todos os fatores foram analisados pelo teste de Mauchly para averiguar se a esfericidade foi ou não violada. Nos casos onde ela foi violada, os graus de confiança foram corrigidos pelas estimativas de Greenhouse-Geisser para esfericidade (ϵ).

RESULTADOS

O tempo influenciou os momentos gerados de forma significativa ($F=44,75$; $p<0,001$) (Tabela 1). As molas em T0 produziram 16,07Nmm, e em T1 produziram 13,73Nmm (Tabela 2). O tempo influenciou o momento dos grupos de forma distinta ($F=16,40$; $p<0,001$) (Tabela 1). O grupo helicóide mostrou ter uma maior queda nos momentos após 48 horas do que o grupo convencional (Figura 5).

Os grupos testados produziram diferentes valores de momento ($F=29,90$; $p<0,001$). O grupo helicóide apresentou uma média de momento de 14,02Nmm, enquanto que o grupo convencional apresentou 15,77Nmm (Tabela 3). A variação dos momentos com a desativação foi diferente para ambos os grupos ($F=102,42$; $p<0,001$), as inclinações das retas de regressões do grupo helicóide foram de 0,63 e 0,60, e de 0,82 e 0,91 para o grupo convencional (Figura 5).

Houve diferenças entre as desativações para os momentos produzidos ($p<0,001$), nesse caso a esfericidade foi violada ($X^2(44)=220,71$; $p<0,001$) e os graus de confiança foram corrigidos ($\epsilon=0,19$). Para a interação entre tempo e desativação, a esfericidade também foi violada ($X^2(44)=126,55$; $p<0,001$), portanto os graus de confiança foram corrigidos ($\epsilon=0,33$) e isso mostrou que o tempo não influenciou as desativações ($p=0,052$). Entretanto, o tempo influenciou a maneira com que os momentos variam com a desativação quando os dois grupos são comparados ($F=9,17$; $p<0,001$) (Tabela 1 e Figura 5).

O tempo teve influência na força liberada de ambos os grupos ($F=23,46$; $p<0,001$) (Tabela 4). Em T0 a magnitude das forças, avaliada pelo perfil das molas, foi de 2,21N e caiu para 1,81N em T1 (Tabela 5). O tempo influenciou

os dois grupos de forma diferente ($F=6,83$; $p=0,018$) (Tabela 1). O grupo helicóide foi mais influenciado pelo tempo do que o grupo convencional (Figura 6).

Os grupos avaliados foram diferentes entre si quanto a magnitude da força ($F=88,04$; $p<0,001$) (Tabela 4). O grupo helicóide produziu em média 1,61N, enquanto que o grupo convencional produziu 2,41N (Tabela 6). Também houve interação entre os grupos e as desativações ($F=295,09$; $p<0,001$) com os grupos avaliados mostrando C/D diferentes, como pode ser observado pelas inclinações das retas de regressão dos dois grupos (0,27 e 0,26 para o grupo helicóide e 0,43 e 0,46 para o grupo convencional) (Figura 6).

Houve diferença de força durante as desativações das molas ($p<0,001$). Para esses valores, a esfericidade foi violada ($X^2(44)=184,11$; $p<0,001$) e os graus de confiança corrigidos ($\epsilon=0,20$). Ao se avaliar a interação entre o tempo e a desativação, a esfericidade também foi violada ($X^2(44)=228,27$; $p<0,001$) e portanto, os graus de confiança também foram corrigidos ($\epsilon=0,17$). Como consequência, não foi detectada interação entre os fatores tempo e desativação ($p=0,27$).

A diminuição da força com a desativação foi semelhante para ambos os grupos ($F=2,15$; $p=0,14$) (Tabela 4). As inclinações das retas de regressão de cada tipo de mola variaram de 0,26 para 0,27, e de 0,43 para 0,46 para os grupos helicóide e convencional, respectivamente (Figura 6).

O tempo influenciou a M/F das molas ($F=12,37$; $p=0,002$) (Tabela 7), em T0 as molas produziram uma média de 7,79mm e em T1 elas produziram

8,71mm (Tabela 8). O tempo também influenciou os grupos de forma diferente ($F=4,53$; $p=0,047$) (Tabela 7).

As M/F produzidas foram diferentes para ambos os grupos ($F=59,89$; $p<0,001$) (Tabela 7). O grupo helicóide produziu em média 9,5mm enquanto o grupo convencional produziu 6,9mm (Tabela 9). A forma que as M/F variaram na desativação também foram diferentes para cada grupo ($F=7,92$; $p=0,009$).

A esfericidade foi violada ($X^2(44)=521,99$; $p<0,001$) para as desativações e os graus de confiança foram corrigidos ($\epsilon=0,12$), detectando uma diferença entre elas ($p<0,001$). Para a interação entre tempo e desativação, a esfericidade também foi violada ($X^2(44)=423,72$; $p<0,001$) e os graus de confiança corrigidos ($\epsilon=0,13$), isso mostrou que o tempo influenciou a M/F nas diferentes desativações ($p<0,001$). Finalmente, o tempo influenciou a variação de M/F durante as desativações de forma distinta para os dois grupos ($F=8,65$; $p=0,006$) (Tabela 7 e Figura 7).

DISCUSSÃO

Os momentos produzidos pelas molas T diminuíram com o tempo. Esse era um resultado esperado, uma vez que os efeitos causados por relaxamento de tensão já foram demonstrados em fios retos^{4, 10-12, 14, 23} e em molas T^{6, 13}. Entretanto, quando helicóides foram adicionados a uma região de acúmulo de estresse, buscando-se diminuir o relaxamento de tensão dessa alças, o resultado deu-se contrário ao esperado. A adição de helicóides na mola T em uma das regiões de estresse fez com que houvesse uma maior queda dos momentos produzidos em 48 horas (Figura 5). Isso provavelmente aconteceu

porque a tensão absorvida pelos helicoides foi redistribuída para o restante da haste horizontal, fazendo com que as dobras de pré-ativação ali localizadas, e parcialmente responsáveis pelos momentos produzidos, ficassem sujeitas a uma maior tensão e, por conseguinte, relaxassem mais do que o design de mola convencional. Provavelmente este problema pode ser solucionado substituindo as dobras secas por curvatura, que irá distribuir a tensão por toda a extensão do fio^{5, 16}. O fato da adição de helicoides a essa alça ter ocorrido em função da influência de tensão ao longo do tempo torna esse trabalho de difícil comparação, pois na literatura a adição de helicoides a alças se dá na tentativa de diminuição da C/D das mesmas^{3, 8, 22}.

Apesar dos helicoides terem diminuído os momentos produzidos pelas molas, essa diminuição foi pequena (de 15,8 Nmm para 14,0 Nmm). Entretanto, a grande vantagem dessa adição foi a mudança de comportamento dos momentos produzidos durante a desativação das molas. Pode ser observado na figura 5 que a C/D dos momentos produzidos pelo grupo helicoides são menores que as do grupo convencional, o que era esperado. Esse efeito é similar ao demonstrado em cantilevers, onde a força vertical, e consequentemente os momentos produzidos por esta, são menores quando helicoides são adicionados¹⁷, devido ao aumento de fio incorporado a toda essa estrutura. Isso faz com que uma mola com helicoides sendo desativada pelo fechamento de espaços perca menos momento quando comparada com as convencionais.

A força horizontal diminuiu com o tempo para ambos os grupos. Essa queda nos valores de força é o resultado do relaxamento de tensão das dobras de pré-ativação. Essa mudança de formato da mola, que foi responsável pela

diminuição dos momentos produzidos, muda o formato da mola em posição neutra, diminuindo a ativação horizontal, conforme mostrado pela literatura³. Apesar do relaxamento de tensão já ter sido identificado em molas T^{6, 13} e ter obtido resultados semelhantes ao nosso, causando uma modificação da posição neutra, a proposta do nosso trabalho foi diferente. Este estudo comparou o efeito do tempo em molas T com e sem helicoides em locais específicos para uma menor concentração de estresse, e por conseguinte as molas com helicoide foram mais sensíveis do que as convencionais ao longo do tempo, sofrendo um maior relaxamento de tensão. Quantitativamente, pode-se calcular o quanto houve de alteração da posição neutra dos dois grupos e compará-los, substituindo o valor de y pelo número zero nas equações das retas de regressão (Figura 6). Assim, percebe-se que houve uma modificação maior da posição neutra no grupo com helicoide, que foi de 2,2mm, quando comparada com o grupo convencional, que foi de 0,8mm.

As molas com e sem helicoides produziram forças horizontais diferentes, o que pode ser explicado pelas suas diferentes C/D e por suas diferentes posições neutras. A maior quantidade de fio utilizada na confecção das alças com helicoides reduziu sua C/D, que é visível pela diferença entre as inclinações das suas duas retas de regressão comparadas com as do grupo convencional (Figura 6). Sabe-se que a adição de helicoides em alças diminui sua C/D^{3, 8, 22} e isso acabou ocorrendo mesmo tendo a adição de helicoides ocorrido com o propósito de dissipar o estresse de uma área específica. O outro fator que explica parcialmente as diferenças em forças entre os grupos é a mudança de formato que ocorre em uma alça dependendo de onde o estresse se distribui no fio (Figura 8). Isso foi tanto demonstrado em

cantilevers⁷ onde diferentes pré-ativações e a adição de helicoides mudaram tanto a C/D quanto a deflexão horizontal (que se traduz em posição neutra em alças), como também foi demonstrado pela alteração de forças horizontais produzidas em molas T com diferentes pré-ativações^{5, 8, 16, 19}.

A M/F das molas foi influenciada pelo tempo. Após o período de 48 horas, a M/F aumentou já que as forças e momentos das molas diminuíram em diferentes proporções, diferente do que mostra a literatura⁶. Essa divergência ocorreu porque o único trabalho existente na literatura avaliou a modificação da M/F com o tempo mediu somente molas convencionais, enquanto nosso estudo mensurou molas convencionais e com helicoides. Como o grupo helicóide sofreu uma grande alteração da M/F comparada com o grupo convencional (figura 7) isso fez com que a análise estatística não considere as diferenças entre os grupos quando analisa a interação tempo x desativação (tabela 7). O relaxamento de tensão causou a produção forças e momentos mais constantes nas alças com helicoides, mas uma maior mudança na C/D das forças do que na dos momentos fez com que as M/F fossem maiores quando comparadas às convencionais após 48 horas. Isso pode trazer um maior controle das raízes durante um fechamento de espaços, produzindo movimentos mais próximos de translação do que os conseguidos por alças sem os helicoides nesses locais específicos.

As molas com helicóide produziram uma M/F maior, que também se mostrou mais constante durante a desativação pela menor C/D dessas molas, tornando-as atrativas para aqueles que desejam um bom controle no fechamento de espaços. De acordo com a literatura, a adição de helicoides nas orelhas da alça não altera a M/F das molas³, somente a C/D e isso vai contra

os resultados obtidos no presente estudo. Isso corre porque a adição de helicoides em regiões de baixa tensão tem pouca influência no formato que a mola assume uma vez ativada, diferente de quando helicoides são colocados em regiões de alta tensão, como feito neste estudo (figura 8), e esse fator pode explicar essa discordância. Apesar da mola T com helicoides gerar M/F mais altas, as forças horizontais podem ser baixas para uma movimentação de corpo adequada, portanto pode ser uma boa ideia aumentar o calibre do fio com o qual se produz essa molas, já que sabe-se que a M/F é insensível a essa modificação.

CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos podemos concluir que a inserção de dois helicoides numa região de alto estresse das molas T:

1. Houve uma maior perda de momento inicial ao longo do tempo, mas a proporção de perda de momento por desativação se manteve. Houve redução do momento produzido e diminuição da perda de momento por desativação;
2. Causou, ao longo do tempo, uma maior redução da força, porém sem modificar a C/D. Como consequência, causou uma redução da força horizontal e da C/D;
3. As modificações na M/F causadas pelo tempo foram menores e se mantiveram mais estáveis durante a desativação. A adição de helicoides

aumentou a M/F e também fez com que ela se mantivesse mais estável ao longo de sua desativação.

REFERÊNCIAS

1. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Mechanics*. 1966;36(2):99-120.
2. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1982;82(5):361-78.
3. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1976;70(1):1-19.
4. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1985;87(6):445-52.
5. Caldas SG, Martins RP, Galvao MR, Vieira CI, Martins LP. Force system evaluation of symmetrical beta-titanium T-loop springs preactivated by curvature and concentrated bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(2):e53-8.
6. Caldas SG, Martins RP, Viecilli RF, Galvao MR, Martins LP. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(2):e85-92.
7. Dalstra M, Melsen B. Force systems developed by six cantilever configurations. *Clin Orth Res*. 1999;2:3-9.
8. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force-moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomechanics*. 1989;22(6/7):637-47.
9. Halazonetis OJ. Design and test orthodontic loops using your computer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(3):346-8.
10. Hanyuda A, Nagasaka S, Yoshida T. Long-term time effect on load-deflection characteristics of orthodontic wires. *Orthodontic Waves*. 2006;65(4):155-60.
11. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1984;86(5):396-402.
12. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod*. 1989;60(4):283-8.
13. Keng FY, Quick AN, Swain MV, Herbison P. A comparison of space closure rates between preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy T-loops: a randomized controlled clinical trial. *Eur J Orthod*. 2012;34(1):33-8.
14. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1979;75(5):569-75.
15. Martins RP, Buschang PH, Martins LP, Gandini LG, Jr. Optimizing the design of preactivated titanium T-loop springs with Loop software. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(1):161-6.
16. Martins RP, Buschang PH, Viecilli R, dos Santos-Pinto A. Curvature versus v-bends in a group B titanium T-loop spring. *Angle Orthod*. 2008;78(3):517-23.
17. Melsen B, Konstantellos V, Lagoudakis M, Planert J. Kombinierte Intrusion und Retraktion, ausgehend von Hebelarmen mit Schlaufen. *J Orofac Orthop*. 1997;58(4):232-41.

18. Ramos DF, Weime AD, Hanna M. A study of the forces produced by various preformed uprighting springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1979;76(6):637-45.
19. Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(6):757-63.
20. Stoner MM. Force control in clinical practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1960;46(3):163-86.
21. Techalertpaisarn P, Versluis A. How do mechanical responses at closing loop ends vary when loop position changes? A systematic analysis of vertical, T-, and L-loops. *Oral Science International.* 2013;10(2):58-64.
22. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas "T" para a obtenção de sistemas de forças otimizados. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11(5):57-77.
23. Twelftree CC, Cocks GJ, Sims MR. Tensile properties of orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1977;72(6):682-87.
24. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(1):48-53.

TABELAS E FIGURAS

Tabela 1 – Análise de variância de dois níveis com medidas repetidas dos momentos (N.mm) das molas em relação ao tempo, grupo, desativação e suas interações ($\alpha=,05$).

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Tempo	547,96	1,00	547,96	44,75	p<0,001
Tempo x Grupo	200,84	1,00	200,84	16,40	p<0,001
Grupo	306,31	1,00	306,31	29,90	p<0,001
Grupo x Desativação	13,34	1,68	7,93	102,42	p<0,001
Desativação	456,31	1,68	271,28	3503,81	p<0,001
Tempo x Desativação	0,22	2,97	0,07	2,76	0,052
Tempo x Grupo x Desativação	0,74	2,97	0,25	9,17	p<0,001

Tabela 2 – Estimativas da médias, erro padrão e intervalo de confiança de momento (N.mm) para os perfis das molas em cada período de tempo.

Tempo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
T0	16,07	0,27	15,5	16,64
T1	13,73	0,2	13,31	14,15

Tabela 3 – Estimativas da médias, erro padrão e intervalo de confiança de momento (N.mm) dos grupos de molas.

Grupo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
Convencional	15,77	0,22	15,30	16,25
Helicoide	14,02	0,22	13,55	14,50

Tabela 4 – Análise de variância de dois níveis com medidas repetidas das forças (N) das molas em relação ao tempo, grupo, desativação e suas interações ($\alpha=,05$).

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	Df	Quadrado Médio	F	Sig.
Tempo	16,19	1,00	16,19	23,46	p<0,001
Tempo x Grupo	4,71	1,00	4,71	6,83	0,018
Grupo	64,21	1,00	64,21	88,04	p<0,001
Grupo x Desativação	6,47	1,81	3,57	295,09	p<0,001
Desativação	105,64	1,81	58,28	4813,44	p<0,001
Tempo x Desativação	0,52	1,53	0,34	1,36	0,27
Tempo x Grupo x Desativação	0,083	1,53	0,05	2,15	0,14

Tabela 5 – Estimativas da médias, erro padrão e intervalo de confiança de força (N) para os perfis das molas em cada período de tempo.

Tempo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
T0	2,21	0,06	2,08	2,34
T1	1,81	0,05	1,68	1,93

Tabela 6 – Estimativas da médias, erro padrão e intervalo de confiança de força (N) dos grupos de molas.

Grupo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
Convencional	2,41	0,06	2,29	2,54
Helicoide	1,61	0,06	1,48	1,74

Tabela 7 – Análise de variância de dois níveis com medidas repetidas das M/F (mm) das molas em relação ao tempo, grupo, desativação e suas interações ($\alpha=,05$).

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Tempo	84,71	1,00	84,71	12,37	0,002
Tempo x Grupo	31,01	1,00	31,01	4,53	0,047
Grupo	626,86	1,00	626,86	59,89	p<0,001
Grupo x Desativação	41,94	1,10	38,27	7,92	0,009
Desativação	1324,91	1,10	1209,05	250,35	p<0,001
Tempo x Desativação	73,59	1,18	62,53	29,36	p<0,001
Tempo x Desativação x Grupo	21,69	1,18	18,43	8,65	0,006

Tabela 8 – Estimativas da médias, erro padrão e intervalo de confiança de M/F (mm) para os perfis das molas em cada período de tempo.

Tempo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
T0	7,79	0,19	7,39	8,18
T1	8,71	0,23	8,23	9,18

Tabela 9 - Estimativas da médias, erro padrão e intervalo de confiança de M/F (mm) dos grupos de molas.

Grupo	Média	Erro Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
			Limite inferior	Limite superior
Convencional	6,99	0,23	6,51	7,47
Helicoide	9,5	0,23	9,02	9,98

FIGURA 1

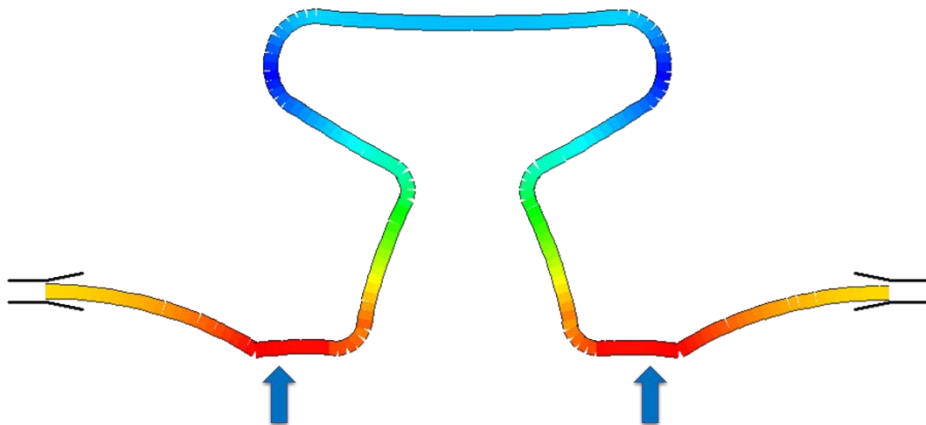


Figura 1 – Simulação da ativação de uma mola T pré-ativada por dobra mostrando uma maior concentração de tensão, indicada pelas setas, nas dobras presentes nas hastes horizontais.

FIGURA 2

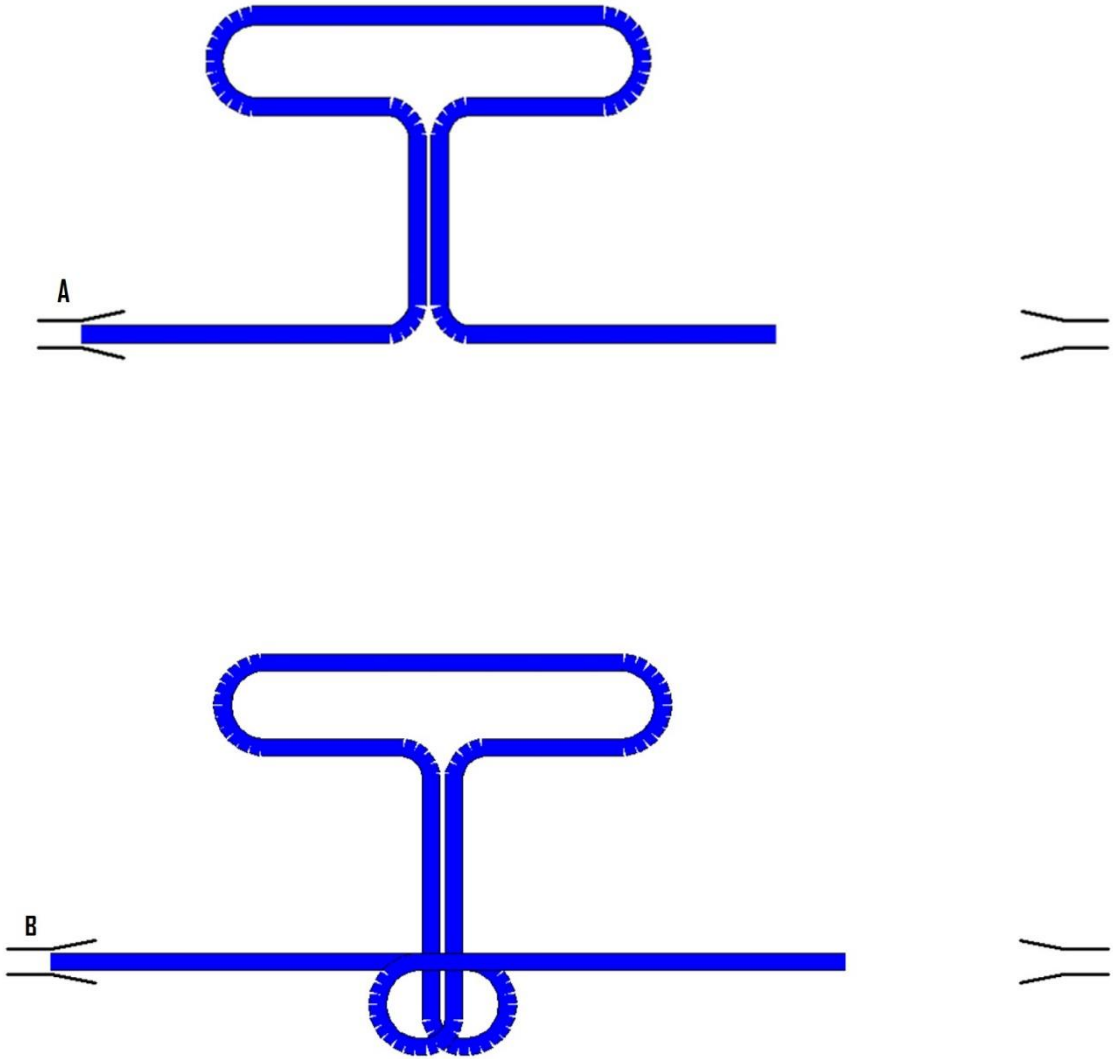


FIGURA 2

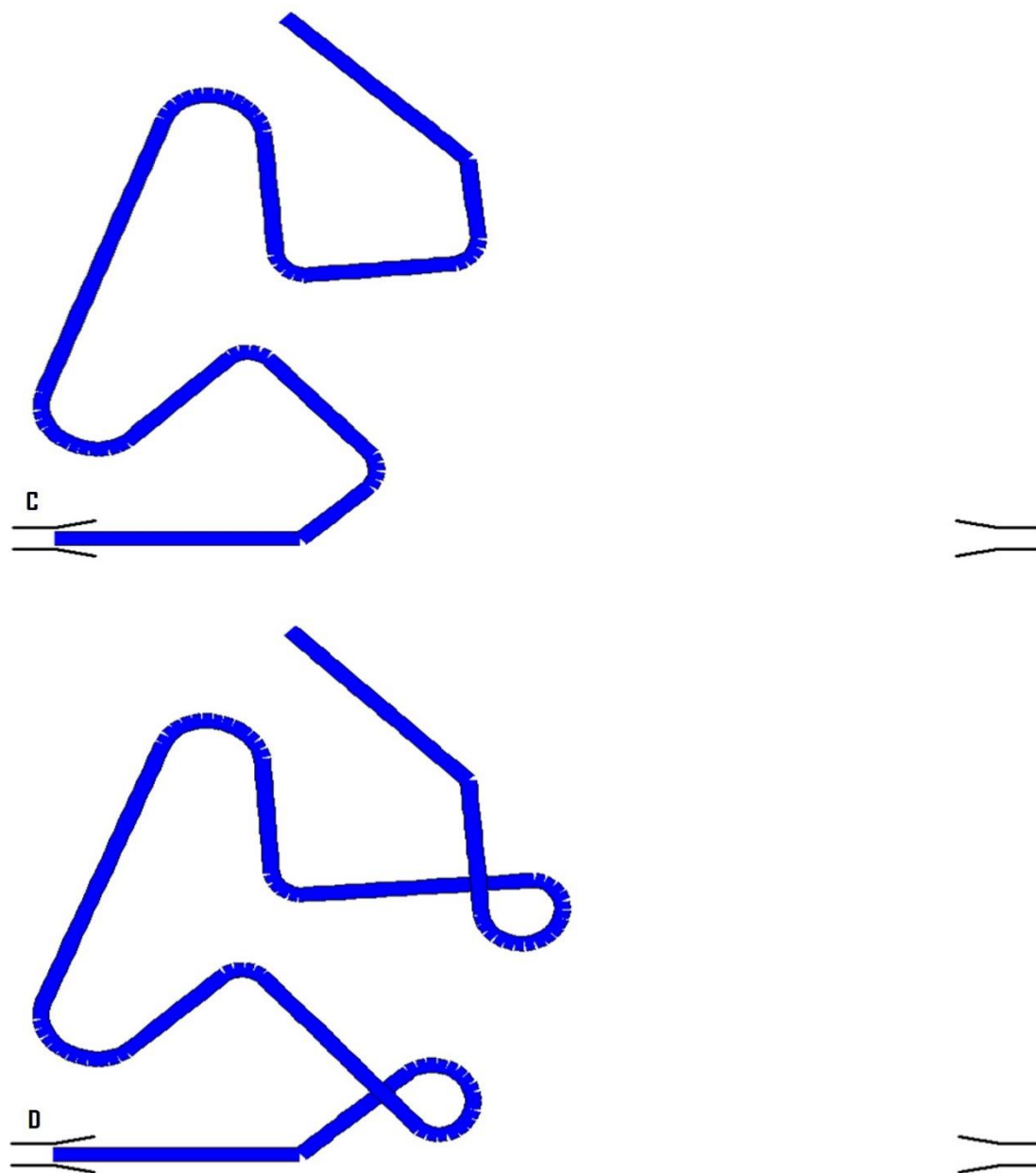


Figura 2 – Template desenvolvido no Loop software para: A) Confeção das molas T convencionais, B) Confeção das molas com helicoides. C) Pré-ativação da mola T Convencional. D) Pré-ativação de mola T com Helicoides. O software permite que o template seja impresso em tamanho real (proporção 1:1).

FIGURA 3

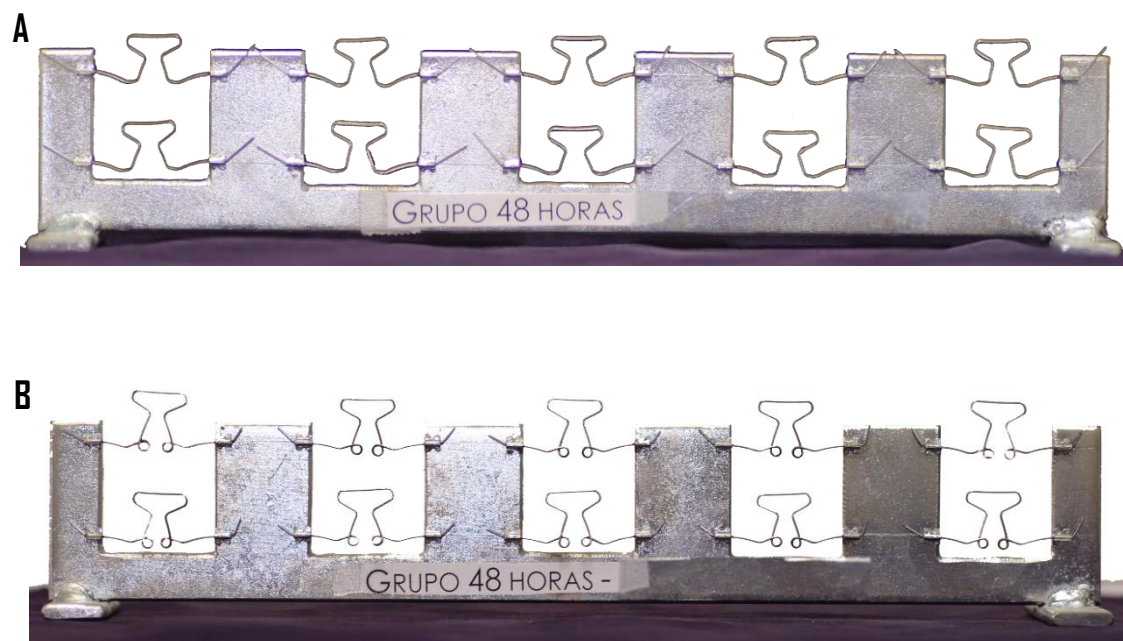


Figura 3 – Corpo de prova utilizado para adaptação das molas nos diferentes períodos avaliados. A) Molas T convencionais centralizadas, ativadas em 5mm e posicionadas na DIB de 23mm. B) Molas T com helicoides centralizadas, ativadas em 5mm e posicionadas na DIB de 23mm.

FIGURA 4

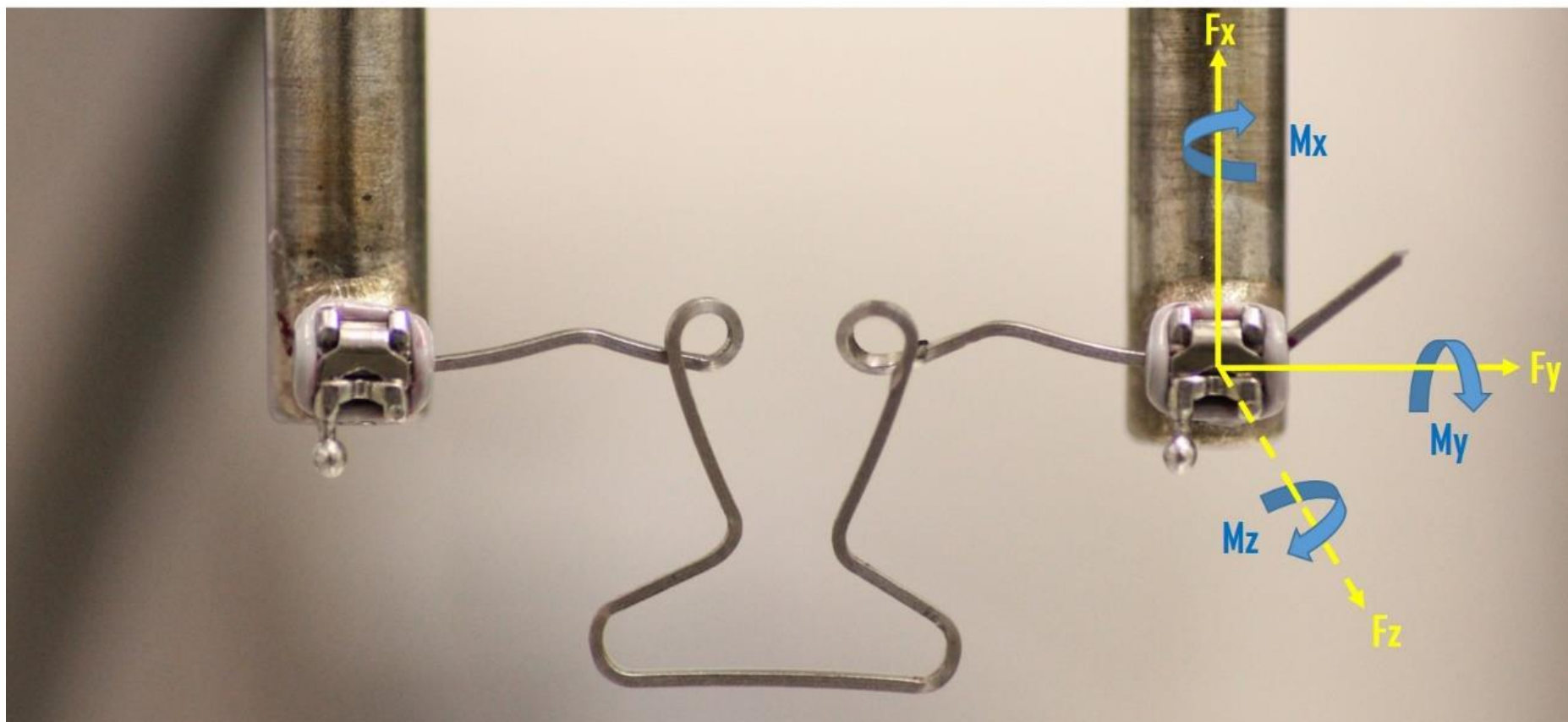


Figura 4 – Desenho esquemático do sistema de forças e momentos gerados pelas molas T nos três eixos do espaço.

FIGURA 5

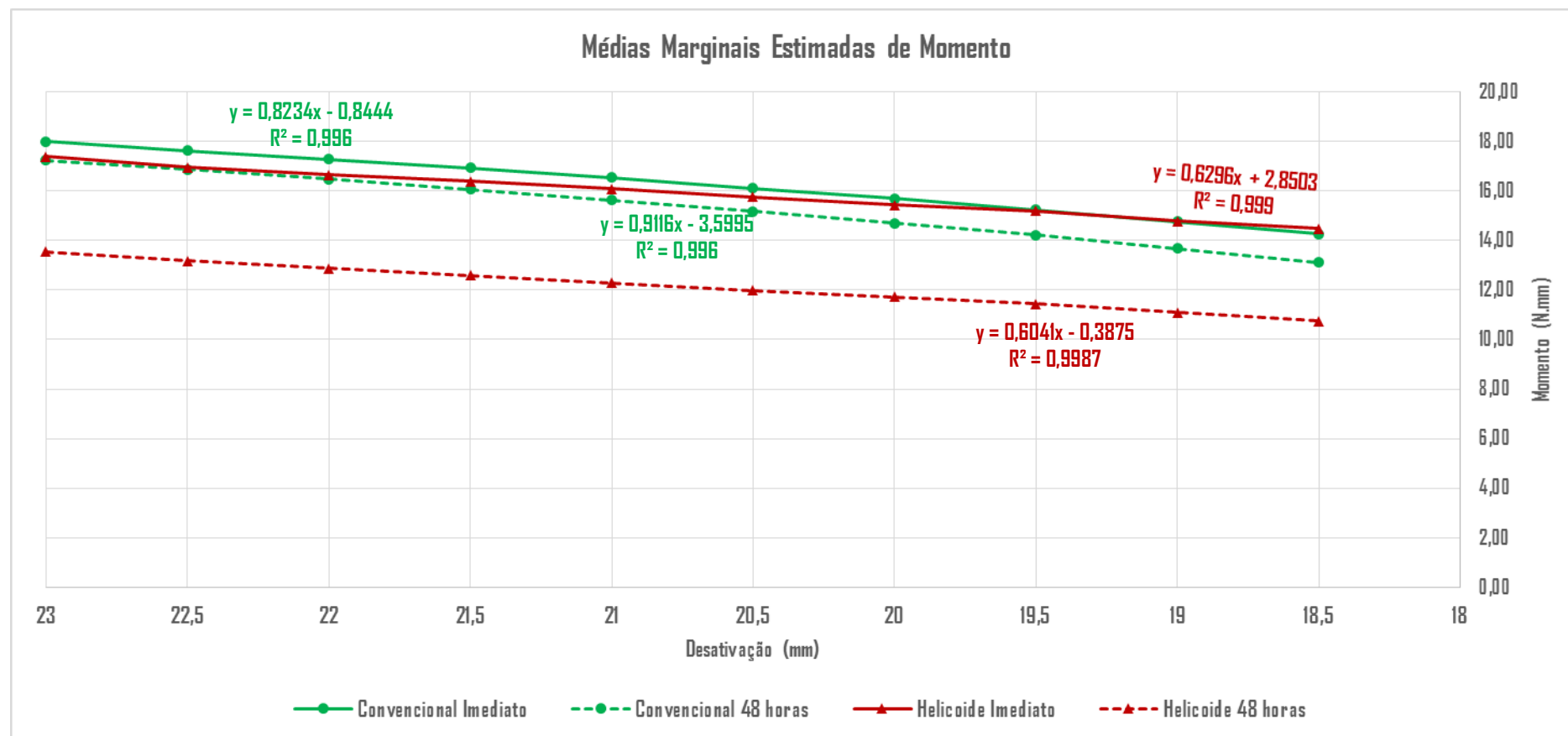


Figura 5 – Gráfico dos momentos produzidos durante a desativação das molas T dos grupos Convencional e Helicoide em cada período, com equação da reta de regressão para cada desativação.

FIGURA 6

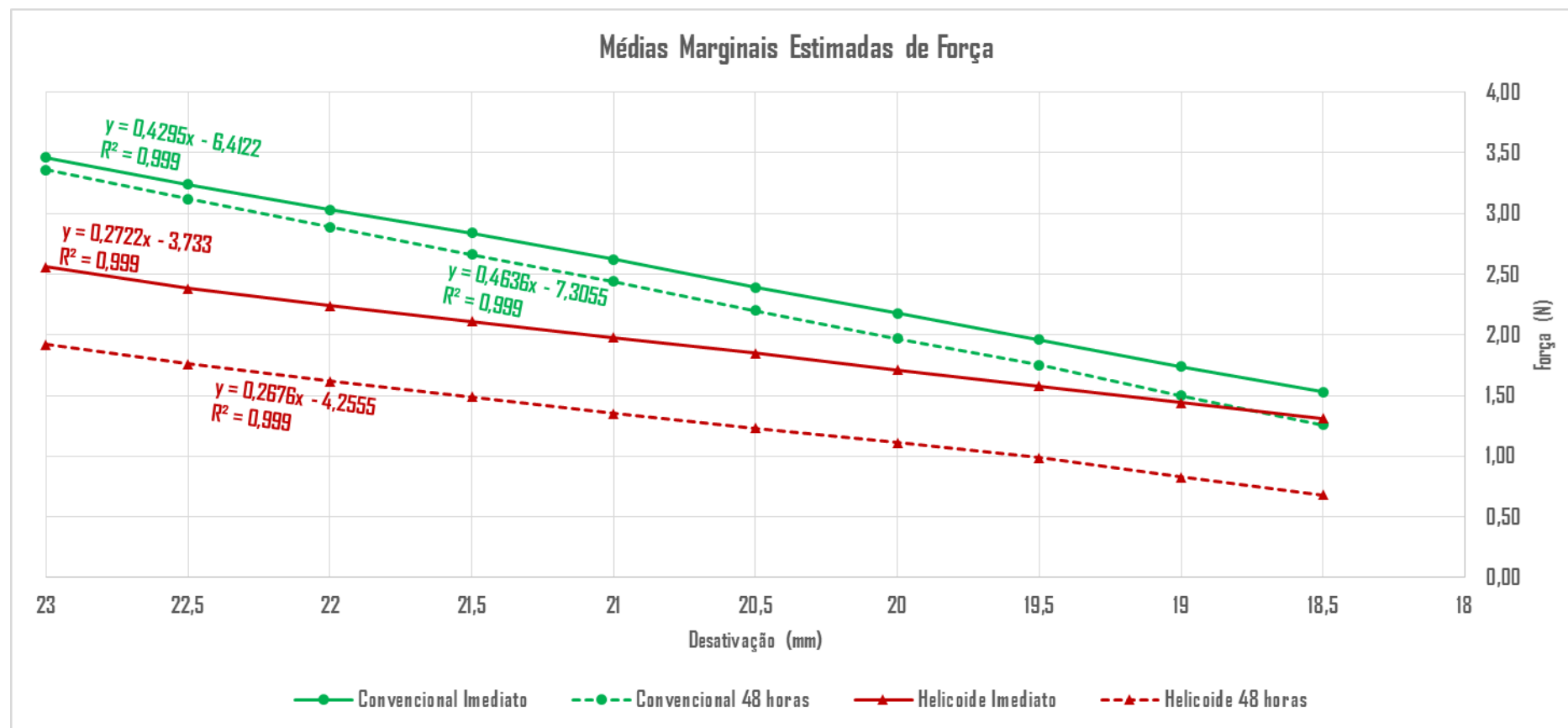


Figura 6 – Gráfico das forças produzidas durante a desativação das molas T dos grupos Convencional e Helicoide em cada período, com equação da reta de regressão para cada desativação.

FIGURA 7

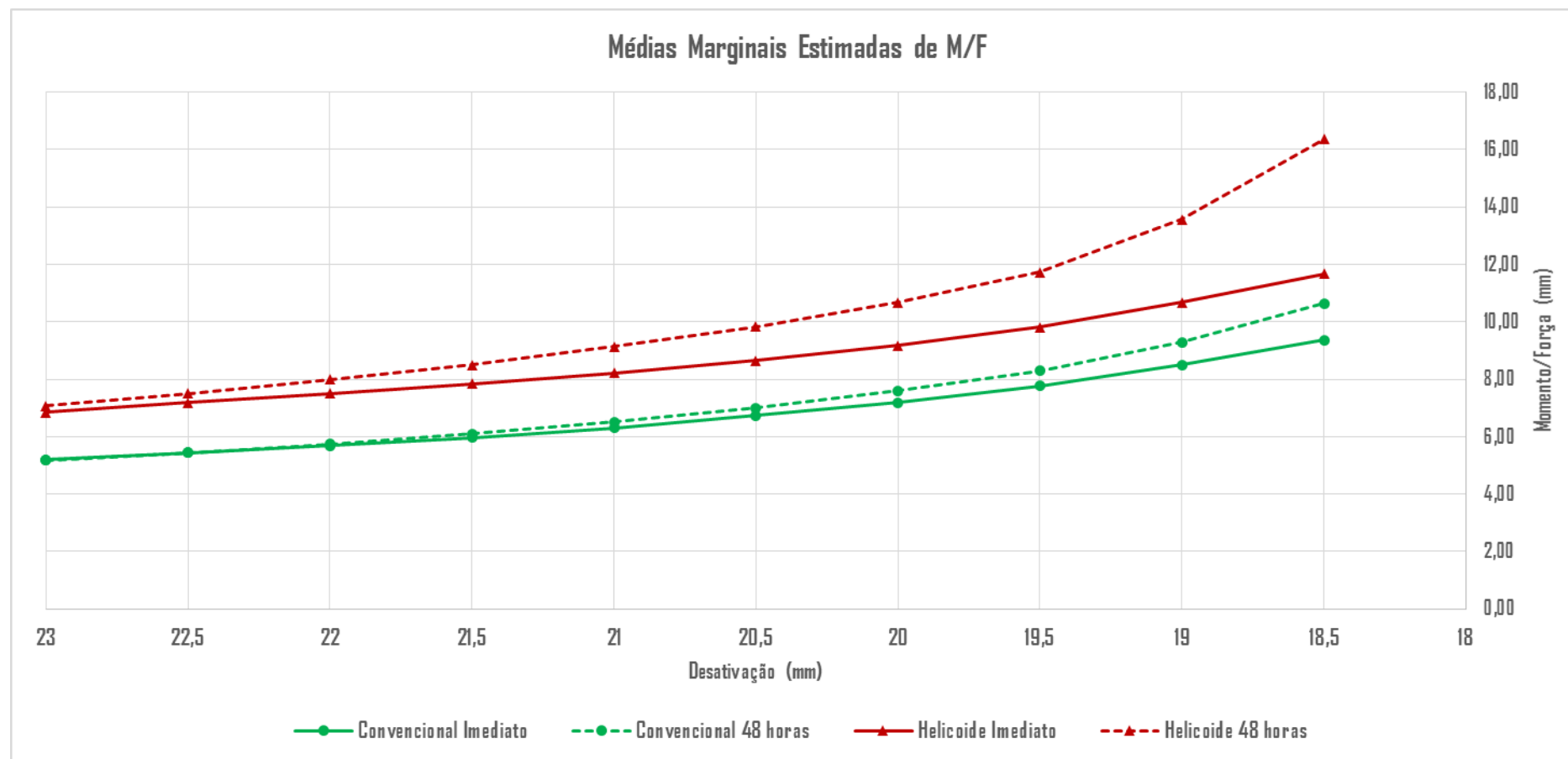


Figura 7 – Gráfico das M/F produzidas durante a desativação das molas T dos grupos Convencional e Helicoide em cada período.

FIGURA 8

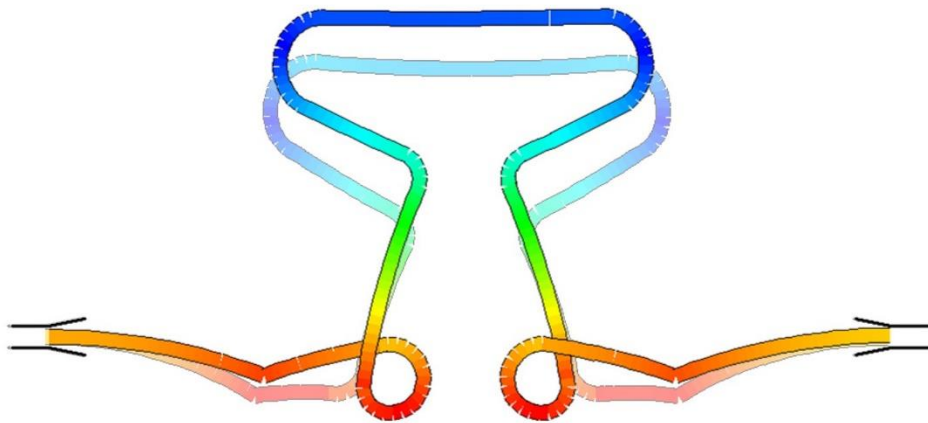


Figura 8 – Sobreposição das molas dos grupos Convencional e Helicoide pré-ativadas e ativadas na DIB de 23mm.



A Considerações Finais

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Baseado nos resultados e conclusões apresentados pelos artigos, podemos tecer as seguintes considerações finais:

1. Quando ativas por um período superior a 24 horas, as molas T de beta-titânio exibem relaxamento de tensão;
2. O relaxamento de tensão ocorreu com uma maior intensidade em um período de 24 horas e continuou aumentando de forma gradual até o período de 12 semanas, apresentando alterações significativas;
3. Foram identificadas duas áreas onde ocorreu maior deformação, uma nas dobras entre as hastes verticais e horizontais das molas e outra nas dobras realizadas na haste horizontal.
4. Em molas T com helicoides houve uma maior perda de momento inicial ao longo do tempo, mas a proporção de perda de momento por desativação se manteve. Além disso, reduziu o momento produzido e diminuiu a perda de momento por desativação;
5. A adição de helicoides causou, ao longo do tempo, uma maior redução da força, porém sem modificar a C/D. Como consequência, essa adição causou uma redução da força horizontal e da C/D;
6. As molas T com helicoides apresentaram menores modificações na M/F causadas pelo tempo e se mantiveram mais estáveis durante a desativação. A adição de helicoides aumentou a M/F.



5 Referências

5 REFERÊNCIAS*

1. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(4):518-28.
2. Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng.* 1992;14(5):371-8.
3. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1962;48(11):805-22.
4. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1982;82(5):361-78.
5. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1981;80(1):1-16.
6. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1980;77(2):121-32.
7. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1976;70(1):1-19.
8. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1985;87(6):445-52.
9. Burstone CJ, van Steenberg E, Hanley KJ. *Modern Edgewise Mechanics & The Segmented Arch Technique.* Glendora: Ormco Co.; 1995. 139 p.
10. Caldas SG, Martins RP, Viecilli RF, Galvao MR, Martins LP. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(2):e85-92.
11. Chen J, Indianapolis, Ind. *Inventor Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance.* Estados Unidos, 6120287. 2000.
12. Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop archwires. *Angle Orthod.* 2010;80(4):566-70.
13. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod.* 2000;70:48-51.

*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

14. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force-moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomechanics*. 1989;22(6/7):637-47.
15. Hanyuda A, Nagasaka S, Yoshida T. Long-term time effect on load-deflection characteristics of orthodontic wires. *Orthodontic Waves*. 2006;65:155-60.
16. Hanyuda A, Nagasaka S, Yoshida T. Long-term time effect on load-deflection characteristics of orthodontic wires. *Orthodontic Waves*. 2006;65(4):155-60.
17. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1984;86(5):396-402.
18. Hoenigl KD, Freudenthaler J, Marcotte MR, Bantleon HP. The centered T-loop--a new way of preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;108(2):149-53.
19. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod*. 1989;60(4):283-8.
20. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96(2):100-9.
21. Keng FY, Quick AN, Swain MV, Herbison P. A comparison of space closure rates between preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy T-loops: a randomized controlled clinical trial. *Eur J Orthod*. 2012;34(1):33-8.
22. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Structure and mechanical properties of as-received and heat-treated stainless steel orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;93(3):206-12.
23. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112(1):12-8.
24. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1979;75(5):569-75.
25. Manhartberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod*. 1989;59(3):205-10.
26. Marcotte M. *Biomechanics in Orthodontics*. Philadelphia, Pa: BC Decker; 1990.

27. Marcotte MR. Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of stainless steel wire. *J Dent Res.* 1973;52(6):1171-5.
28. Martins RP, Buschang PH, Gandini LG, Jr. Group A T-loop for differential moment mechanics: an implant study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(2):182-9.
29. Martins RP, Buschang PH, Martins LP, Gandini LG, Jr. Optimizing the design of preactivated titanium T-loop springs with Loop software. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(1):161-6.
30. Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(6):757-63.
31. Shimizu RH, Sakima T, Santos-Pinto A, Shimizu IA. Desempenho biomecânico da alça “T”, construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2002;7(6): 49-61.
32. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas “T” para a obtenção de sistemas de forças otimizados. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11(5):57-77.
33. Twelftree CC, Cocks GJ, Sims MR. Tensile properties of orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1977;72(6):682-87.
34. Vieceilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(1):48-53.
35. William D, Callister J. *Materials Science and Engineering: An Introduction.* Hoboken, NJ: Wiley; 2006.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 24 de janeiro de 2014

Roberto Soares da Silva Júnior.